Giornale Italiano di ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA

Organo ufficiale della Società Italiana di Ortopedia e Traumatologia • www.giot.it

Direttore scientifico: F. Pipino *(Monza)*

Direttore responsabile: Patrizia Alma Pacini

Comitato di Redazione: M. Bardelli *(Firenze)*; L. Del Sasso *(Como)*; V. Guzzanti *(Roma)*; G. Milano *(Roma)*; V. Patella *(Bari)*

Coordinatore Comitato Scientifico: C. Zorzi *(Verona)*

Comitato Scientifico: M. Bardelli *(Firenze)*; B. Battiston *(Torino)*; D. Capitani *(Milano)*; M. Catagni *(Lecco)*; L. Ceciliani *(Pavia)*; P. Cherubino *(Pavia)*; A. Costanzo *(Roma)*; G. De Giorgi *(Bari)*; G. Guida *(Napoli)*; G. Guido *(Pisa)*; C. Lazzarone *(Torino)*; M. Marcacci *(Bologna)*; R. Marsano *(Milano)*; M. Mercuri *(Bologna)*; R. Minola *(Milano)*; G. Monteleone *(Napoli)*; U. Pazzaglia *(Brescia)*; G. Randelli *(San Donato Milanese)*; V. Riccio *(Napoli)*; E. Romanini *(Roma)*; C.L. Romanò *(Milano)*; R. Russo *(Napoli)*; S. Russo *(Napoli)*; V. Valerio *(Brindisi)*

Referenti

Editoriali: F. Pipino *(Genova)*
Notiziario S.I.O.T: E. Cristofari *(Roma)*
Sito Società Affiliate: L. Pederzini *(Modena)*
Congressi e Recensioni: V. Guzzanti *(Roma)*
Congresso S.I.O.T.: Comitato di Presidenza
Aggiornamento Professionale: U. Pazzaglia *(Brescia)*
Pagina sindacale: U. De Nicola *(Treviso)*
Medicina legale: G.M. Calori *(Milano)*

Redazione: Stefano Fabbri • Tel. 050 3130237 • Fax 050 3130300 • sfabbri@pacinieditore.it • giot@pacinieditore.it

Consiglio Direttivo S.I.O.T. biennio 2006-2008

Presidente: L. Del Sasso
Vice-Presidenti: U. Pazzaglia, C. Zorzi
Consiglieri: P. Bianchi, C. Fabbriciani, G. Grasso, G. Monteleone, V. Patella, B. Pavolini, V. Sessa, P. Tranquilli Leali
Past-President: A. Faldini
Garante: V. Monteleone
Segretario: A. Piccioli
Segreterio alla Presidenza: V. Zottola
Segreteria: E. Cristofari

PACINIeditore
MEDICINA

Pacini Editore SpA • Via A. Gherardesca 1, 56121 Ospedaletto Pisa • Tel. +39-050-313011 • Fax +39-050-3130300 • info@pacinieditore.it • www. pacinimedicina.it

Registrato presso il Tribunale di Roma – n. 14690 del 1972

Il *Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia* è Organo ufficiale della Società Italiana di Ortopedia e Traumatologia. Esso si pubblica a fascicoli bimestrali in edizione italiana. Esso affianca *Orthopaedics and Traumatology* che è la pubblicazione ufficiale in inglese della S.I.O.T. La rivista pubblica contributi redatti in forma di Editoriali, Notiziari (S.I.O.T. e Società specialistiche), Report Congressuali, Aggiornamenti professionali (anche di Medicina legale), Pagine sindacali, Rassegne stampa, Recensioni, Articoli Originali e Casi Clinici. Gli articoli scientifici originali dovranno essere accompagnati da una dichiarazione firmata dal primo Autore, nella quale si attesti che i contributi sono inediti, non sottoposti contemporaneamente ad altra rivista, ed il loro contenuto conforme alla legislazione vigente in materia di etica della ricerca. Gli Autori sono gli unici responsabili delle affermazioni contenute nell'articolo e sono tenuti a dichiarare di aver ottenuto il consenso informato per la sperimentazione e per la riproduzione delle immagini. La Redazione accoglie solo i testi conformi alle norme editoriali generali e specifiche per le singole rubriche. La loro accettazione è subordinata alla revisione critica di esperti, all'esecuzione di eventuali modifiche richieste ed al parere conclusivo del Direttore. Il Direttore del Giornale si riserva inoltre il diritto di richiedere agli Autori la documentazione dei casi e dei protocolli di ricerca, qualora lo ritenga opportuno. Nel caso di provenienza da un Dipartimento Universitario o da un Ospedale il testo dovrà essere controfirmato dal responsabile del Reparto (U.O.O., Clinica Universitaria …). **Conflitto di interessi**: nella lettera di accompagnamento dell'articolo, gli Autori devono dichiarare se hanno ricevuto finanziamenti o se hanno in atto contratti o altre forme di finanziamento, personali o istituzionali, con Enti Pubblici o Privati, anche se i loro prodotti non sono citati nel testo. Questa dichiarazione verrà trattata dal Direttore come una informazione riservata e non verrà inoltrata ai revisori. I lavori accettati verranno pubblicati con l'accompagnamento di una dichiarazione *ad hoc*, allo scopo di rendere nota la fonte e la natura del finanziamento.

Norme generali

Testo: in lingua italiana e corredato di: titolo del lavoro (in italiano ed in inglese); parole chiave (in italiano ed in inglese); riassunto strutturato (in italiano ed in inglese); titolo e didascalie delle tabelle e delle figure.

Le bozze dei lavori saranno inviate per la correzione al primo degli Autori salvo diverse istruzioni. Gli Autori si impegnano a restituire le bozze corrette entro e non oltre 7 giorni dal ricevimento; in difetto i lavori saranno pubblicati dopo revisione fatta dalla Redazione che però declina ogni responsabilità per eventuali inesattezze sia del dattiloscritto che delle indicazioni relative a figure e tabelle.

Nella **prima pagina** devono comparire: il *titolo* (conciso, in italiano ed inglese); le *parole chiave* in italiano ed inglese ; i *nomi* degli Autori e l'*Istituto* o *Ente* di appartenenza; la *rubrica* cui si intende destinare il lavoro (decisione che è comunque subordinata al giudizio del Direttore); il *nome*, l'*indirizzo* ed il *recapito telefonico* dell'Autore cui sono destinate la corrispondenza e le bozze. Nella **seconda pagina** comparirà il riassunto in italiano ed inglese (non più di **200** parole, strutturato secondo le sezioni **Background**, **Obiettivi**, **Metodi**, **Risultati**, **Conclusioni**); nelle **ultime pagine** compariranno la bibliografia, le didascalie di tabelle e figure e l'eventuale menzione del Congresso al quale i dati dell'articolo siano stati comunicati (tutti o in parte). **Tabelle**: devono essere contenute nel numero (evitando di presentare lo stesso dato in più forme) e numerate progressivamente. **Figure**: vanno riprodotte in foto o digitale e numerate con eventuale indicazione dell'orientamento. I grafici ed i disegni possono essere in fotocopia, purché di buona qualità. **Bibliografia**: va limitata alle voci essenziali identificate nel testo con numeri arabi ed elencate al termine del dattiloscritto nell'ordine in cui sono state citate, avvalendosi delle abbreviazioni internazionali.Esempi di corretta citazione bibliografica per:

Articoli e riviste: Bianchi M, Laurà G, Recalcati D. *Il trattamento chirurgico delle rigidità acquisite del ginocchio*. Minerva Ortopedica 1985;36:431-438.

Libri: Tajana GF. *Il condrone*. Milano: Edizioni Mediamix, 1991.

Capitoli di libri o atti di Congressi: Krmpotic-Nemanic J, Kostovis I, Rudan P. *Aging changes of the form and infrastructure of the external nose and its importance in rhinoplasty*. In: Conly J, Dickinson JT, eds. *Plastic and Reconstructive Surgery of the Face and Neck*. New York: Grune and Stratton 1972, p. 84.

Ringraziamenti, indicazioni di grants o borse di studio, vanno citati al termine della bibliografia. Le note, contraddistinte da asterischi o simboli equivalenti, compariranno nel testo a piè di pagina. Termini matematici, formule, abbreviazioni, unità e misure devono conformarsi agli standards riportati in Science 1954;120:1078. I farmaci vanno indicati col nome chimico. Solo se inevitabile potranno essere citati col nome commerciale (scrivendo in maiuscolo la lettera iniziale del prodotto).

Norme specifiche per le singole rubriche

Editoriali: sono intesi come considerazioni generali e pratiche su temi d'attualità, in lingua italiana, sollecitati dal Direttore o dai componenti il Comitato di redazione. È omesso il riassunto. **Articoli d'aggiornamento:** possono anche essere commissionati dal Direttore. Di regola non devono superare le 20 cartelle dattiloscritte (una cartella equivale a 2000 caratteri spazi inclusi), comprese tabelle, figure e voci bibliografiche. Legenda di tabelle e figure sono a parte. È omesso il riassunto. **Articoli originali:** comprendono lavori che offrono un contributo nuovo o frutto di una consistente esperienza, anche se non del tutto originale, in un determinato settore. Devono essere suddivisi nelle seguenti parti: introduzione, materiale e metodo, risultati, discussione e conclusioni. Il testo non deve superare le 15 cartelle dattiloscritte comprese iconografia, bibliografia e riassunto in italiano ed inglese (max. 200 parole). Legenda di tabelle e figure a parte. Il riassunto non deve superare le 200 parole e va suddiviso di regola nelle seguenti sezioni: *Obiettivi*, *Metodi*, *Risultati, Conclusioni*. Nella sezione *Obiettivi* va sintetizzato con chiarezza l'obiettivo (o gli obiettivi) del lavoro, vale a dire l'ipotesi che si è inteso verificare; nei *Metodi* va riportato il contesto in cui si è svolto lo studio, il numero e il tipo di soggetti analizzati, il disegno dello studio (randomizzato, in doppio cieco …), il tipo di trattamento e il tipo di analisi statistica impiegata. Nella sezione *Risultati* vanno riportati i risultati dello studio e dell'analisi statistica. Nella sezione *Conclusioni* va riportato il significato dei risultati soprattutto in funzione delle implicazioni cliniche. **Articoli originali brevi:** comprendono brevi lavori (non più di 3 cartelle di testo) con contenuto analogo a quello degli Articoli originali e come questi suddivisi. Sono ammesse 2 tabelle o figure e una decina di voci bibliografiche. **Casi clinici:** vengono accettati dal Comitato di Redazione solo lavori di interesse didattico e segnalazioni rare. La presentazione comprende l'esposizione del caso ed una discussione diagnostico-differenziale. Il testo deve essere conciso e corredato, se necessario, di 1-2 figure o tabelle e di pochi riferimenti bibliografici essenziali. Il riassunto è di circa 50 parole. **Lettere alla direzione:** possono far riferimento a problemi di interesse ortopedico d'attualità oppure ad articoli già pubblicati. Nel secondo caso la lettera verrà preventivamente inviata agli Autori dell'articolo e l'eventuale risposta degli stessi pubblicata in contemporanea. La loro estensione non dovrebbe superare le due pagine dattiloscritte, precedute dal titolo. È richiesta la sola lingua italiana. **Dai Libri:** la rivista si riserva di fare e/o pubblicare le recensioni di libri che le venissero proposti. Il testo, di 1-2 pagine, dovrà essere in italiano.

Gli scritti di cui si fa richiesta di pubblicazione vanno indirizzati (in originale o per E-mail) a: **Pacini Editore SpA – Ufficio Editoriale, Via Gherardesca, 56121 Ospedaletto (PI) – c.a. Stefano Fabbri / Eleonora Lollini • Tel. 050 3130237 • 050 3130283 • E-mail: giot@pacinieditore.it, sfabbri@pacinieditore.it, elollini@pacinieditore.it**

Il Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia è bimestrale. I prezzi degli abbonamenti annuali per i NON Soci sono i seguenti: Italia € 97; estero € 122; istituzionale € 97. Questo fascicolo € 32. Le richieste di abbonamento ed ogni altra corrispondenza relativa agli abbonamenti vanno indirizzate a: Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia • Ufficio Abbinamenti • Pacini Editore S.p.A., via Gherardesca, 56121 Ospedaletto (PI) • Tel. 050 313011 • Fax 050 3130300 • abbonamenti@pacinieditore.it • www.pacinimedicina.it

Finito di stampare Settembre 2008

Le fotocopie per uso personale del lettore possono essere effettuate nei limiti del 15% di ciascun fascicolo di periodico dietro pagamento alla SIAE del compenso previsto dall'art. 68, commi 4 e 5, della legge 22 aprile 1941 n. 633. Le riproduzioni effettuate per finalità di carattere professionale, economico o commerciale o comunque per uso diverso da quello personale possono essere effettuate a seguito di specifica autorizzazione rilasciata da AIDRO, Corso di Porta Romana n. 108, Milano 20122, e-mail segreteria@aidro.org e sito web www.aidro.org

I dati relativi agli abbonati sono trattati nel rispetto delle disposizioni contenute nel D.Lgs. del 30 giugno 2003 n. 196 a mezzo di elaboratori elettronici ad opera di soggetti appositamente incaricati. I dati sono utilizzati dall'editore per la spedizione della presente pubblicazione. Ai sensi dell'articolo 7 del D.Lgs. 196/2003, in qualsiasi momento è possibile consultare, modificare o cancellare i dati o opporsi al loro utilizzo scrivendo al Titolare del Trattamento: Pacini Editore S.p.A. - Via A. Gherardesca 1 - 56121 Ospedaletto (Pisa)

Indice

Il contributo italiano alla chirurgia dell'anca

Overview
L. Del Sasso ..... pag. S1

Stelo e cotile CLS
L. Spotorno, F. Astore, G. Grappiolo ..... » S3

La conservazione del collo del femore: stelo CFP e cotile TOP in funzione della *Tissue Sparing Surgery* (TSS)
F. Pipino ..... » S6

I cotili Fitek – Fitmore
P.G. Marchetti, M. Girolami ..... » S10

Protesi e modularità
A. Toni, F. Traina, E. Tassinari, F. Biondi, F. Pilla ..... » S14

Lo stelo Modulus
F. Benazzo, L. Piovani, S.M.P. Rossi ..... » S17

Stelo Proxima: razionale e risultati clinici
F.S. Santori, N. Santori, M. Tonci Ottieri, E. D'Antonio, M. Lucidi ..... » S23

Dalla protesi su misura allo stelo retto a doppia conicità
G. Randelli, F. Randelli, P. Randelli, O. Visentin ..... » S28

Il contributo italiano all'ortopedia pediatrica

Overview
N. de Sanctis, F. Rondinella ..... » S32

Il trattamento chirurgico della displasia fibrosa dello scheletro in accrescimento
E. Ippolito, P. Farsetti, F. De Maio ..... » S36

Trattamento delle cisti ossee aneurismatiche con embolizzazione arteriosa selettiva in soggetti in accrescimento
F. Cigala, F. Sadile, V. Iaccarino ..... » S40

Nuovi orientamenti nel trattamento del nanismo acondroplasico
G. Peretti, R. Facchini, W. Albisetti, G.M. Peretti, F. Verdoni ..... » S45

Tecnica attuale del trattamento della lussazione congenita inveterata dell'anca con metodo di Ilizarov modificato
M.A. Catagni, F. Guerreschi, L. Lovisetti ..... » S48

Diagnosi precoce della displasia congenita dell'anca.
Implicazioni terapeutiche
M. De Pellegrin, D. Moharamzadeh, D. Fracassetti ..... » S53

Il contributo italiano alla chirurgia del polso e della mano

Overview
C. Bufalini, D. Perugia ..... » S58

Lembi ad isola per le ricostruzioni digitali
R. Adani, A. Salento, L. Tarallo, A. Atzei ..... » S61

Correzione della instabilità scafolunare
G. Brunelli ..... » S66

Innovazioni nella chirurgia dei tendini flessori
B. Battiston, P. Triolo, G. Vasario, P.L. Tos, L.G. Conforti, M. Riccio ..... » S70

La tenorrafia dei flessori
R. Mantero, M.I. Rossello ..... » S75

Sindromi compartimentali (S.C.) perinatali e loro sequele:
aspetti classificativi e di trattamento
A. Landi, M. Abate ..... » S79

Il contributo italiano alla patologia del rachide

Overview
G. De Giorgi, A. Piazzolla, A. Luca, S. De Giorgi ..... » S82

Gli inizi della nostra attività chirurgica nel trattamento delle deformità
vertebrali (30-40 anni fa ed oltre)
P.G. Marchetti, A. Faldini ..... » S87

La stenosi lombare: dalla laminectomia agli spaziatori interspinosi
F. Postacchini ..... » S95

La classificazione delle spondilolistesi secondo P.G. Marchetti
e P. Bartolozzi
P.G. Marchetti, P. Bartolozzi, D. Pasquetto, M. Marino ..... » S99

Contributi alla conoscenza della fisiopatologia, anatomia-patologica,
correlazioni anatomo-cliniche e trattamento della cervicoartrosi
V. Denaro, N. Papapietro, S.A. Barnaba, R. Papalia, A.C. Di Martino,
G. Vadalà, A. Marinozzi ..... » S103

Osteosintesi originale per la stabilizzazione craniocervicale
C.A. Logroscino, M. Genitiempo, S. Casula ..... » S110

Input of the Italian spinal surgeons on the spine surgery during the last
20 years (seen from a French spinal pediatric orthopedic surgeon)
J. Dubousset ..... » S115

Il contributo italiano alla chirurgia del ginocchio

Overview
R. D'Anchise, M. Andreata, C. Balbino, N. Manta, E. Prospero ..... » S118

Osteotomie di addizione, prossimale di tibia e distale di femore
G. Puddu, V. Franco, M. Cipolla, G. Cerullo, E. Gianni, L. Panarella ..... » S122

Le deviazioni assiali del ginocchio: esperienza con il fissatore esterno angolare
E. Castaman, C. Bergamasco, C. Scialabba ..... » S127

Nuovi orientamenti nel trattamento della instabilità rotulea
A. Schiavone Panni, S. Cerciello, M. Tartarone, M. Vasso, D. Santaiti, C. Mazzotta ..... » S131

La femoro-rotulea nella protesi totale di ginocchio
P. Aglietti, L. Sensi, P. Cuomo, R. Buzzi, F. Giron, A. Ciardullo ..... » S135

La bimono
S. Romagnoli, F. Verde, E. Bibbiani, N. Castelnuovo ..... » S137

La chirurgia con risparmio tessutale nella ricostruzione del ginocchio: artroprotesi monocompartimentale (UKA), patellofemorale (PFA), mono + patellofemorale (UKA + PFA), bi-monocompartimentale (BI-UKA)
N. Confalonieri, K. Motavalli, A. Manzotti, F. Montironi, C. Pullen ..... » S142

Utilizzo degli spaziatori articolati preformati nelle protesi infette di ginocchio
C.C. Castelli, R. Ferrari ..... » S149

Il contributo italiano alla chirurgia oncologica

Progressi nella chirurgia oncologica della pelvi e del sacro
R. Capanna, G. Taddei, I. Mancini, G. Scoccianti, G. Beltrami, D.A. Campanacci, P.L. Cuomo, M. Ippolito ..... » S154

Esperienza clinica nella ricostruzione del corpo vertebrale con protesi modulare in carbonio (115 casi in 114 pazienti)
S. Boriani, S. Bandiera, A. Gasbarrini, F. De Iure, M. Cappuccio, R. Biagini ..... » S161

L'associazione di autotrapianto vascolarizzato del perone ad allotrapianto massivo nelle ricostruzioni segmentali dopo resezione oncologica: considerazioni sul comportamento biologico evolutivo del montaggio composito con perone endomidollare
M. Ceruso, P Bigazzi, M. De Paolis, M. Mercuri, M. Manfrini, ... » S165

Il contributo italiano alle scienze ortopediche di base

Impiego della stimolazione biofisica per l'osteogenesi riparativa e per la condroprotezione articolare
L. Massari, R. Cadossi, G.C. Traina e il gruppo di studio CRES ..... » S171

Ingegneria tissutale per la ricostruzione osteocondrale
E. Kon, G. Altadonna, M. Delcogliano, G. Filardo, M. Nitri, C. Montaperto, S. Zaffagnini, M. Marcacci ..... » S176

Evoluzione del fissatore esterno circolare
M.A. Catagni ..... » S180

Il polietilene nella chirurgia protesica
A. Bistolfi, E.M. Brach del Prever, P. Bracco, P. Gallinaro, M. Crova, L. Costa ..... » S187

Il contributo italiano alla chirurgia del piede e della caviglia

Overview
M. Bardelli, L. Turelli ..... » S191

Biofeedback seno-tarsico nel trattamento del piede calcaneo-valgo infantile
G. Pisani, P.C. Pisani, E. Parino ..... » S196

Piede piatto idiopatico: calcaneo-stop con vite conica astragalica
E. Castaman, C. Bergamasco, C. Scialabba ..... » S200

Endortesi nella patologia da anomala pronazione di sottoastragalica: vite ad espansione
S. Giannini, F. Vannini, C. Faldini, D. Luciani, E. Chiarello ..... » S203

Chirurgia mini-invasiva e percutanea dell'avampiede
B. Magnan, G. Viola, E. Samaila, P. Bartolozzi ..... » S206

Trattamento chirurgico dell'alluce valgo mediante tecnica mininvasiva SERI
F. Ceccarelli, C. Faldini, F. Vannini, R. Bevoni, M. Nanni, D. Leonetti, S. Giannini ..... » S212

Protesi di caviglia di prima generazione Pipino-Calderale e seconda generazione Vittore-Simone
D. Vittore, M. Petrera, G. Caizzi, V. Patella ..... » S218

Protesi di caviglia di terza generazione: BOX
S. Giannini, F. Catani, M. Romagnoli, A. Leardini, D. Luciani, M.T. Miscione ..... » S224

Il contributo italiano alla traumatologia

Overview
A. Pace ..... » S228

Sintesi elastica intramidollare nelle fratture omerali (studio multicentrico)
P.F. Tampieri, C. Impallomeni, M. Palmonari, G. Vicenzi ..... » S231

Chiodo retrogrado autobloccante omerale EXP: razionale, tecnica, risultati clinici
N. Santori, M. Rendine, M. Tonci Ottieri della Cjaia, F.S. Santori ..... » S234

Fissatore esterno assiale
R. Aldegheri ..... » S239

Le lesioni complesse del bacino
G.F. Zinghi ..... » S243

Le fratture laterali del collo del femore:
biomeccanica di un sistema mininvasivo
V. Caiaffa, C. Mori, G. Ognissanti, M. Sperti ..... » S247

L'apporto della Scuola Senese nell'evoluzione dell'inchiodamento endomidollare
P. Maniscalco, E. Crainz, M. Savoini, L. Bocchi ..... » S250

Aumento delle tecniche di fissazione nel paziente osteoporotico
A. Moroni, A. Hoang-Kim, R. Orsini, G. Micera, S. Giannini ..... » S255

Il contributo italiano alla chirurgia della spalla e del gomito

Overview
F. Postacchini ..... » S259

La spalla microinstabile dell'atleta
A. Castagna, R. Garofalo, M. Borroni, E. Ceccarelli, E. Vinci, M. Conti ..... » S263

La neuropatia del soprascapolare
A. De Carli, A. Ferretti ..... » S265

Trattamento artroscopico della *bony Bankart*
G. Porcellini, G. Merolla, P. Paladini, F. Fauci, F. Campi ..... » S269

Il ruolo dell'acromionplastica nella riparazione della cuffia dei rotatori
G. Milano, A. Grasso, M. Salvatore, L. Deriu, C. Fabbriciani ..... » S273

Trattamento delle fratture complesse della testa omerale con nuovo sistema di osteosintesi a minima
R. Russo, M. Ciccarelli, V. Visconti, F. Cautiero, L. Vernaglia Lombardi, G. Giudice ..... » S276

Il sistema protesico di spalla "SMR"
M. Randelli, M. Borroni, A. Castagna, G. Delle Rose, L. Maradei, N. Markopoulos ..... » S280

Le instabilità complesse del gomito
L. Celli, A. Celli ..... » S284

Il contributo italiano alla chirurgia artroscopica del ginocchio e alla traumatologia sportiva

Overview
F. Benazzo, G. Zanon, S.M.P. Rossi ..... » S288

La ricostruzione del LCA con semitendinoso e gracile
A. Ferretti ..... » S290

Ricostruzione del LCA: dal tendine rotuleo al doppio fascio
P. Aglietti, P. Cuomo, F. Giron, M. Losco, A. Ciardullo, L. Sensi ..... » S294

La ricostruzione del legamento crociato posteriore
P.P. Mariani, F. Margheritini ..... » S297

Trapianto di condrociti autologhi di II generazione in artroscopia
M. Marcacci, E. Kon, G. Filardo, M. Delcogliano, M. Nitri, C. Montaperto, S. Zaffagnini ..... » S301

Ruolo della prevenzione nelle lesioni del legamento crociato anteriore
G. Cerulli, A. Caraffa, F. Vercillo, P. Antinolfi, G. Zamarra ..... » S306

Overview

L. Del Sasso

RELAZIONE INTRODUTTIVA

L'impegno italiano nell'importante campo della chirurgia nella patologia degenerativa e infiammatorie dell'anca ha visto sempre le Scuole del nostro Paese all'avanguardia, sia rispetto al tempo di esecuzione, che alle tecniche chirurgiche e nella progettazione delle protesi.

Delitala e la Scuola del Rizzoli nel 1945, impiantò una endoprotesi in acciaio in un condrosarcoma.

Fra il 1945 e il 1953 furono impiantate 40 endoprotesi in materiale plastico.

Subito dopo la prima guerra si venne a conoscenza di quanto in quegli anni avevano fatto in America . Marius Smith-Petersen e Austin Moure fra i precursori di questa chirurgia.

Nel 1957 Alberto Augusto Picchio, allievo del Rizzoli e Primario dell'Ospedale "San Salvatore di Pesaro", impiantò una protesi totale di anca in metallo da lui ideata con fissazione esclusivamente meccanica (Fig. 1).

In due anni fece solo due interventi modificando sia la protesi che la tecnica fino a fare 4 modelli e a realizzare dal 1957 al 1969 53 impianti.

Questo autore può essere considerato un precursore al pari in Italia a Delitala, del Rizzoli, a De Marchi e Ricciardi a Venezia e Marino Zuco a Roma.

Durante questo periodo, ormai storico, i veri precursori europei di questa chirurgia sono stati gli inglesi Mc Kee, Farrar e Charnley, i francesi Judet e Merle d'Aubignè e lo svizzero Müller .

Fra gli anni 1950 e 1970 vanno ricordate le esperienze italiane con rivestimento plastico di Delitala, Scaglietti, Picchio, Salerno, Gilberti, Peresson, Poli, Arienti, Bianchi-Majocchi, Cattaneo, Crozzoli, Mandarino, Davalli, Zarotti, Polacco, Peregalli, Guida, Del Prete, Gherlinzoni, o metallico come acciaio, vitallium, tantalio e titanio.

Delitala, Marino-Zuco, Pais, Zanoli, Gambier, Ricciardi, Picchio, De Marchi, Poli, Re, Operati, Cabitza, Trentani ed altri si sono sempre più orientati confortati anche dalle esperienze internazionali, verso l'impianto endoprotesico.

In questo al traguardo degli anni sessanta l'Italia con l'esperienza di Picchio, Gambier, Ricciardi, De Marchi, Cattaneo, Re, Poli, Paltrinieri e Trentani, si è guadagnata in campo scientifico internazionale un ruolo di rispetto. Per venire agli ultimi 20 anni è veramente imponente il contributo Italiano in particolare nella ideazione di protesi non cementate e per ciò che riguarda l'importante campo della tribologia.

Lo spazio riservato su *Clinical Orthopaedics and Related Research* (n. 134/1978) all'esperienza di Paltrinieri e Trentani può essere un esempio del ruolo Italiano in campo internazionale.

Gruppo Ospedaliero San Donato – Istituto Clinico Villa Aprica

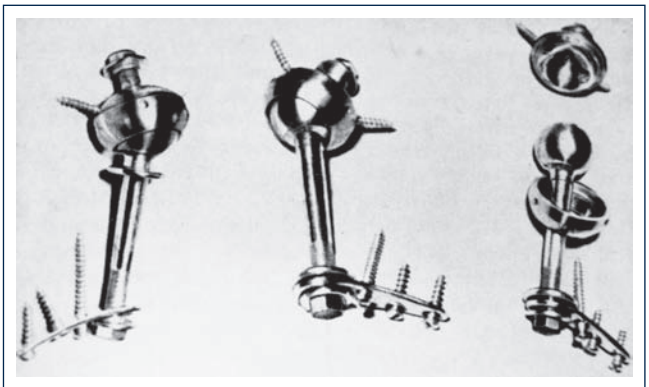


Fig. 1. Artroprotesi di Picchio primo tipo.

Dagli anni settanta ad oggi lo scenario si è distinto per alcuni aspetti tra i quali ricordiamo: La scienza di base rispetto all'osteolisi asettica dell'impianto cementato (malattia da cemento *vs.* malattia da polietilene). Molti sono gli autori che si sono cimentati in questo argomento focalizzando giustamente l'attenzione sui detriti di polietilene che sembrano essere la causa primaria della mobilizzazione delle protesi cementate. Ciò ha condotto la ricerca alla realizzazione di polietileni reticolati che sembrerebbero avere maggiore resistenza al consumo e quindi minore produzione di detriti.

– Sviluppo di numerosi sistemi protesici che hanno dimostrato un'ottima percentuale di sopravvivenza a distanza dall'impianto di circa venti anni. Ricordiamo a tal riguardo la protesi ideata da

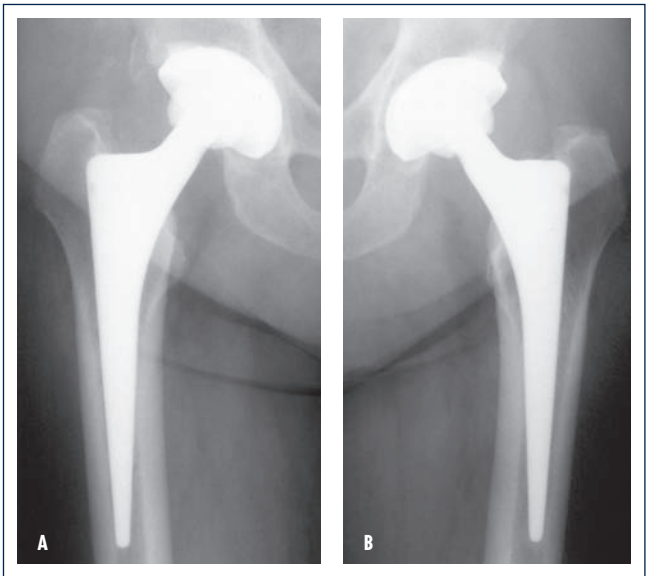


Fig. 2 (a-b). Caso bilaterale artroprotesi cotile Fitek stelo CLS.

Fig. 3. Artroprotesi a conservazione del collo CFP cotile TOP.

Spotorno (CLS) ed il cotile ideato da Marchetti (Fitek-Fitmore) (Fig. 2) o la protesi a conservazione del collo ed il cotile bi equatoriale ideati da Pipino (Fig. 3).

– Aver abbracciato in maniera convinta l'impianto non cementato, sia anatomico che a stelo retto con tre punti di appoggio. Situazione che ha portato spesso a casistiche da parte di chirurghi italiani anche paritarie rispetto agli ideatori dell'impianto (es: G. Randelli - Zweimüller).

BIBLIOGRAFIA DI RIFERIMENTO

Bertolin A. *Protesi d'anca.* Tipografia Leali 1984.

Marchetti P, Binazzi R, Vaccari V, et al. *Long-term results with cementless fitek (or Fitmore) cups*. J Arthroplasty 2005;20:730-7.

Picchio AA. *L'artroprotesi d'anca in Italia da Francesco Delitala agli inizi del '70.* Edizioni Luigi Pozzi 1974.

Pipino F, Molfetta L, Grandizio M. *Preservation of the femoral neck in hip arthroplasty: results of a 13 to 17 years follow-up*. J Orthopaed Traumatol 2000;1:31-9.

Spotorno L, Grappiolo G, Burastero G, et al. *Long term outcome of Primary T.H.A. with cementless Gritblasted components.* Poster presentato alla AAOS http://www.fondazione.it/pubblicazioni/pictures/Poster-CLS-300.jpg

Stelo e cotile CLS

CLS stem and cup

L. Spotorno*, F. Astore*, G. Grappiolo**

RIASSUNTO

La protesi CLS è diventata oggi un *Gold Standard* per la sostituzione protesica non cementata dell'anca. Lo stelo presenta una curva di sopravvivenza impressionante come i migliori steli cementati. Il cotile si adatta alla deformità elastica del bacino con maggiore rispetto della biomeccanica senza una maggiore produzione di debris rispetto ai migliori cotili non cementati.

Parole chiave: CLS, stelo, cotile, espansione, non cementata, press-fit, titanio

SUMMARY

CLS prosthesis are becoming the preferred solution for uncemented hip arthroplasty. The stem survey curve in "The Swedish National Hip Arthroplasty Register" is impressive, as the best cemented stems. The cup respects the physiological elasticity of pelvis without high debris.

Key Words: CLS, stem, cup, expansion, uncemented, press-fit, titanium

La CLS è diventata oggi in virtù di numerose esperienze policentriche, soprattutto in Europa, un *Golden Standard* delle protesi d'anca non cementate [1-3]. Inoltre è la protesi che meglio ha resistito alla severa selezione del mercato, quindi in via riflessa alla soddisfazione da parte degli utilizzatori.
Nella storia della chirurgia protesica sono stati testati molti disegni protesici e solo pochi hanno resistito al passare del tempo. In particolare, in termini di sopravvivenza, come *Golden Standard* per protesi cementate ci sono la Charnley e la Exeter mentre per le non cementate la CLS. Questa affermazione si basa sia sul riscontro in numerosi lavori scientifici fatti da più autori tra cui noi stessi, sia sulle evidenze nell'autorevole *The Swedish National Hip Arthroplasty Register*. In particolare è proprio in questo registro che è possibile vedere in modo molto chiaro come la sopravvivenza della CLS, sebbene con casistiche diverse, è al vertice di tutte le protesi, comparabile solo alle Golden Standard cementate. Volendo poi analizzare sia la nostra curva di sopravvivenza a quindici anni

*Istituto Clinico Humanitas, Rozzano (Mi); **Ospedale Santa Corona, Pietra Ligure (Sv)

Indirizzo per la corrispondenza:
Dott. Franco Astore, Via Omboni 1, 20129 milano. E-mail: astorefranco@siot.it

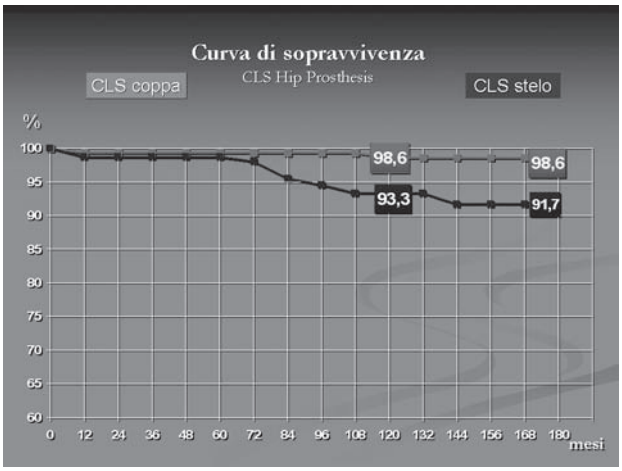


Fig. 1. Curva di sopravvivenza dello stelo e della coppa CLS.

(Fig. 1) con quelle di altri autori che hanno presentato casistiche sulla CLS [1-5] si sono evidenziate curve molto simili a quelle delle protesi cementate. Con questi dati si può affermare che le proiezioni che abbiamo ottenuto dalla CLS sono certificate.

LO STELO

Questi risultati sono stati ottenuti con un grosso lavoro di ricerca di laboratorio oltre che di osservazioni cliniche, come mostrato dall'ampio numero di impianti eseguiti a medio e lungo termine (oltre 250.000). A conferma di questo successo sono state realizzate da diverse aziende copie di questo impianto. Sono soprattutto i principi del "press-fit" e della "microstrutturazione di superficie" ad imporsi nel mondo come standard.
Il primo obiettivo di una protesi non cementata è costituito dall'osteointegrazione [8]. Questo viene però insidiato già a medio termine dalla possibilità di insorgenza di patologia biomeccanica dell'osso periprotesico, in molti casi, sulla base di esperienze acquisite, dovuta ad una patologia bioumorale da debris che danneggia l'osso.
Per quanto concerne l'aspetto biomeccanico, sappiamo che un organo si mantiene trofico se mantiene la sua funzione. La funzione dell'osso è di trasmettere il carico, mentre la protesi è un mediatore di carico che disturba la fisiologia. La stabilità e l'osteointegrazione devono essere ottenuti con un modello protesico che disturbi il meno possibile la normale fisiologia dell'osso. E' nozione comune che un ancoraggio distale, come pure un'elevata invasività della protesi, favorisca lo *stress-shielding* e l'atrofia dell'osso.
Sin dal suo nascere, il sistema CLS è stato pensato per prevenire la manifestazione di questi effetti, che potremmo definire iatrogeni.

Da numerose osservazioni cliniche e prove sperimentali, è nata l'idea che ha portato a proporre il concetto di ancoraggio prossimale in quanto garantisce una trasmissione parafisiologica dei carichi. Questo concetto di ancoraggio prossimale col passare degli anni è stato sempre più condiviso, sviluppato ed è stato associato al concetto di riserva funzionale. Per ottenere questi risultati lo stelo è stato realizzato in lega di titanio per via del suo modulo elastico e con una forma tronco-conica senza collare e coda sottodimensionata. Fondamentale è la superficie rugosa microstrutturata dell'impianto. Dalla nascita del primo stelo fino ad arrivare ad oggi[1 2 4 8], il continuo lavoro di esperienza clinica e ricerca ha portato alla introduzione di 3 modifiche fondamentali:

1) la modifica della porzione prossimale dello stelo a forma di radiatore per ottenere una maggiore stabilità rotatoria;
2) la modifica del disegno delle raspe per ottenere una compressione della spongiosa meccanica prossimale con risparmio della spongiosa meccanicamente utile, cosiddetta "intelligente";
3) introduzione di offset migliorati in quanto alla luce delle osservazioni anatomiche sulla distribuzione statistica delle morfologie femorali come suggerito da Noble, abbiamo individuato tre famiglie tipo: Valgo con trocantere importante e centro di rotazione alto; Normotipo; Varo con offset relativamente aumentato ma centro di rotazione abbassato rispetto al gran trocantere. L'aver realizzato steli con offset diversi ha decisamente migliorato la ricostruzione della biomeccanica che non è una semplice corsa all'offset ma va considerata l'interdipendenza di tutti parametri quali centro di rotazione, offset, dismetria, angolo cervico-diafisario ed antiversione (Fig. 2).

Allo stato attuale riteniamo che l'aspettativa di vita di un impianto non cementato dipenda da tre fattori: osteointegrazione, mantenimento del biotrofismo e controllo dell'usura. In particolare quest'ultimo può influenzare molto i primi due. L'osteointegrazione è funzione della stabilità e dell'osteofilia della superficie, mentre il suo mantenersi nel tempo è regolato dalle leggi della biomeccanica. Nel nostro progetto la stabilità è ottenuta attraverso il *press-fit*. Il concetto può essere ancora scomposto nel "fit", che è la congruenza dei due sistemi osso-protesi, e nel "press" che rappresenta i chilogrammi di pre-carico che si ottengono durante l'impianto chirurgico. La stabilità ottenuta attraverso il press-fit deve lasciare spazio alla reattività dell'osso ospite. Già dal 1985 avevamo messo in evidenza la necessità di salvaguardare quella parte della spongiosa meccanicamente valida, cosiddetta intelligente, per la sua alta potenzialità intrinseca di adattamento funzionale ai carichi. L'osteintegrazione naturalmente è favorita dalle caratteristiche di superficie dell'impianto. È stato dimostrato infatti come un impianto di titanio liscio sia poco osteofilico a confronto di un *mesh* di titanio a *bone-ingrowth*. La CLS con una microporosità dovuta al processo di sabbiatura del titanio ha presentato in numerosi studi istologici ottimi segni di neoapposizione ossea e la percentuale di neoapposizione in un caso espiantato raggiunge circa l'80% (Fig. 3).

Alla luce di questo fatto non è quindi necessario utilizzane rivestimenti superficiali con sostanze più osteofiliche e paradossalmente con rischi meccanici superiori; infatti, sebbene poco frequenti, sono descritti casi di distacco del strato di plasma-spray dal titanio della protesi (Fig. 4). Riteniamo che la rugosità di superficie ottenuta mediante sabbiatura con getto corundico, sia la condizione necessaria e sufficiente per garantire l'osteointegrazione abolendo l'eventuale crisi di interfaccia. Sappiamo però anche che una compressione stabile e ciclica è una condizione indispensabile per l'osteointegrazione [8].

IL COTILE

Se osserviamo i fallimenti degli impianti, notiamo come il problema maggiore rimanga ancora quello cotiloideo [3 9]. E se i concetti di *stress-shielding* sono ormai universalmente accettati per quanto riguarda lo stelo, non altrettanto può dirsi per quanto riguarda il cotile, dove riteniamo sia altrettanto fondamentale rispettare la cinetica acetabolare, radiograficamente espressa dal persistere o ricomparire della ogiva. È stato infatti evidenziato che durante la fase del passo il carico causa delle deformazioni elastiche nell'emibacino fisiologico come descritto dalla *Mueller Foundation*. Col

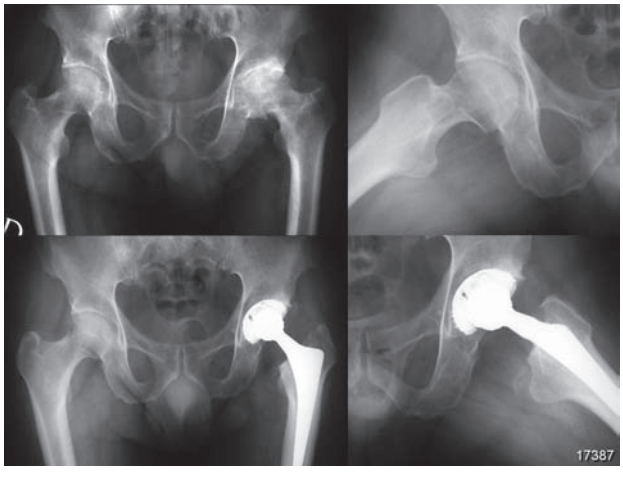


Fig. 2. Un esempio di come si può ottenere una eccellente ricostruzione della biomeccanica fisiologica grazie alla disponibilità di steli CLS con 3 diversi angoli cervico-difisari che permettono di ripristinare il morfotipo fisiologico valgo-neutro-varo.

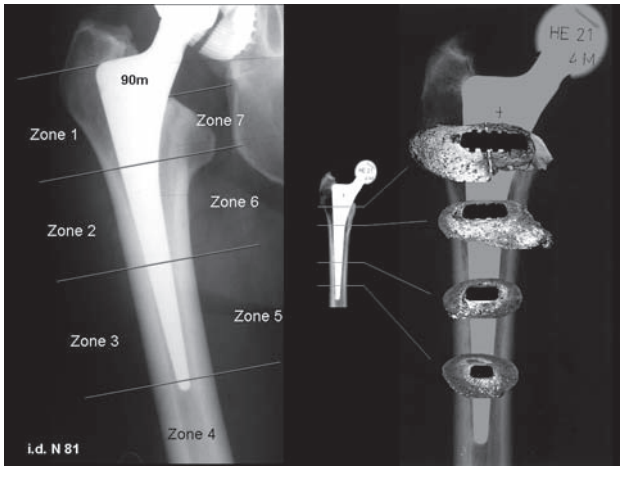


Fig. 3. Esami istologici di sezioni trasversali dello stelo CLS evidenziano come in tutti i campioni sia presente un'ottima osteointegrazione.

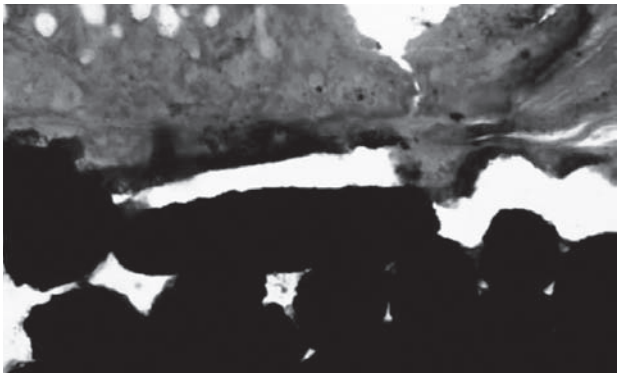


Fig. 4. In questo esame al microscopio si evidenzia da un lato una condizione di integrazione del plasma spray con l'osso, dall'altro il catastrofico distacco del sottile strato di plasma spray dal metallo del cotile, condizione che potrebbe essere favorita da modeste deformazioni del cotile metallico sia durante l'impattazione dell'impianto che in seguito con il passare del tempo.

cotile a espansione le deformazioni elastiche del bacino hanno lo stesso indice di andamento di quelle fisiologiche.
Un cotile emisferico rigido al contrario determina delle forze in tensione a livello ischiatico e pubico. Quindi, al di là dei valori misurati, il cotile a espansione ha un comportamento che meglio avvicina la fisiologia dell'acetabolo protesico a quello biologico.
Ma se possiamo definire teoriche tutte queste osservazioni, si può senz'altro affermare che la stabilità tridimensionale di questo cotile è decisamente superiore a qualsiasi altro, ad esempio nella figura V si evidenzia come il rispetto della fisiologia acetabolare permetta il ripristino del voluminoso deficit sul fondo del cotile.
Attualmente si tende ad enfatizzare il problema del debris. È noto che esso proviene dal torchio di frizione o dall'interfaccia polietilene-metal back.
Il debris induce osteopenia con direzione da prossimale a distale che va ad associarsi alla normale migrazione in direzione distale della distribuzione del carico causata dalla biomeccanica durante il tempo. Questi due fattori possono interagire e produrre un decadimento della qualità ossea in senso prossimo-distale che viene evidenziato molto bene dall'esame densitometrico (DEXA). È importante analizzare questo cotile considerando queste premesse, assumendo che la variabile del torchio di frizione tra testa e polietilene sia paragonabile a quella di altri tipi di cotile e focalizzando l'attenzione soprattutto all'interfaccia polietilene-metal-back. A questo proposito oltre agli studi in laboratorio abbiamo esaminato 6 espianti di coppe normalmente funzionanti, non danneggiate, con vita tra 6 mesi e 9 anni (Fig. 6). Si evidenzia come il consumo volumetrico proveniente dalla faccia del polietilene a contatto col metal-back incide, in media, solo del 5,4% sul totale del volume; occorre notare però che questo consumo dipenda quasi interamente dalla normale deformazione plastica che si produce durante l'avvitamento, mentre il vero e proprio debris prodotto all'interfaccia polietilene-metal-back è insignificante.
A questo cotile sono state imputate le troppe finestre e pericoli di rottura. Le prove sperimentali e le curve mostrano un buon andamento della sopravvivenza (Fig. 1). Possiamo aggiungere che l'introduzione del Durasul nella interfaccia testa-cotile ha ulteriormente minimizzato il problema riducendo drasticamente la totale produzione di debris. In conclusione per ciò che riguarda le rotture possiamo affermare che su circa 150.000 impianti il rilievo statistico è stato basso [3].

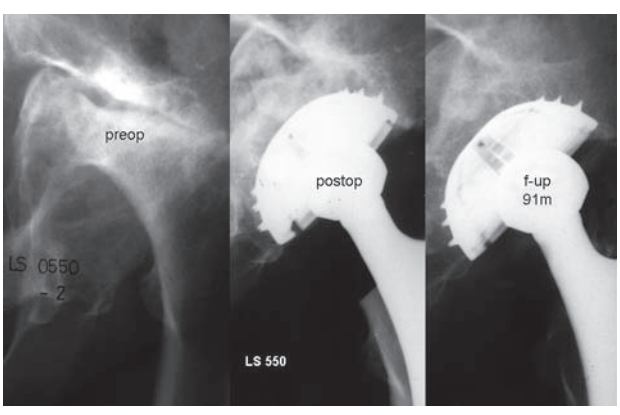


Fig. 5. In queste immagini si evidenzia come il rispetto della fisiologia acetabolare permetta il ripristino del voluminoso deficit osseo sul fondo del cotile.

Polyethylene wear at the interface PE-Ti shell

Volumetric wear

Implantation time in months side	Wear volume in mm³		Ratio rear side vs. articulation side
	Articulating	Rear side	
6	42	2,7	6,4%
22	84	8,2	9,8%
29	126	3,1	2,5%
66	42	3,6	8,6%
89	1175	26,7	2,3%
108	714	19,3	2,7%
	Average value		5,4%
	Standard deviation		3,3%

Fig. 6. In questa tabella si evidenzia come il consumo volumetrico proveniente dalla faccia del polietilene a contatto col *metal-back* incide in percentuale minima rispetto al totale del volume che dipende soprattutto dall'interfaccia testa-polietilene.

BIBLIOGRAFIA

1. Aldinger P R, Breusch SJ, Lukoschek M, et al. *A ten- to 15-year follow-up of the Cementless Spotorno stem* J Bone Joint Surg Br 2003;85-B(2):209-14.
2. Bailie A G, Nixon J R. *A ten-to-15 year follow-up of the Cementless Spotorno stem*. J Bone Joint Surg Br 2003;85-B(8):1207.
3. Neves R, Sarmento M, de Carvalho S, et al. L*ow rate of osteolysis and long-term loosening in total hip arthroplasty with the noncemented cls expansion cup.* J Bone Joint Surg Br 2006;88-BS:53.
4. Gruen T, Spotorno L, Grappiolo G, et al. *The cls uncemented stem: 15 years follow-up results*. J Bone Joint Surg Br 1999;81-B S:196.
5. Siebold R, Scheller G, Schreiner U, et al. L*ong-term results of the cementless CLS-stem*. J Bone Joint Surg Br 2001;83-B S:239.
8. Schenk R. *Bone-metal interface and bone architecture around non-cemented cls femoral stems.* J Bone Joint Surg Br 1999;81-B S:196.
9. Rozkydal Z, Janicek P, Smid Z. *Total hip replacement with the cls expansion shell and a structural femoral head autograft for patients with congenital hip disease.* J Bone Joint Surg Am 2005;87-A:801-7.

La conservazione del collo del femore: stelo CFP e cotile TOP in funzione della *Tissue Sparing Surgery* (TSS)

Femoral neck retaining: CFP Stem and TOP Cup in Tissue Sparing Surgery (TSS)

F. Pipino

RIASSUNTO

La conservazione del collo del femore nelle protesi d'anca, da noi proposta nel 1979 e realizzata nel 1983 con la protesi biodinamica senza cemento, è l'espressione del razionale della "conservazione dell'osso e del rispetto dell'anatomia e della biomeccanica articolare" evolutasi poi globalmente, in tutta la Chirurgia Ortopedica, in quella che abbiamo definito *Tissue Sparing Surgery*. Essa ha introdotto in quegli anni i seguenti concetti innovativi sviluppatisi poi sino ad oggi:

a) la protesi deve "integrarsi" nell'articolazione naturale e non sostituirla;
b) l'"asportazione dei soli tessuti patologici";
c) la "spongiosa" ha una funzione biologica-rigenerativa fondamentale cui si affianca una altrettanto importante "funzione meccanica". Abbiamo proposto la compressione della spongiosa attorno allo stelo.
d) la "distribuzione dei carichi" dalla protesi all'osso avviene principalmente attraverso i "sistemi traiettoriali della spongiosa" che la collegano alla corticale. Si potrà avere in tal modo uno schema di distribuzione degli stimoli meccanici vicino a quello naturale, che condizionerà la risposta biologica del "rimodellamento", ottimizzando così l'interazione osso-protesi.

Il collo del femore è la struttura più solida del terzo superiore del femore, vera e propria "centrale di distribuzione delle sollecitazioni".

La " onservazione del collo del femore" mantiene l'*offset* naturale dell'anca e pertanto riduce le forze attraverso l'articolazione diminuendo il *wear* ed i *detriti*.

I vantaggi sono: *distribuzione delle sollecitazioni lungo linee fisiologiche* sia verso il calcar che verso il gran trocantere, la *stabilità primaria massima* specialmente torsionale, il *riequilibrio biomeccanico* dell'anca e la *conservazione del bone-stock* con eventuale *revisione facilitata*.

Parole chiave: anca, CFP, conservazione del collo, protesi, Tissue Sparing Surgery (TSS)

INTRODUZIONE

La conservazione del collo del femore nelle protesi d'anca, da noi proposta nel 1979 e realizzata nel 1983 con la protesi biodinamica senza cemento [1], è l'espressione del razionale della "conservazione dell'osso e del rispetto dell'anatomia e della biomeccanica articolare" evolutasi poi globalmente, in tutta la Chirurgia Ortopedica, in quella che abbiamo definito *Tissue Sparing Surgery* (TSS). Essa ha introdotto in quegli anni i seguenti concetti innovativi [2] sviluppatisi poi sino ad oggi:

1) la protesi deve "integrarsi" nell'articolazione naturale e non sostituirla;
2) l'"asportazione dei soli tessuti patologici" è necessaria e sufficiente, conservando invece i tessuti sani;
3) la "corticale" è la struttura ossea meccanicamente più solida;
4) La "spongiosa" ha una funzione biologica-rigenerativa fondamentale cui si affianca una altrettanto importante "funzione meccanica", per cui contribuisce con la corticale ad assicurare la "stabilità primaria" alla protesi. A tal fine abbiamo proposto la compressione della spongiosa attorno allo stelo.
5) La "distribuzione dei carichi" dalla protesi all'osso avviene principalmente attraverso i "sistemi traiettoriali della spongiosa" che la collegano alla corticale. Si potrà avere in tal modo uno schema di distribuzione degli stimoli meccanici vicino a quello naturale, che condizionerà la risposta biologica del "rimodellamento ", ottimizzando così l'interazione osso-protesi (Fig. 1).

I parametri fondamentali per il risultato di un impianto di protesi dell'anca sono infatti:

1) La stabilità primaria (con massima adesione all'osso) che pre-

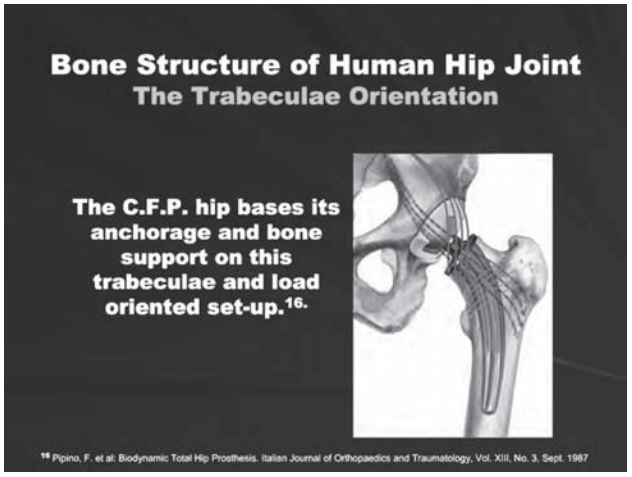


Fig. 1. Distribuzione delle forze lungo i sistemi traiettoriali della spongiosa nell'anca.

Policlinico di Monza

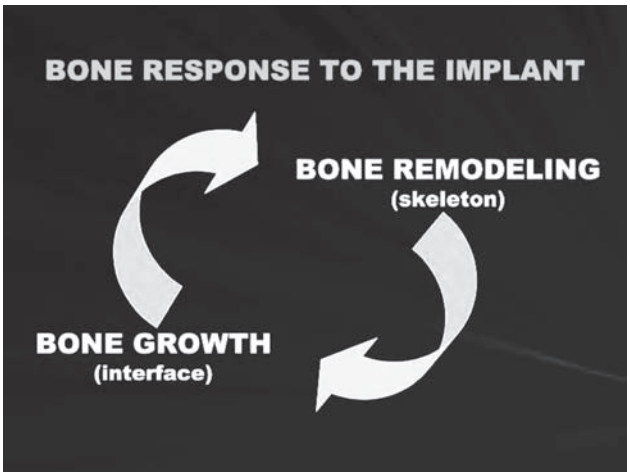


Fig. 2. Interazione osso-protesi.

cede e condiziona la stabilità secondaria, ottenuta dalla "osteogenesi periprotesica" che porta alla integrazione della protesi attraverso l'osteoinduzione e l'osteoconduzione (Fig. 2).

2) La distribuzione delle sollecitazioni indotte dalla protesi integrata nei sistemi fisiologici di distribuzione dei carichi che condizionerà il rimodellamento dello scheletro, attraverso la risposta biologica agli stimoli meccanici (Legge di Wolf) (Fig. 3) [3].
3) La massima conservazione del *bone stock* che oltre a migliorare l'interazione osso-protesi ed il ripristino della biomeccanica dell'anca, faciliterà un eventuale reimpianto.
4) Il massimo rispetto delle parti molli che diminuirà il trauma chirurgico e migliorerà il postoperatorio ed il recupero funzionale.

MATERIALE E METODI

L'evoluzione storica della protesi a conservazione del collo del femore dalla "Biodinamica" alla CFP e dalla "Coppa Biequatoriale" alla TOP (*Trabecular Oriented Pattern*) è riportata nella Figura 4.

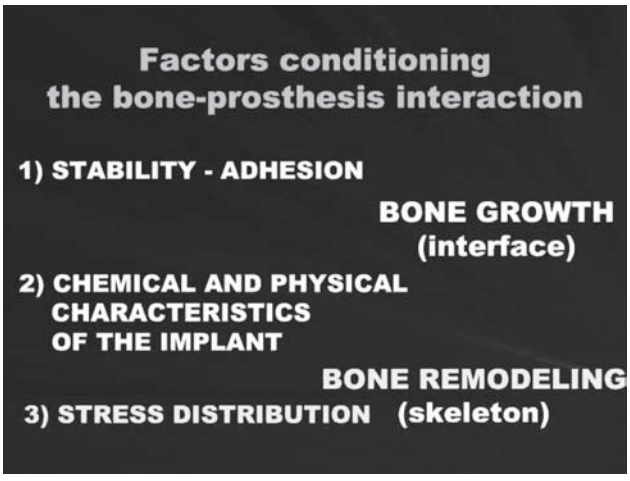


Fig. 3. Fattori meccanici condizionanti l'integrazione della protesi (*bone growth*) ed il rimodellamento dello scheletro (*bone remodeling*) nella risposta biologica dell'osso alla protes.

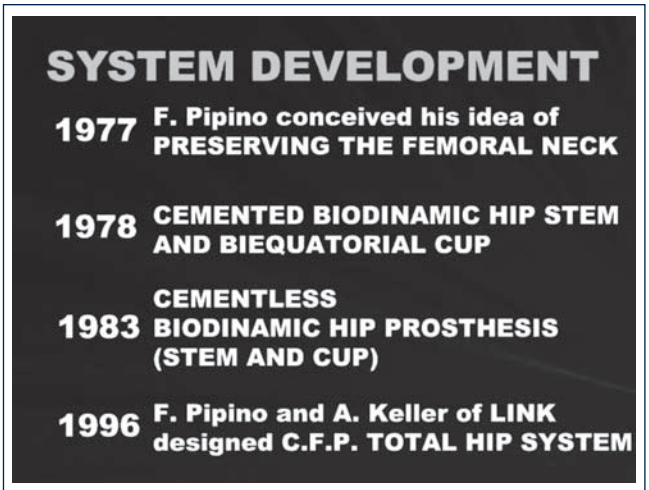


Fig. 4. Evoluzione storica del sistema dall'idea alla CFP attraverso la biodinamica.

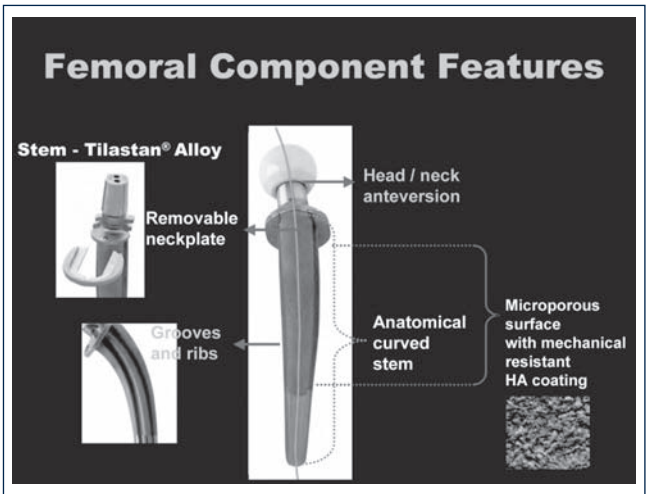


Fig. 5. Caratteristiche dello stelo CFP.

Lo stelo CFP (1996) studiato in funzione della conservazione del collo del femore presenta caratteristiche di forma e materiali ancora attuali ed ottimizzata come riportato nella Figura 5.
La coppa biequatoriale TOP consente di rispettare la spongiosa subcondrale ed i sistemi traiettoriali dell'osso acetabolare [4].
Nasce dal concetto di dissociare l'equatore della cavità interna dall'equatore della superficie esterna della coppa (1977) (Fig. 6). In tal modo si potrà impiantare la coppa nell'acetabolo osseo con una inclinazione pari a quella di quest'ultimo (50° ± 5°) mentre contestualmente la cavità interna sarà più orizzontale (30° ± 5°) come necessario per evitare la dislocazione della testa e per la distribuzione dei carichi lungo la "risultante R" delle forze.

La biequatorialità e la sezione del polo inferiore della coppa rendono particolarmente valido il suo accoppiamento con lo stelo CFP (Fig. 7).
Le ricerche di laboratorio (Fig. 8) hanno dimostrato un'eccellente stabilità primaria, specie torsionale ed una correlazione armonica

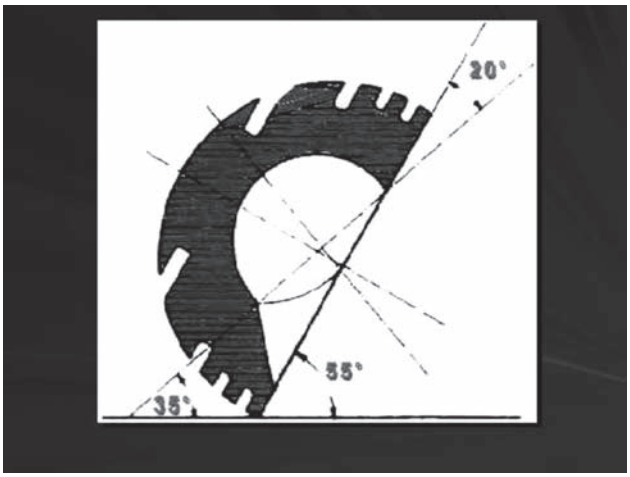


Fig. 6. Schema della biequatorialità con dissociazione di 20°.

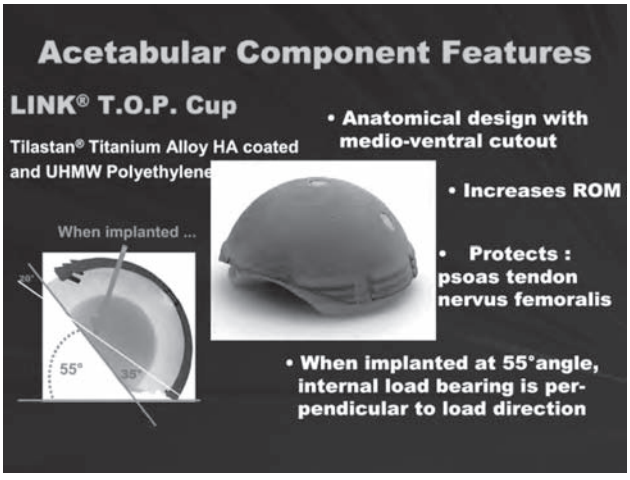


Fig. 7. Caratteristiche della coppa TOP.

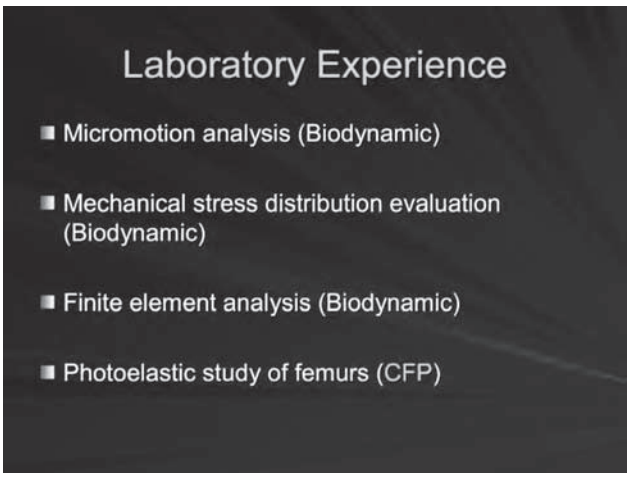


Fig. 8 Ricerche di laboratorio effettuate con risultati positivi.

tra la distribuzione dei carichi con la protesi e quella della struttura naturale dell'osso dell'anca.

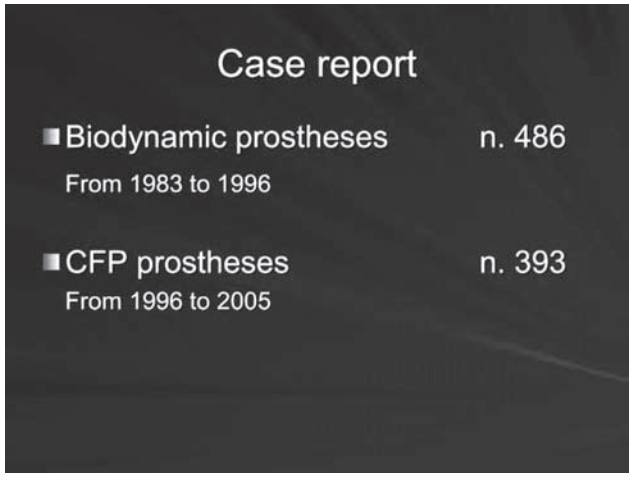


Fig. 9. Tipologia di 879 impianti a conservazione del collo effettuati dal 1983 al 2005.

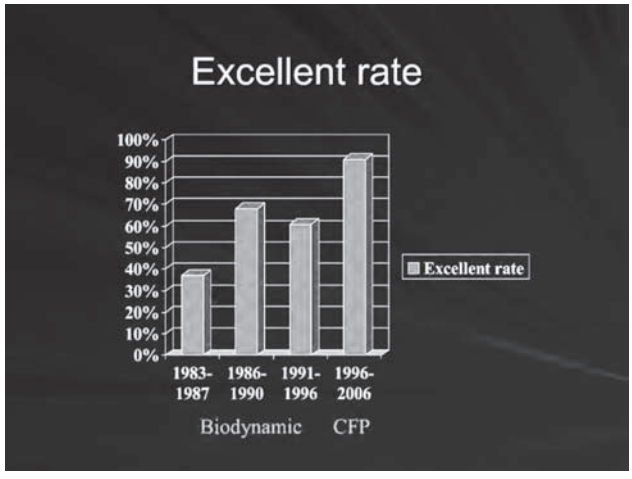


Fig. 10. Risultati al 2006.

RISULTATI

I risultati a lungo termine hanno dimostrato la validità del Razionale come risulta dalla casistica personale che ha fornito i risultati riportati nelle Figure 9 e 10.

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Perché conservare il collo del femore nelle protesi d'anca?
Il collo del femore è normalmente risparmiato dai processi patologici tipici della coxartrosi e coxartrite.
Il collo del femore è la struttura più solida del terzo superiore del femore, vera e propria "centrale di distribuzione delle sollecitazioni" [5].
La "conservazione del collo del femore" mantiene l'*offset* naturale dell'anca e pertanto le forze attraverso l'articolazione riducendo il *wear* ed i detriti (Fig. 11) [6].

I vantaggi sono:
a) distribuzione delle sollecitazioni lungo linee fisiologiche sia verso il calcar che verso il gran trocantere (Fig. 12);

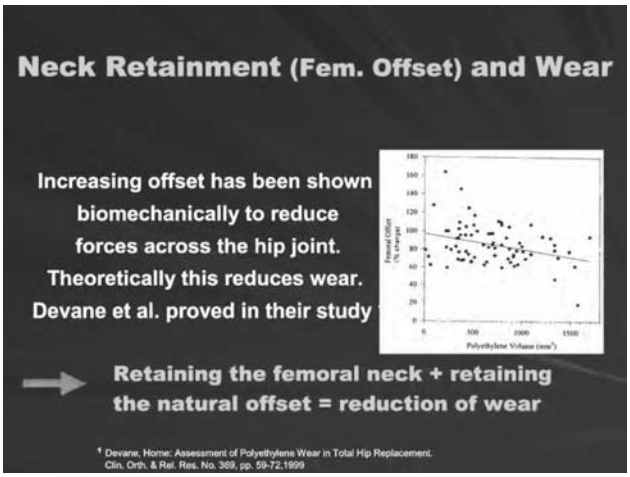


Fig. 11. Effetto della conservazione del collo sull'offset, le forze che attraversano l'articolazione ed il wear conseguente diminuiscono.

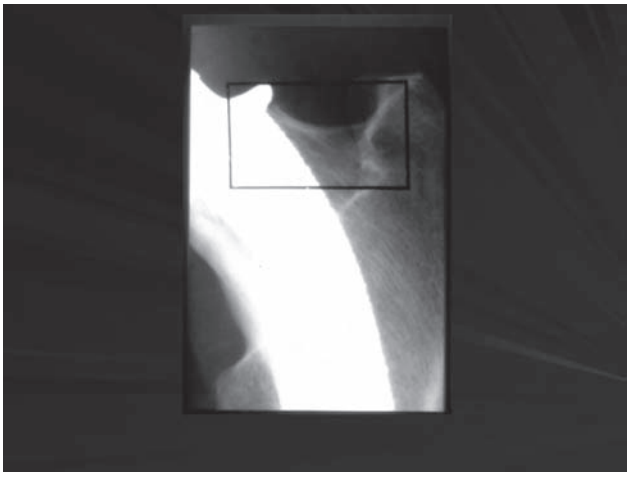


Fig. 12. La parte laterale del collo è fondamentale per la distribuzione delle forze (sia di tensione che di pressione) verso il gran trocantere.

b) stabilità primaria massima, tridimensionale,specie torsionale;
c) riequilibrio biomeccanico dell'anca, in particolare dell'*offset*, favorente la giusta tensione muscolo-tendinea e la distribuzione delle forze di carico attraverso l'articolazione. Miglior recupero della funzione articolare;
d) conservazione del bone-stock con eventuale revisione facilitata;

Fig. 13. Accesso mininvasivo facilitato nelle protesi a conservazione del collo.

c) impianto dello stelo facilitato con tecniche mininvasive (Fig. 13)

Gli svantaggi sono:
a) accesso all'acetabolo meno facile;
b) allungamento dell'arto più probabile;
c) necessità di evitare con più cura eventuali *impingement* fra osteofiti e collo.

Il collo sopravvive all'intervento di impianto della protesi purché la tecnica chirurgica non danneggi seriamente i vasi circonflessi (specie la arteria circonflessa posteriore).

BIBLIOGRAFIA

1. Pipino F, Keller A. *Tissue Sparing Surgery: 25 years' experience with femoral neck preserving hip arthroplasty*. J Orthop Traumat 2006;7:36-41.
2. Pipino F. *Tissue Sparing Surgery* (TSS) in hip and knee arthroplasty. J Orthop Traumat 2006;7;33-5.
3. Pipino F. *Interazione osso-protesi.* Atti LXXIX SIOT, Giorn Ital Ortop Traumatol 1994;20:121-9.
4. Pipino F, Calderale PM. *A biequatorial cup.* Panminerva Med 1980;25:231-9.
5. Evans FG. *Mechanical properties of bone and topographic differences*. Springfield: Thomas 1973, pp. 161-218
6. Devane A, Horne J. *Assesment of polyethylene wear in total hip replacement.* Clin Ortop Rel Res 1999;369:59-72.

I cotili Fitek – Fitmore

The Fitek – Fitmore cups

P.G. Marchetti, M. Girolami

RIASSUNTO

Gli Autori descrivono le caratteristiche costruttive di 2 coppe metalliche ideate e realizzate alla fine degli anni '80. Presentano entrambe diversi accorgimenti che le caratterizzano (schiacciamento polare con al centro un foro filettato, presenza sulla faccia interna di 2 acuti perni che si affondano nel polietilene, rivestimento esterno in Sulmesh, sovradimensionamento di 1,5 mm. rispetto alla fresa). La coppa Fitek 1 ha due alette antirotatorie sulla superficie esterna mentre la coppa Fitek 2 è munita di 2 strutture coniche per l'inserimento (quando necessario) di 1 o 2 viti di stabilizzazione.
Ambedue le coppe possono essere impiantate con inserti in polietilene o con accoppiamenti metallo-metallo (o ceramica-ceramica) con il polietilene interposto come "schok-absorber".

Parole chiave: protesi anca, coppe non cementate, debris

SUMMARY

The Authors describe the construction characteristics of 2 metal cups designed and manufactured at the end of the 80's. Both have different features that characterize them (polar depression with a threaded hole in the center, 2 internal spikes that sink into the polyethylene, Sulmesh external covering, over-sized by 1.5 mm with respect to the reamer).
The Fitek 1 cup has two anti-rotation fins on the external surface, while the Fitek 2 cup has 2 conical structures for the insertion (when necessary) of 1 or 2 stabilization screws.
Both cups can be implanted with polyethylene liners or metal-metal (or ceramic-ceramic) couplings with the interposition of PE, as "schok absorber".

Key words: hip prosthesis, cementless cups, debris

Nella seconda metà degli anni'80 la frequenza delle mobilizzazioni asettiche dei cotili (cementati e non) era in aumento, sia come numero assoluto e sia in percentuale rispetto al numero dei cotili impiantati [1-6]. I chirurghi ortopedici e l'industria erano molto preoccupati di ciò e ritenevano necessario un maggior impegno scientifico e di ricerca per risolvere questo problema di proporzioni crescenti e non accettabili.

Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna

Indirizzo per la corrispondenza:
Istituto Ortopedico Rizzoli, via Pupilli 1, 40136 Bologna

Nel 1986 la Sulzer-Protek (poi Center-Pulse) ci chiese di studiare e disegnare un cotile che fosse in grado di ridurre il numero di mobilizzazioni asettiche e mise a nostra disposizione i suoi ingegneri ed i suoi splendidi laboratori.
Concentrammo i nostri sforzi su una coppa metallica, non cementata (come anche allora indicava il trend della Ortopedia Internazionale) e per teste di 28 mm.
Generalmente, le cause di mobilizzazione asettica di una coppa non cementata erano (e sono): una insufficiente stabilità primaria [1], una insufficiente stabilità secondaria [7 8] (o biologica), i "debris" originati fra il polietilene e la coppa metallica ed i "debris" originati fra il polietilene e la testa protesica.
Conseguentemente nel disegnare le due coppe (Fitek 1 e 2, dopo qualche anno rinominate Fitmore), abbiamo tenuto presenti quattro concetti fondamentali: 1) la indispensabile stabilità meccanica iniziale; 2) la secondaria stabilizzazione "biologica"; 3) il problema dei "debris"; 4) la facilità di impianto.

1. *Stabilità Primaria*
   Abbiamo cercato di ottenere la migliore stabilità primaria possibile con 5 accorgimenti: a) il disegno generale delle coppe; b) il sovradimensionamento di circa 1,5 mm. del diametro della coppa rispetto al corrispondente diametro della fresa; c) l'applicazione alla coppa Fitek 1 di due alette antirotatorie; d) mentre la coppa Fitek 2 permette l'uso facoltativo di una o due viti per ottenere o aumentare la stabilità iniziale; e) un particolare rivestimento della coppa metallica a contatto con l'osso acetabolare fresato.

a) Il *disegno generale delle coppe*: le coppe non sono perfettamente emisferiche ma hanno un evidente schiacciamento polare (Fig. 1). La depressione polare provoca, al momento dell'impatto della coppa (Fig. 2) nell'acetabolo fresato, un forte precarico circonferenziale che aumenta notevolmente la stabilità primaria delle coppe su tutta la loro superficie equatoriale di contatto con l'osso, anche nella zona 3 di Gruen (zona infero-mediale) ove il rapporto osso-coppa è meno stretto.
   Il gap iniziale fra il fondo dell'acetabolo e la depressione polare, si riempie in 8-10 mesi.

b) Il *sovradimensionamento di 1,5 mm. della coppa* rispetto alla corrispondente fresa (Fig. 2) migliora fortemente la stabilità iniziale della coppa.
   Al centro della zona polare schiacciata è presente un foro filettato cui si avvita il portacoppe-impattatore (Figg. 1-6) e che permette l'esatto posizionamento dell'inserto di polietilene munito di centratore.

c) Quando l'acetabolo non è molto displasico (la maggioranza dei casi) o quando non è fortemente deformato da preesistenti

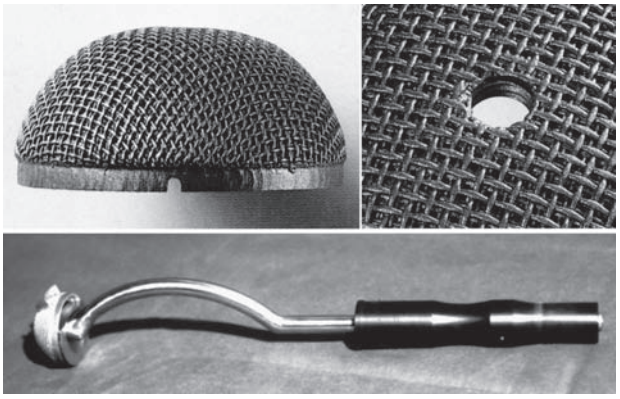


Fig. 1. Schiacciamento polare della coppa con al centro il foro filettato per avvitarvi il portacoppe-impattatore, curvilineo distalmente.

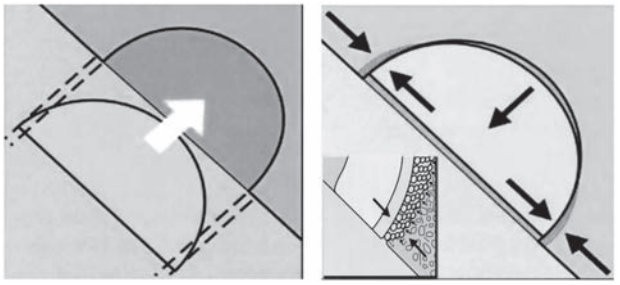


Fig. 2. La dimensione della coppa è di 1,5 mm più grande della fresatura dell'alloggio acetabolare: quando viene impattata si determina un forte carico stabilizzante equatoriale.

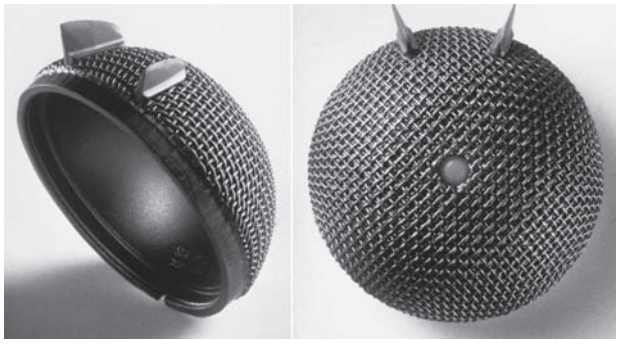


Fig. 3. La coppa Fitek 1, con alette antirotatorie.

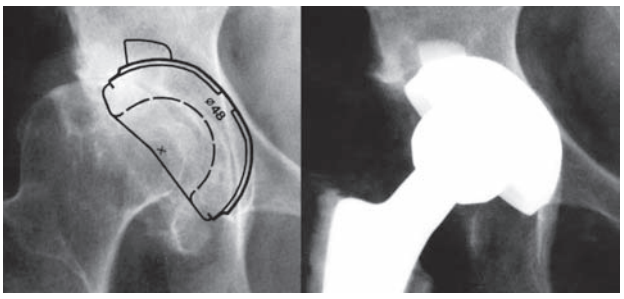


Fig. 4. La coppa Fitek 1, posizionata.

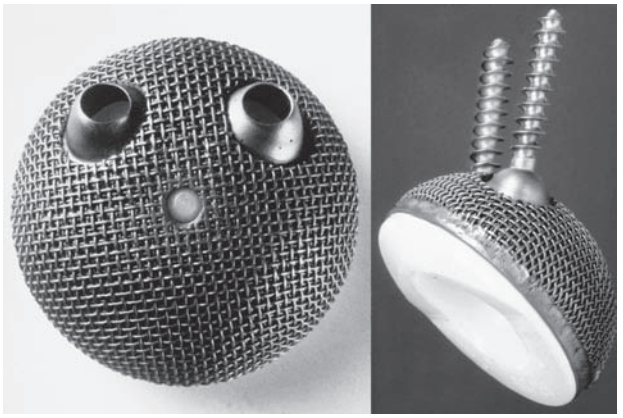


Fig. 5. La coppa Fitek 2, con due tronchi di cono sporgenti di circa 3 mm.,taglienti e cavi, per accogliere eventuali viti.

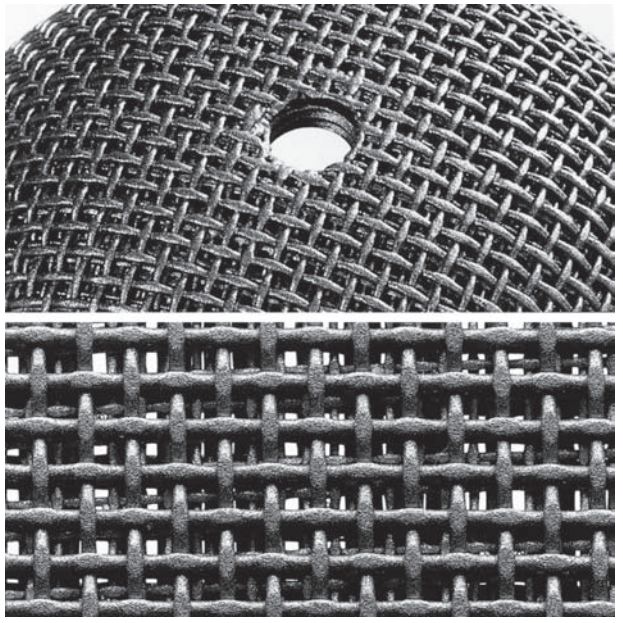


Fig. 6. La superficie esterna delle coppe è rivestita dalla maglia di Sulmesh 335; essa è particolarmente rugosa ed aiuta la stabilizzazione meccanica delle coppe quando sono impattate.

fenomeni patologici, abbiamo disegnato la coppa Fitek 1, (Fig. 3) con *due robuste alette taglienti*, fra loro orientate di 20° e che vengono impiantate nella zona di osso macroscopicamente più adatto, in qualunque zona dell'acetabolo fresato, a giudizio del chirurgo (Fig. 4).

d) Quando le condizioni locali non garantiscono (dopo la fresatura ed il posizionamento della coppa) una sicura stabilità primaria, la coppa *Fitek 2* (Fig. 5) *permette l'eventuale uso di 1 o 2 viti di fissazione.*

Le strutture coniche che accolgono le viti sporgono di circa 3 mm. dalla superficie della coppa. Sono robuste, a margini taglienti e da sole rappresentano un ottimo mezzo di stabilizzazione antirotatoria quando il possibile inserimento delle viti non venga giudicato necessario, dopo l'impattamento della coppa.

e) la *superficie di contatto della coppa con l'osso acetabolare fresato* è realizzata in Sulmesh 335 (Figg. 6-7): è una superficie così rugosa che è stabilizzante in quanto genera un forte attrito con la superficie ossea, dopo impattamento.

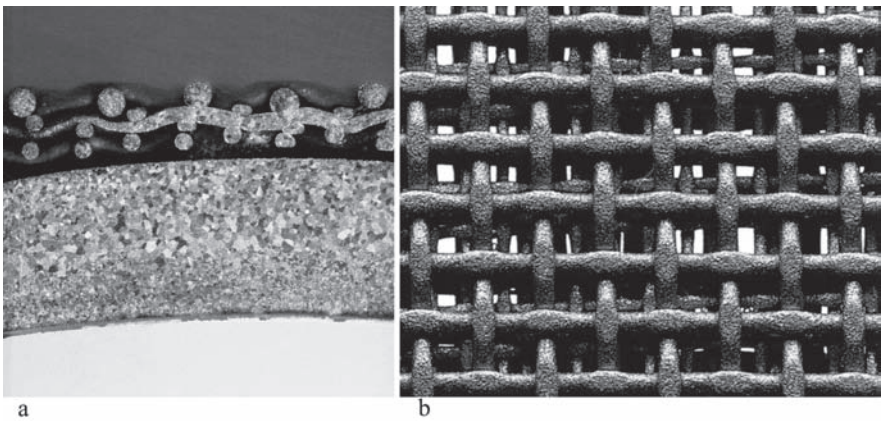


Fig. 7. La struttura del Sulmesh: 4 strati di rete metallica in fili di titanio a 90° l'uno con l'altro. Le dimensioni dei fili sono di 0,3 mm nei due strati profondi e 0,5 mm. nei due strati superficiali. In A in sezione ed in B vista dall'esterno.

2. Stabilità biologica [7-9]

La stabilità "biologica" è facilitata dalla *tipologia della superficie esterna delle coppe* che è in Sulmesh 335 (Figg. 6 - 7) la cui struttura favorisce il *bone ingrowth*.

Il Sulmesh infatti è costituito (Fig. 7) da 4 strati di rete di fili di titanio, saldati tra loro a punti e reciprocamente posizionati all'angolo retto. I fili delle due reti interne sono di diametro di 0,3 mm. mentre nelle due reti esterne il diametro dei fili è di 0,5 mm. Si forma così una specie di porosità che favorisce i processi di osteointegrazione dall'esterno verso l'interno in quanto la porosità del sistema è decrescente dall'esterno all'interno.

Nei preparati istologici del prof. Shenk (Fig. 8) è evidente come la struttura Sulmesh a maglie sovrapposte permette un ottimo "bone ingrowth", anche con osso neoformato di tipo lamellare, a dimostrazione della perfetta stabilità.

3. Il problema dei debris [1 4-6 10]

I "debris" di polietilene originano sia da micromovimenti fra l'inserto di polietilene ed il guscio metallico della coppa e sia dalla frizione, dall'attrito fra l'inserto di polietilene e la testa protesica.

I "debris" provenienti dall'interfaccia inserto di polietilene e parte metallica delle coppe Fitek 1 e 2 vengono pressoché azzerati per la totale assenza di movimento all'interfaccia dovuta ad un preciso meccanismo tipo snap-fit ed a due acuminati perni (Fig. 9) posizionati sulla faccia interna della coppa metallica e che si affondano nel polietilene quando lo si impatta.

Il problema dei debris originati dalla frizione fra il polietilene e la testa metallica (o ceramica), è stato molto presto affrontato e risolto dalla Sulzer-Protek realizzando l'*accoppiamento metallo-metallo* che sembra rendere scarsamente importante il problema dei "debris" d'origine testa-cotile (Fig. 10).

Naturalmente abbiamo adottato anche nelle coppe Fitek 1 e 2 il sistema metallo-metallo che sembra particolarmente indicato in pazienti sotto i 55-60 anni (Fig. 10).

Nel tempo abbiamo mantenuti identici i nostri cotili Fitek 1 e 2 (mai modificati in quasi 20 anni) anche nell'accoppiamento metallo-metallo, sia nelle componenti metalliche e sia nel polietilene interposto che, a nostro parere, esplica una utile azione di "schok-absorber" rispetto agli accoppiamenti diretti metallo-metallo.

4. La facilità di impianto

Dovrebbe apparire chiaro da quanto detto sopra, che l'impianto delle coppe è sempre abbastanza facile (come sottolineato anche dai molti chirurghi che usano i Fitek) specialmente per la coppa Fitek 1 con alette antirotatorie che viene usata quando la cavità acetabolare è conservata o quando la si può ben ricostruire come accade nella maggioranza dei casi. L'applicazione della coppa Fitek 2 (con viti), può talvolta presentare qualche difficoltà ma non tanto in rapporto alla coppa in sé stessa quanto alle piu' o meno complesse condizioni anatomiche locali in cui questa coppa trova le sue indicazioni.

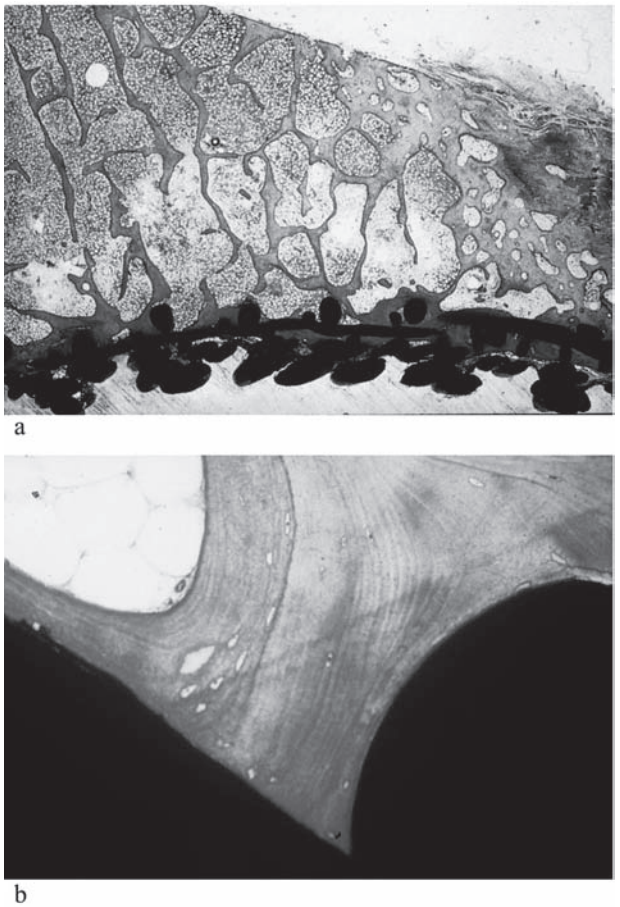


Fig. 8. In A l'ottimo *bone-ingrowth* nel Sulmesh. In B la struttura lamellare dell'osso neoformato fra le maglie del Sulmesh.

Fig. 9. La totale stabilità fra inserto (PE) e coppa è garantita sia dal perfetto meccanismo a scatto e sia da due acuminati perni (3 mm) sulla superficie interna della coppa che penetrano nell'inserto di PE, quando viene impattato.

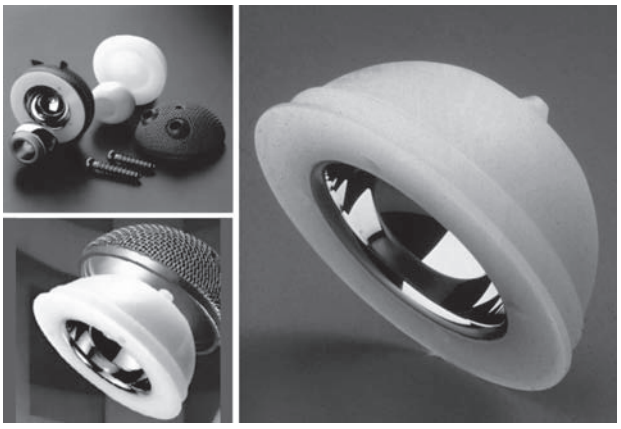


Fig. 10. L'accoppiamento Met-Met ovviamente elimina il problema dei Debris di PE fra testa protesica (metallica o ceramica) ed inserto di PE.

Anche l'*ottimo strumentario* fornito dalla casa produttrice aiuta a rendere facile l'impianto delle coppe Fitek. Ad esempio, per i chirurghi che come noi usano la via laterale diretta, il portacoppe-impattatore curvo (Fig. 1) evita l'interferenza dell'estremo prossimale del femore durante l'inserimento della coppa metallica e/o del polietilene.

Le coppe Fitek-Fitmore sono ancora molto usate in Italia ed all'estero: ad esempio, oltre 20.000 impianti sono stati eseguiti in Europa nel 2007.

La casistica complessiva (solo degli Autori) all'Istituto Rizzoli delle coppe Fitek-Fitmore fra il 1990 ed il 2006 è di 1273 casi (sono esclusi i reinterventi).

Come sempre prevale il sesso femminile (865 casi, pari al 68%), con età media 64 a. L'eziologia prevalente è stata l'artrosi primaria (649 casi, 51%) e l'artrosi secondaria a displasia (191 casi, 15%). Le Fitek 1 e 2 sono state usate in esiti di traumi recenti o pregressi 153 volte (12%). Sono 102 le necrosi asettiche della testa protesizzate (8%). I rimanenti 38 casi (3%) riguardano varie e più rare patologie.

Le viti (Fitek 2) sono state usate infrequentemente: solo in 142 casi (11%).

Abbiamo usato 644 accoppiamenti metallo polietilene (50,6%), 567 metallo-metallo (44,5%) e 62 ceramica-ceramica (4,9%).

Abbiamo esaminato i risultati ottenuti ad almeno 5 anni dall'intervento in 2 gruppi dei nostri pazienti: quelli operati con accoppiamento metallo-polietilene (501 casi, di solito oltre i 60 anni) e quelli operati con accoppiamento metallo-metallo o ceramica-ceramica (486 casi, di solito sotto i 60 anni).

1. Casi con accoppiamento metallo-polietilene (501 in totale): 16 cattivi risultati (3,2 %): 2 infezioni profonde (1 molto tardiva), 2 forti riduzioni della mobilità dell'anca (oltre il 50%), 1 mobilizzazione asettica in un caso che era stato irradiato precedentemente per tumore, 9 sostituzioni del polietilene usurato (abbiamo 15 casi di usura del PE in osservazione), 1 mobilizzazione asettica per grave difetto di impianto, 1 distacco del Sulmesh,
2. Casi con accoppiamento metallo-metallo o ceramica-ceramica (486 in totale): 3 cattivi risultati (0,61%). 1 infezione profonda, 1 distacco del Sulmesh, 1 caso con limitazione della mobilità di quasi il 50%. 5 risultati sono stati definiti "discreti" per sensibili riduzioni della mobilità dell'anca o per intermittenti e modeste dolenzie locali.

Quindi, nei 2 gruppi i cattivi risultati legati ai cotili come tali sono stati 13 (1,3 %) sul totale (987) dei 2 gruppi presi in esame. Ben 12 cattivi risultati sono stati osservati nel 1° Gruppo.

CONCLUSIONI

Le percentuali di buoni ed ottimi risultati (rilevati solamente in rapporto alle caratteristiche dei cotili Fitek – Fitmore in sé stessi) nel 1° (97,8%) e nel 2° gruppo (99,8 %) sono molto alte: in particolare quelle del secondo gruppo (accoppiamenti metallo-metallo o ceramica-ceramica) sembrano "particolarmente" soddisfacenti

BIBLIOGRAFIA

1. Amstutz HC, Campbell P, Kossolvsky N, Clarke IC. *Mechanism and clinical significance of wear debris induced osteolysis*. Clin Orthop 1992;276:7-18.
2. Callaghan J, Dysart SH, Savory CG. *The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis*. J Bone Joint Surg Am1988;70-A:337-46.
3. Maloney WJ, Harris WH. *Comparison of a hybrid with an uncemented total hip replacement*. J Bone Joint Surg Am1990;72-A:1349-52.
4. Marchetti P, Binazzi R, Vaccari V, et al. *Long-term results with cementless Fitek (or Fitmore) cups*. J Arthroplasty 2005;20:730-7.
5. Weber BG, Semlitsch MF, Streicher RM. *Total hip joint replacement using a CoCrMo metal-metal sliding pairing*. Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi 1993;67:391-8.
6. Wroblewski BM. *15-21 years results of the Charnley low-friction arthroplasty*. Clin Orthop 1986;211:30-5.
7. De Lee JG, Charnley J. *Biolgical fixation in total hip arthroplasty*. New Jersey: Slack Inc. 1985.
8. Engh CA, Bobyn JD. *Biological fixation in Total Hip Arthroplasty*. Thorofare: Slack Inc. 1985
9. Cameron HU, Pilliar RM, Mcnab I. *The rate of bone ingrowth into porous metal*. J Biomed Mater Res 1976;10:259-302.
10. Marchetti N, Lisanti M, Scaglione M, et al. *Protesi d'anca: l'influenza del posizionamento della protesi. Sui risultati*. GIOT 1994;20(Suppl. 1).

Protesi e modularità

Hip Arthroplasty and Modularity

A. Toni, F. Traina, E. Tassinari, F. Biondi, F. Pilla

RIASSUNTO

L'intervento di protesi d'anca per essere considerato di successo, oltre ad ottenere una buona sopravvivenza della protesi a lungo termine, un'assenza pressoché totale del dolore e un ripristino della motilità dell'anca, deve anche permettere il recupero ottimale della funzionalità articolare, curando il recupero della componente muscolare ed il recupero della corretta lunghezza degli arti. Le protesi modulari dovrebbero avere un teorico vantaggio rispetto alle monoblocco al fine di ottenere questi obiettivi.
In questo studio abbiamo paragonato due gruppi di pazienti affetti da coxartrosi primitiva monolaterale: un primo gruppo formato da 33 pazienti in cui è stato impiantato uno stelo protesico modulare, ed un secondo gruppo di 33 pazienti con protesi convenzionali monoblocco. In entrambi i gruppi abbiamo valutato la differenza di offset, del braccio di leva dei muscoli abduttori e della dismetria pre- e post-operatoria. Il recupero dei tre parametri esaminati è risultato essere significativamente migliore con le protesi modulari ($p < 0.01$) con un recupero del braccio di leva degli abduttori nel 90,9% dei casi con protesi modulare contro un 49,5% dei casi con protesi monoblocco. In base ai risultati ottenuti in questo studio, consideriamo la modularità uno strumento molto efficace per ottenere risultati funzionalmente ottimali nella chirurgia protesica dell'anca.

Parole chiave: protesi d'anca, modularità, offset

ABSTRACT

A hip replacement could be considered a successful procedure when in addition to achieving a good survival of the prosthesis in the long term, almost total absence of pain and a restoration of hip motility, it also achieves the optimal functional recovery of the articulation, ensuring the restoration of hip muscle and recovery of the proper length of the limbs. Modular prostheses should have a theoretical advantage over monoblock prostheses to achieve these goals. In this study we compared two groups of patients with unilateral primary arthritis: a first group of 33 patients in whom a modular stem was implanted, with a second group of 33 patients in which a conventional monoblock prosthesis was used. In both groups we have assessed the difference in offset, abductor muscles lever arm and preoperative and postoperative leg length. Recovering the three parameters examined was found to be significantly better with the modular prosthesis ($p < 0.01$). The recover of the abductor muscles lever arm was achieved in 90.9% of cases with modular prostheses and in 49.5% of cases with monoblock prostheses. The results of this study, lead us to consider the modularity a very effective tool to achieve optimum functional outcomes in hip replacement surgery.

Key words: hip prosthesis, modularity, offset

Prima Divisione di Ortopedia e Traumatologia, Istituti Ortopedici Rizzoli, Bologna

Indirizzo per la corrispondenza:
Francesco Traina, Istituti Ortopedici Rizzoli, Laboratorio di Tecnologia Medica, Prima Divisione di Ortopedia e Traumatologia, via di Barbiano 1/10, 40136 Bologna. Tel.: 051 6366550. Fax: 051 6366863. E-mail: traina@tecno.ior.it

INTRODUZIONE

I buoni risultati di sopravvivenza (96%-97% ad oltre 10 anni dall'intervento [1-3]) delle protesi d'anca hanno indotto i chirurghi ortopedici ad ampliare l'indicazione chirurgica, e i pazienti a considerare erroneamente l'intervento come un intervento di routine, dal successo quasi sempre garantito, perlomeno nei casi di artrosi primaria. Questa nuova percezione della chirurgia protesica dell'anca ha profondamente modificato gli obiettivi primari che devono essere soddisfatti dal chirurgo. Un intervento di sostituzione protesica dell'anca per essere considerato di successo oltre ad ottenere una buona sopravvivenza della protesi a lungo termine, un'assenza pressoché totale del dolore e un ripristino della motilità dell'anca, deve anche permettere il recupero ottimale della funzionalità articolare, curando il recupero della componente muscolare ed il recupero della corretta lunghezza dei due arti [4]. Il mantenimento o il recupero dell'eumetria degli arti inferiori è oggi un tema molto sensibile per il paziente, tanto e vero che una dismetria postoperatoria sempre più spesso porta a contenziosi medico legali.
Per poter far fronte a queste nuove necessità, lo sviluppo delle tecniche chirurgiche e delle protesi si è spinto verso la ricerca di soluzioni capaci di ottenere un miglioramento dei parametri funzionali dell'anca. In particolare si è data sempre più importanza al ripristino dell'offset femorale [5] per migliorare la funzione muscolare, a tecniche chirurgiche a risparmio dei tessuti molli periprotesici [6] e a protesi modulari per il recupero della lunghezza degli arti [7] (modularità testina collo e modularità più complesse testina-collo-protesi).
Le modularità collo-testina e cotile-inserto sono risultate essere così efficaci nella protesica dell'anca che oggigiorno quasi tutti i modelli protesici le prevedono. Il vantaggio principale di queste modularità è soprattutto quello di aver permesso accoppiamenti articolari più resistenti all'usura (ceramica-ceramica e metallo-metallo) migliorando la sopravvivenza a lungo termine delle prote-

si, ma sono risultate non del tutto efficaci per il recupero dell'offset e della lunghezza degli arti [7 8].
Le protesi modulari dovrebbero avere il teorico vantaggio di garantire un più efficace ripristino dell'offset originario e dell'eumetria degli arti, anche perché queste due grandezze sono strettamente correlate: un impianto monoblocco che non sia in grado di ripristinare un corretto offset del femore, porta ad uno scarso tensionamento dei tessuti molli periprotesici e quindi ad una maggiore instabilità dell'impianto. Questo induce il chirurgo ad utilizzare una testina di maggior lunghezza che dia all'impianto una maggiore stabilità a scapito di una dismetria degli arti.
Scopo del presente lavoro è valutare l'effettiva efficacia di una protesi con collo modulare nel ripristinare un corretto offset e una corretta lunghezza degli arti rispetto ad una protesi non modulare, a parità di tecnica chirurgica e di operatore.

MATERIALI E METODI

In questo studio retrospettivo abbiamo paragonato due gruppi di pazienti affetti da coxartrosi primitiva monolaterale.
Nel primo gruppo, formato da 33 pazienti (33 anche), 18 femmine e 15 maschi, sono stati impiantati da Gennaio ad Aprile 2006, 33 steli non cementati con collo modulare (APTA, Adler Ortho, Italia), e 33 cotili emisferici a press-fit (FIXA, Adler Ortho, Italia). L'età media dei pazienti al momento dell'intervento era di 50 anni (da 34 anni a 87 anni). Il lato operato è stato il sinistro in 12 casi, il destro nei rimanenti 21.
Nel secondo gruppo, formato da 33 pazienti (33 anche), 19 femmine e 14 maschi, sono stati impiantati, tra Gennaio 1990 e Febbraio 1996, 33 steli non cementati monoblocco (ANCA, Cremascoli, Italia), accoppiati ad altrettanti cotili emisferici a press fit (ANCA-FIT, Cremascoli, Italia). L'età media dei pazienti all'intervento è risultata essere di 57 anni (da 44 anni a 74 anni); il lato operato è stato il sinistro in 5 casi, il destro in 28.
Per ogni paziente di entrambi i gruppi sono stati valutati i valori dell'offset femorale, del braccio di leva dei muscoli abduttori e la dismetria degli arti, calcolati su una radiografia antero-posteriore pre- e post-operatoria del bacino con intrarotazione dell'arto di 20° e uguale distanza focale.

DEFINIZIONE E MISURAZIONE DELL'*OFFSET* FEMORALE

Per offset femorale si intende la distanza perpendicolare tra il centro di rotazione della testa del femore e l'asse del femore stesso. In quanto parametro anatomico l'offset è una misura di estrema importanza in quanto una sua variazione altera in maniera direttamente proporzionale il braccio di leva dei muscoli abduttori dell'anca.
Sono stati calcolati i valori di offset femorale ed eseguita una differenza algebrica tra la misura preoperatoria e post operatoria. Sono stati considerati accettabili (neutri) differenze comprese tra -5 mm e 5 mm.
Il calcolo dell'offset femorale e degli altri due parametri è stato eseguito mediante il sistema O*rthoview*™ (*Orthopaedic digital imaging Kodak Carstream*). Mediante la digitalizzazione delle radiografie e al calcolo proporzionale delle misure riferito ad un repere di ingrandimento, siamo riusciti a ridurre al minimo le differenze di magnificazione delle immagini radiografiche e quindi dell'errore delle misure rilevate.

DEFINIZIONE E MISURAZIONE DEL BRACCIO DI LEVA DEI MUSCOLI ABDUTTORI

Per braccio di leva dei muscoli abduttori si intende la distanza perpendicolare fra centro di rotazione della testa del femore e la linea che congiunge il punto più laterale della cresta iliaca con il punto più laterale del gran trocantere. È stato considerata come neutra una differenza tra i bracci di leva pre- e post-operatoria compresa tra -5 mm e +5 mm.

DEFINIZIONE E MISURAZIONE DELLA DISMETRIA

Per dismetria degli arti inferiori si intende un allungamento o un accorciamento di un arto rispetto alla normale anatomia tale da far risultare l'arto stesso di differente lunghezza rispetto al controlaterale [7]. Questa definizione presuppone che l'arto controlaterale sia sano e normale.
Il calcolo della dismetria è stato fatto tracciando una linea orizzontale tangente al punto più basso di entrambe le tuberosità ischiatiche. Sono state poi disegnate due linee verticali partendo dal centro di rotazione di entrambi i femori dello stesso bacino fino all'intersezione perpendicolare con la prima linea orizzontale. La differenza della lunghezza tra le due linee verticali è stata considerata come reale dismetria degli arti.
È stato ritenuto accettabile un valore compreso tra -5 mm e +5 mm inteso come differenza tra la dismetria pre e postoperatoria.

RISULTATI

Con la protesi monoblocco la dismetria postoperatoria degli arti inferiori è stata minore ai 5 mm nel 42,4% dei casi, sono stati ripristinati *offset* e braccio di leva degli abduttori nel 48,5% e 49,5% di casi rispettivamente.
Con la protesi a collo modulare invece non abbiamo mai riscontrato una differenza degli arti inferiori maggiore di 5mm, l'offset e il braccio di levategli abduttori sono stati ripristinati rispettivamente nel 84,8% e 90,9% dei casi.

DISCUSSIONE

Obiettivo della chirurgia protesica dell'anca è il ripristino funzionale dell'articolazione. Per garantire una buona funzione articolare i muscoli del cingolo pelvico sono di fondamentale importanza. La malattia articolare, il limitato uso dell'arto inferiore affetto e l'insulto chirurgico sono tutti fattori che contribuiscono a diminuire l'efficacia del recupero fisioterapico postoperatorio dei muscoli. Questa nuova esigenza di garantire un recupero muscolare efficace, ha indotto i chirurghi dell'anca a diminuire l'aggressività chirurgica sui tessuti molli, ha portato all'introduzione di protocolli fisioterapici pre-operatori e ha indotto ad accelerare i protocolli

Fig. 1. Protesi modulare APTA FIXA. Il collo modulare permette il ripristino dell'offset indipendentemente dall'allungamento dell'arto.

postoperatori, diminuendo l'allettamento dei pazienti. La scelta della componente protesica può contribuire alla buona funzione muscolare: un corretto ripristino dell'offset e quindi del braccio di leva dei muscoli abduttori è di fondamentale importanza [8]. Questa nuova esigenza ha indotto le case produttrici di protesi a sviluppare modelli protesici con offset maggiorato o modelli protesici modulari "ad offset variabile". In uno studio condotto per valutare la reale efficacia delle protesi tradizionali e delle protesi con offset maggiorato nel ripristinare l'offset femorale, Massin et al. [9] hanno riscontrato come le prime siano efficaci in meno di un terzo dei casi, quando le seconde sono efficaci solo nella metà dei casi.
Il nostro studio è il primo a nostra conoscenza che paragona l'efficacia nel recupero dell'offset di una protesi con collo modulare rispetto ad una monoblocco. I risultati da noi ottenuti dimostrano che la modularità è molto efficace, ripristinando il braccio di leva degli abduttori nel 90,9% dei casi contro un 49,5% dei casi con protesi monoblocco.

Un altro importante fattore a favore delle protesi con collo modulare è la possibilità di variare la lunghezza del sistema indipendentemente dall'offset, cosa non possibile con protesi monoblocco ove le due grandezza sono correlate in maniera proporzionale. Questa libertà di regolare indipendentemente la lunghezza degli arti ha portato ad un risultato davvero molto soddisfacente nella nostra serie, con un 100% di eumetria postoperatoria nei pazienti operati con protesi modulari. Questo risultato deriva anche dalla posizione del malato sul letto operatorio: con la nostra tecnica operatoria è posizionato in maniera supina [10], rendendo più facili le manovre di misurazione intraoperatoria della lunghezza degli arti.
Questa maggiore efficacia delle protesi modulari nel ripristinare la funzione dell'anca introduce però il rischio di fallimento della modularità stessa o del suo disaccoppiameneto[11]. Dalla nostra esperienza risulta che questo rischio di fallimento della modularità sia reale ma con una bassissima incidenza. Il miglioramento delle conoscenze tecniche e dei test di laboratorio ci fanno pensare che questo rischio di fallimento diventerà un rischio remoto.
In conclusione, in base allo studio condotto, le protesi con collo modulare hanno dimostrato una maggiore efficacia rispetto alle protesi monoblocco nel recupero dell'offset e del braccio di leva dei muscoli abduttori, non incidendo sulla lunghezza dell'arto operato.

BIBLIOGRAFIA

1. Malchau H, Garellick G, Eisler T, et al. *The Swedish hip registry*. Clin Orthop Relat Res 2005;441:19-29.
2. Stea S, Bordini B, Sudanese A, et al. *Registration of hip prostheses at the Rizzoli Institute. 11 years' experience*. Acta Orthop 2002;73:40-4.
3. Stea S, Bordini B, De Clerico M, et al. *First hip arthroplasty register in Italy: 55,000 cases and 7 year follow-up*. Int Orthop 2007 Nov 7. [Epub ahead of print]
4. Charles MN, Bourne RB, Davey JR, et al. *Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration*. Instr Course Lect 2005;54:131-41
5. Toni A, Traina F, Sudanese A, et al. *Modularità e offset.* GIOT 2007;33(Suppl.1):s28-s30
6. Toni A, Traina F, De Fine M, et al. *Anterolateral soft tissue sparing approach to the hip. Surgical technique.* Chir Organi Mov 2008 Apr 12. [Epub ahead of print]
7. Goldstein WM, Gordon A, Branson JJ. *Leg length inequality in total hip arthroplasty.* Orthopedics. 2005;28(9 Suppl):s1037-40.
8. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, et al. *Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br 1995;77:865-9.
9. Massin P, Geais L, Astoin E, et al. *The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems: a frontal plane radiographic study of the proximal femur*. J Arthroplasty 2000;15:93-101.
10. Toni A, Traina F, De Fine M, et al. *Anterolateral soft tissue sparing approach to the hip. Surgical technique* Chir Organi Mov 2008 Apr 12. [Epub ahead of print]
11. Sporer SM, DellaValle C, Jacobs J, et al. *A case of disassociation of a modular femoral neck trunion after total hip arthroplasty*. J Arthroplasty 2006;21:918-21.

Lo stelo Modulus

The Modulus stem

F. Benazzo, L. Piovani, S.M.P. Rossi

RIASSUNTO

La sostituzione totale dell'anca in pazienti con anormalità morfologiche del femore prossimale rappresenta diverse difficoltà. La versione del collo, l'angolo stelo/collo e le dimensioni del canale possono combinarsi in modo diverso, creando problemi nella scelta dell'impianto.
Dal 2001 nella nostra istituzione abbiamo cominciato ad utilizzare, per casi di questo tipo, un sistema modulare specifico (Modulus) che presenta caratteristiche di conicità dello stelo femorale e modularità del collo per permettere una maggiore flessibilità in femori difficili.
In questo lavoro presentiamo le caratteristiche di questo sistema ed i primi risultati a medio termine.
103 anche in 103 pazienti sono state studiate in maniera prospettica. I risultati sono presentati ad un follow-up medio di 5 anni (*range*: 3-7 anni). Le principali indicazioni sono state coxartrosi e displasia dell'evoluzione dell'anca (DEA).
L'analisi clinica e radiografica è stata condotta utilizzando parametri consolidati.
L'*Harris Hip Score* è passato da una media di 36,4 ad una di 94 nel post-operatorio, mentre il *Merle D'Aubigné* da un valore medio di 10 a 17,4 all'ultimo follow-up.
L'esame radiografico ha evidenziato segni di crescita ossea stabile in 90 casi. Non è stata condotta alcuna revisione dello stelo.
Questo sistema conico modulare ha evidenziato ottimi risultati sia clinici che radiografici. Permette di affrontare importanti deformità del femore prossimale ottenendo una ricostruzione anatomica dell'articolazione per quanto riguarda off set, centro di rotazione e lunghezza dell'arto, garantendo una cinematica articolare ottimale.
In questo studio con follow-up medio di 5 anni il sistema Modulus si è dimostrato una soluzione affidabile ed efficace in interventi di sostituzione totale dell'anca di primo impianto.

Parole chiave: stelo, modularità, displasia di evoluzione dell'anca, ceramica

Clinica Ortopedica e Traumatologica, Università di Pavia, Fondazione IRCCS Policlinico San Matteo

Indirizzo per la corrispondenza:
Francesco Benazzo, viale Golgi 19, 27100 Pavia. Tel.: 0382 502851. E-mail: f.benazzo@smatteo.pv.it

SUMMARY

Total Hip Replacement in a patient with abnormal proximal femoral morphology presents many challenges. The neck version, neck/shaft angle and canal dimensions may all combine to make the choice of the prosthesis difficult. Since 2001, in our institution we have been using a purpose designed prosthesis in these cases which offers a conical press-fit and neck modularity, to allow intraoperative flexibility for difficult femora (Modulus).
In this study, we present the specific features of the system and the first clinical series using this modular stem.
We have prospectively collected data on 103 hips in 103 patients. The results of primary total hip arthroplasty using this modular femoral component were assessed at a mean follow-up of 5 years (*range* 3-7 years). The principal indications were osteoarthritis and DDH. A postero-lateral approach was adopted in all cases.
Assessment was performed using established clinical and radiological criteria.
The Harris Hip Score improved from a mean of 36 preoperatively to 94 at final follow-up and the Merle D'Aubigné Score increased from a mean of 10 preoperatively to 17,4. The radiographic evaluation revealed signs stable bone ingrowth and of implant stability in 90 cases. No femoral revisions were performed.
This modular conical system yelded excellent intermediate-term outcomes with respect to radiographic and clinical criteria.
It allows to address patients with abnormal proximal femoral deformities and gain an anatomical reconstruction of the joint in terms of off set, centre of rotation and leg length, restoring a well functioning hip kinematics.
At a follow-up of mean 5 years the Modulus System reveals to be reliable and safe in primary total hip arthroplasty.

Key words: stem, modularità, DDH, ceramics

INTRODUZIONE

Esistono diverse e differenti condizioni che portano a deformità del femore che possono complicare un intervento di artroplastica totale dell'anca.
Le patologie più frequenti sono la displasia dell'evoluzione dell'anca (DEA), eventuali pregressi interventi chirurgici (interventi di osteotomia), deformità post-traumatiche, artrosi di natura secondaria (Legg-Calvé-Perthes, epifisiolisi, infezioni, etc.), coxa vara o valga idiopatiche. In questi casi, in combinazione con l'esecuzione di radiografie pre-operatorie in proiezione ap e laterale su lastra con repere, assume ancora maggiore importanza il ruolo del planning pre-operatorio, che deve includere un'accurata storia clinica

del paziente, un esame obiettivo completo, con particolare riguardo per eventuali dismetrie, articolarità e stato vascolo-nervoso. Un corretto planning pre-operatorio può dare importanti indicazioni non solo per la scelta dell'impianto ma anche per l'eventuale necessità di trapianti ossei o osteotomie correttive.
L'intervento di sostituzione protesica dell'anca, in pazienti con importanti alterazioni morfologiche del femore prossimale rappresenta una procedura piuttosto impegnativa. Problematiche quali la versione del collo, l'angolo collo-stelo, le dimensioni del canale, il livello di contatto tra testa e acetabolo, sono tutte variabili che possono rendere complessi sia la scelta dell'impianto che l'atto chirurgico in quanto tale [1-3].
In particolare, il chirurgo si trova a dover affrontare situazioni in cui si verifica un'importante discrepanza tra la dimensione del canale e la lunghezza del collo, dove è necessario per ricostituire una corretta biomeccanica articolare, trovare soluzioni che permettano di abbassare il centro di rotazione dell'articolazione in femori di grosso diametro, senza, però, eccedere con l'off set.
Altro problema fondamentale è quello di ricreare una corretta meccanica articolare in quelle situazioni in cui la cavità acetabolare deve essere ricreata ad un livello diverso dal neo-cotile ed eventualmente anche del paleo-cotile.
In questo tipo di pazienti il trattamento chirurgico dovrebbe essere individualizzato in modo da poter correggere al meglio il tipo ed il livello della deformità, tenendo anche in considerazione quella che è la qualità dell'osso.
Il chirurgo che affronta questo tipo di problematiche deve acquisire familiarità, non solo con tecniche quali allungamento dell'arto, osteotomie trocanteriche e correttive, trapianto osseo e plastica della cavità acetabolare, ma anche con l'impianto scelto, che nel caso di una protesi modulare presenta la possibilità di creare diverse combinazioni biomeccaniche, al fine di potersi adattare al meglio alla situazione anatomica del paziente ed al risultato meccanico che si vuole ottenere.
L'utilizzo di impianti modulari nella chirurgia protesica d'anca ha conosciuto un iniziale più vasto utilizzo negli interventi di revisione [4-7] ed è più recente l'inizio del loro impiego nella chirurgia di primo impianto [8]. Questo passaggio è sicuramente dettato dalla necessità di ottenere, in anche "difficili", risultati clinici e funzionali il più possibile vicini alla normalità, in pazienti via via più giovani e con sempre maggiori richieste funzionali [9 10].
Dal 2001 nella nostra istituzione è stato utilizzato, negli interventi di sostituzione totale dell'anca, un nuovo stelo modulare (Modulus, Lima Lto) in casi selezionati per la presenza di importanti deformità del femore prossimale che necessitavano di correzione di problemi quali la versione del collo, dismetrie ed offset al fine di riprodurre una meccanica ottimale dell'anca il più possibile vicina a quella naturale.
In questo lavoro verranno presentate le caratteristiche dello stelo ed i risultati clinici e radiografici della prima serie di pazienti in cui esso è stato impiantato con accoppiamento ceramica-ceramica ad un follow-up medio di 60 mesi.

Fig. 1. Il Sistema Modulus.

Fig. 2. Fasi operatorie: posizione del collo.

MATERIALI E METODI

È stato condotto uno studio prospettico per valutare i risultati sia clinici che radiografici dopo artroplastica totale dell'anca, utilizzando il sistema modulare Modulus ed un accoppiamento ceramica-ceramica in un gruppo di pazienti seguiti per un minimo di 36 mesi (follow-up medio 60 mesi).
L'indicazione all'utilizzo di questo impianto era dovuta alla presenza di gravi deformità del femore prossimale legate alla presenzi di patologie quali avanzata coxartrosi, coxa vara o valga, DEA, pregresse osteotomie o esiti di frattura.
Tutti gli interventi sono stati eseguiti dallo stesso chirurgo mentre i risultati clinici e radiografici da due osservatori diversi (uno per la valutazione radiografica, e uno per la valutazione clinica).
In tutti i pazienti è stato impiantato un stelo modulare Modulus, non cementato, costituito di due componenti in titanio (stelo e collo) e della testa che può essere in ceramica (alumina) o di una lega di CrCoMo.

Il sistema modulare è costituito da uno stelo conico (secondo i principi di Wagner) [5] e da un collo modulare che presenta due diversi angoli (125° e 135°) e lunghezze (S e L). Inizialmente, e per i primi 100 casi, il collo era disponibile in 3 diverse lunghezze (S, M, L): la taglia intermedia è stata successivamente eliminata per la possibilità di coprire le differenti possibili lunghezze ed *offsets* combinando due solo misure di collo con le tre diverse delle testine. Queste ultime sono state disponibili inizialmente in diametro 28 (sia in ceramica che in CrCoMo) e 32mm (solo in ceramica) e successivamente con diametro di 36 mm.

Lo stelo presenta una conicità di 5° ed una lunghezza di 100 mm, è disponibile in 14 differenti diametri (da 13 a 26 mm), con due differenti coni: il primo per diametri compresi tra i 13 ed i 15 mm che si accoppia con colli che permettono di ottenere un offset che va dai 29 ai 34 mm, il secondo, per gli steli con diametri più grandi (da 16 a 26 mm) si accoppia con colli modulari che permettono di ottenere un offset che arriva fino a 41 mm.

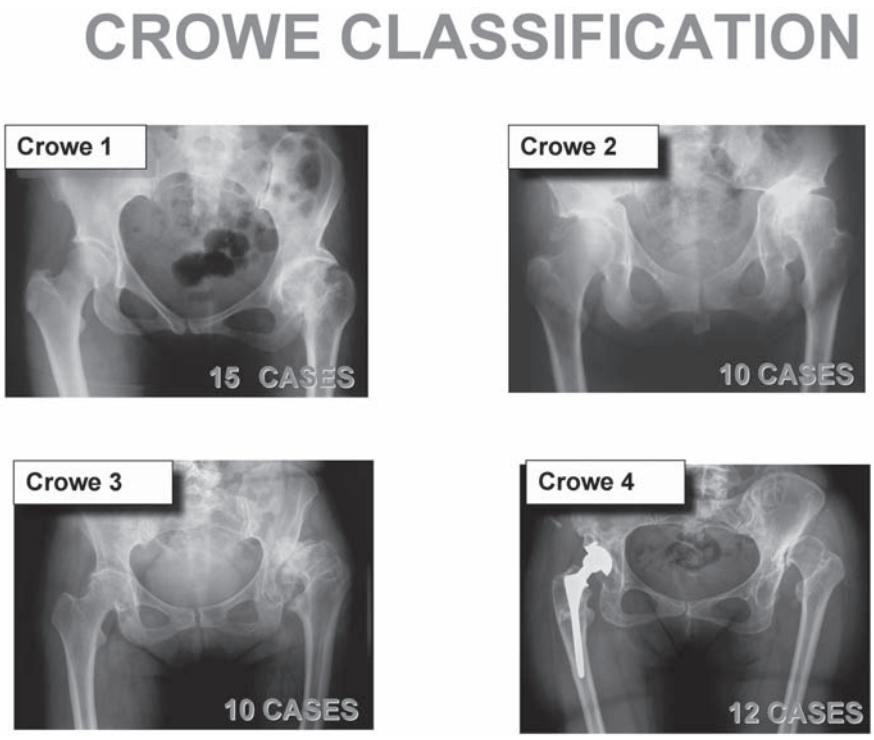


Fig. 3. Suddivisione dei pazienti con DEA secondo la classificazione di Crowe.

Nonostante le dimensioni delle diverse componenti variassero con l'anatomia del paziente, nessun cambiamento è stato apportato nel disegno dell'impianto o nel processo di produzione nel periodo dello studio.

Dal lato acetabolare sono state utilizzate due diverse componenti. Entrambe le componenti aceta bolari sono costituite da una coppa emisferica in lega di titanio, fissata a *press-fit*, senza l'utilizzo di cemento. L'inserto utilizzato è stato per la maggior parte dei casi in ceramica, anche nella conformazione tipo "sandwich", altrimenti in polietilene.

Tra il Febbraio 2001 ed il Febbraio 2005 sono state operato 103 anche in 103 pazienti che sono stati seguiti per un tempo minimo di 3 anni.

Valutazioni cliniche e radiografiche sono state condotte ad 1-3-6 e 12 mesi. Nessun paziente è stato perso nel follow-up. Nessuno stelo è andato incontro a revisione.

Di 103 pazienti 70 erano donne e 33 uomini, l'età media al momento dell'intervento era di 65 anni (46-76) 56 pazienti sono stati operati all'anca destra e 47 a sinistra. Il peso medio nella popolazione femminile era di 63 kg (45-75 kg) con un BMI (*body mass index*) medio di 28; nella popolazione maschile il peso medio era di 74 kg (70-86 kg) con un BMI di 27.

Le diagnosi che hanno portato ad indicazione ad intervento di artroprotesi totale erano: artrosi grave (48 pazienti), DEA (47 pazienti), precedente osteotomia (4 pazienti), necrosi avascolare della testa del femore (2 pazienti), artrosi post-traumatica (2 pazienti)

E' stato praticato un approccio postero-laterale in tutti i casi.

Nei pazienti con diagnosi di DEA, 15 erano classificabili allo stadio I della classificazione di Crowe, 10 allo stadio II ed altrettanti al III, 12 allo stadio IV.

La valutazione clinica è stata condotta ad ogni follow-up utilizzando due score differenti: l'*Harris Hip Score* ed il Merle D'Aubigné. In aggiunta sono stati compilate schede concernenti l'anamnesi del paziente, la procedura chirurgica, dettagli degli impianti, ed eventuali complicanze intra- o post-operatorie [13].

I risultati presentati si basano sulla visita condotta nel pre-operatorio e sui dati ottenuti all'ultimo follow-up eseguito, documentando criteri quali il dolore, il livello di attività, la capacità di espletare le attività quotidiane, l'utilizzo di ausili per camminare, la valutazione del passo e l'articolarità dell'anca.

La valutazione radiografica è stata condotta da un osservatore indipendente, non al corrente dei risultati clinici. La valutazione radiografica è stata condotta sulle radiografie del bacino in a-p e dell'anca operata in assiale. Gli esami radiografici sono stati condotti nel pre-operatorio, nell'immediato post-operatorio ed ad ogni successivo follow-up clinico.

L'analisi radiografica è stata condotta rispettando le zone descritte da Gruen [14] secondo i criteri descritti da Engh [15] con particolare attenzione per la comparsa di alterazioni morfologiche a carico del femore prossimale, ed alla presenza di segni di stabilità dell'impianto.

La posizione dello stelo è stata classificata neutra, in valgo, varo, lieve valgo e lieve varo. Per lieve varo o valgo si è intesa un posizione dello stelo che differiva di meno di 5° nelle radiografie in a-p rispetto all'asse neutro del canale femorale, e per varo e valgo una deviazione maggiore di 5°. Sono state valutate la presenza di rimodellamento osseo, ipertrofia corticale, di *spot-welds*, linee di radiolucenza e di aree di osteolisi, intese come aree di riassorbimento osseo, non lineari con larghezza di almeno 5 mm.

RISULTATI CLINICI

I pazienti sono stati seguiti per un periodo medio di 4.8 anni (*range*: 3-7 anni).
Valutazioni cliniche sono state condotte a 1-3-6-12 mesi ed annualmente.
L'Harris Hip Score è passato da un valore di 36,4 nel pre-operatorio ad una media di 94 all'ultimo follow-up. I risultati sono stati classificati eccellenti (90-100) in 71 casi, buoni (80-89) in 21 casi, discreti in 10 (70-79) e scarsi (< 70) in 1 caso.
Il Merle D'Aubigné è aumentato da un valore medio di 10 a 17,4 nel post-operatorio.
Il valore medio per quanto riguarda il parametro dolore è passato da 14,1 (0-20) nella valutazione pre-operatoria a 42,2 nel post-operatorio. 100 pazienti (97%) manifestavano assenza o solo occasionale dolore all'ultimo follow-up.
Per quanto riguarda la presenza di zoppia: in 97 pazienti (94%) essa era assente o solo minima, in 5 (5%) discreta ed 1 (1%) importante.
Nel post-operatorio l'articolarità media è migliorata su tutti i piani. Essa è passata in media da 68° a 115° di flessione, da 20° a 40° di abduzione, da 14° a 30° di adduzione, da 18° a 38° di rotazione esterna e da 9° a 24° di rotazione interna.

RISULTATI RADIOGRAFICI

Il follow-up radiografico è stato condotto per un tempo medio di 4,8 anni (*range*: 3-7 anni).
Dal punto di vista dell'allineamento 75 steli sono stati impiantati in posizione neutra, 22 in lieve varo, 3 in varo, 2 in lieve valgo e 2 in valgo.
La valutazione radiografica ha evidenziato una crescita ossea stabile in 90 casi, provata dalla presenza di *spot-welds* e/o dall'assenza di segni maggiori di instabilità, in particolare di linee reattive di radiolucenza.
In un caso è stato evidenziato l'affondamento dello stelo tra il controllo radiografico del 3° e quello del 6° mese, senza successive modificazioni ad oggi della situazione radiografica, ormai stabilizzatasi (a 5 anni); dal punto di vista clinico, l'arto ha subito un accorciamento inferiore a 0,5 cm, il paziente non ha manifestato dolore né modificazione del ROM e non è stata necessaria la revisione di questo impianto.
In 10 casi è stato evidenziato il fenomeno dello *stress shielding* a livello del femore prossimale, anche in questo caso in assenza di una controparte sintomatologica rilevante
Linee di demarcazione sono state riscontrate in 18 pazienti e solamente livello del passaggio stelo-collo (zona modulare, in corrispondenza del cono Morse) ed in tutti i casi sono state evidenziate quando è stato utilizzato uno stelo delle misure più grandi. Il fenomeno, che in tutti i casi si è manifestato precocemente (tra il 3° ed il 6° mese) è rimasto successivamente stabile.
In 40 pazienti è stato possibile individuare radiograficamente un'evidente crescita ossea a livello della giunzione collo-stelo.
In nessun caso sono stato evidenziati ipertrofia corticale o osteolisi intramidollare.

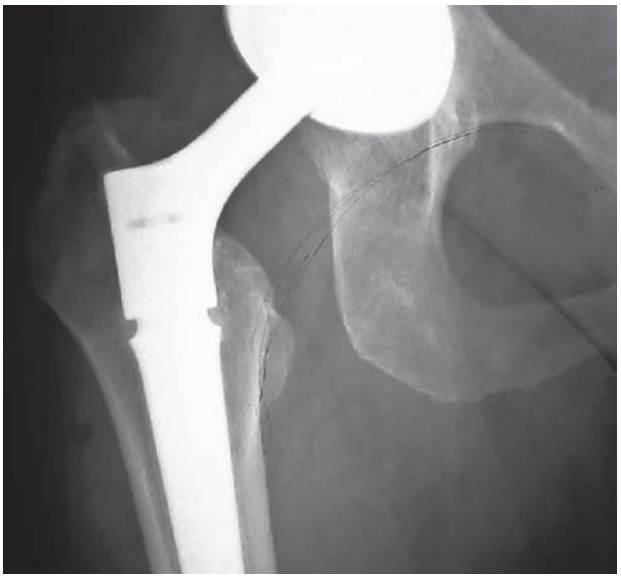


Fig. 4. Evidenza di crescita ossea a livello del passaggio stelo-collo.

COMPLICANZE

Si sono verificati tre episodi di lussazione: di queste in un solo caso è stato necessario un secondo intervento chirurgico, in cui è stato sostituito il collo e modificata la sua versione.
Si sono, inoltre, verificate 5 fissurazioni della diafisi femorale al di sotto dell'apice dello stelo e trattate con astensione dal carico per 1 mese, con completo recupero funzionale all'ultimo follow-up.

DISCUSSIONE

La scelta di uno stelo modulare in protesi di primo impianto è dettata da diverse ragioni in parte legate alle caratteristiche del paziente ed in parte alla versatilità dell'impianto.
Il concetto che promuove l'utilizzo di uno stelo modulare si basa sul principio che non debba essere l'articolazione, soprattutto se in presenza di importanti deformità congenite od acquisite, a doversi adattare ad un impianto nato per la sostituzione di un'anca con caratteristiche anatomiche di normalità, ma che l'utilizzo del sistema modulare permetta la costruzione in vivo di un impianto "custom made like".
In generale la scelta della modularità è legata alla necessità di adattare l'impianto a condizioni anatomiche complesse in cui alla sostituzione dell'articolazione è necessario associare una vera e propria ricostruzione della stessa come può accadere in esiti di fratture, in casi di DEA o di forme di artrosi particolarmente avanzate o deformanti. La scelta dell'uso di questo stelo è stata, da parte nostra, dettata da queste considerazioni. Anche in casi meno "difficili", ovvero di artrosi semplice, ove l'utilizzo di steli non modulari avrebbe comunque permesso una corretta ricostruzione della meccanica articolare l'utilizzo della modularità ha fornito vantaggi legati alla possibilità di ridurre il rischio di creare dismetrie, di migliorare l'offset e la versione del collo garantendo un migliore assetto della meccanica articolare.

Soprattutto nelle anche displasiche, grazie alla possibilità di provare intraoperatoriamente le diverse possibili combinazioni delle componenti, saggiando, nelle diverse situazioni, articolarità, stabilità dell'impianto e lunghezza dell'arto, la modularità del sistema si è rivelata utile nell'affrontare le problematiche legate alla necessità di aumentare l'offset in pazienti con piccoli canali, o di costruire una nuova cavità acetabolare, dovendo successivamente adattare la versione del collo alla direzione del neo-acetabolo e controllare il problema delle dismetrie evidenziando un ottima duttilità e maneggevolezza d'impiego. Il vantaggio prodotto dalla modularità consiste nel poter rendere indipendenti la scelta della taglia dello stelo dall'inclinazione e dalla versione del collo così da poter adattare al meglio la lunghezza totale della protesi e l'offset prodotto alle caratteristiche anatomiche del paziente, e di instaurare la miglior biomeccanica possibile per ogni anca, potendo affrontare con una maggiore gamma di soluzioni di impianto le diverse e complesse deformità anatomiche.

I risultati clinici ottenuti al follow-up attuale sono decisamente promettenti ed hanno evidenziato un ottimo recupero funzionale nella maggior parte dei casi con risultati tra buoni ed eccellenti in 92 pazienti. Se, da una parte, questi risultati devono essere analizzati anche in rapporto alla relativamente giovane età dei pazienti operati (media 65 anni), che sicuramente ha permesso un più rapido recupero funzionale nel post-operatorio, dall'altra non possono non essere prese in considerazione le condizioni pre-operatorie, che evidenziavano scarsi valori di funzionalità articolare con condizioni di articolarità decisamente scarse, legate a patologie articolari di base impegnative, con importanti alterazioni delle caratteristiche anatomiche, che rendevano queste anche per così dire "difficili".

I 10 risultati discreti (70-79) in 8 casi sono stati evidenziati tutti in pazienti con età superiore ai 76 anni e di questi 2 presentavano un quadro di DEA in stadio Crowe 4. Dei restanti 2 pazienti uno presentava un quadro di grave artrosi post-traumatica secondaria a frattura lussazione di bacino, ed uno gli esiti di osteotomia di Chiari. In questo gruppo di pazienti il valore dell'*Harris Hip Score* ha subito una riduzione media del punteggio di 1,8 punti tra il penultimo e l'ultimo controllo, fenomeno almeno in parte imputabile alla riduzione delle attività quotidiane legata al fisiologico invecchiamento.

Fig. 5. Controllo radiografico a distanza.

Per quanto riguarda il solo caso in cui i risultati sono scarsi, si tratta della stessa paziente che presenta severa zoppia operata per una grave coxartrosi in esiti di necrosi cefalica in paziente affetta da artrite reumatoide e parte di questi fenomeni sono legati alla dismetria che era risultata nel post-operatorio e che era stata accettata durante l'intervento a favore di una maggiore stabilità dell'impianto ed in previsione di un intervento successivo all'anca controlaterale artrosica, cui la paziente non è mai stato sottoposta per problemi di natura generale.

La presenza di segni radiografici di integrazione dello stelo e di stabilità secondo i criteri di Engh è stata evidenziata in 90 pazienti su 103, documentando la presenza di *spot-welds* e l'assenza di linee di radiolucenza a livello della superficie dello stelo.

La comparsa di linee di demarcazione, stabili ed invariate nei diversi controlli annuali, in corrispondenza della zona modulare che si è sviluppata in 18 casi, non è stata in nessun caso associata alla presenza di segni di instabilità dello stelo e non ha mai condizionato il risultato clinico

Il fenomeno, che si è sempre sviluppato a livello della porzione più distale del collo e del passaggio stelo-collo (zona modulare, in corrispondenza del cono Morse) ed in casi in cui è stato utilizzato uno stelo delle misure più grandi è, in prima ipotesi e considerato l'andamento, riconducibile al fatto che la fresatura che viene eseguita per il collo è standard e, nel caso di impianti di grandi dimensioni, più piccola di quella dello stelo.

Una seconda possibile spiegazione a questo fenomeno potrebbe essere ricondotta alla presenza di micromovimenti nella porzione prossimale dello stelo quando questo viene impiantato in femori con elevato *flare index* (tipo "champagne flute").

Questo fenomeno non ha avuto alcuna controparte clinica ed in nessun caso ha condizionato la stabilità dell'impianto al follow-up attuale.

Le complicanze avute (lussazioni e fissurazioni), non hanno mostrato di avere influenza sul risultato clinico all'attuale follow-up. In un caso di lussazione, è bastato cambiare il solo collo e la sua versione, con un intervento semplice e limitato per quanto riguarda i rischi per il paziente. Le fissurazioni, tutte avute nei primissimi casi, sono da imputare all'assenza in questa seria clinica degli steli di prova attualmente in uso, con conseguente imprecisione nella forza di battuta dello stelo.

La posizione dello stelo in lieve valgo od in varo non ha presentato una relazione certa con il risultato clinico; nell'unico paziente con risultati clinici considerati scarsi (< 70 punti) lo stelo era radiograficamente posizionato in lieve varo, mentre dei 10 pazienti con risultati discreti lo stelo era per 7 casi in posizione neutra, e per 3 in lieve varo.

La relativamente giovane età della popolazione operata ha dato ragione dell'utilizzo, nella maggior parte dei casi di impianti con accoppiamento in ceramica-ceramica per due principali ragioni: il

bassissimo o nullo livello di usura, e la possibilità di utilizzare teste di grandi dimensioni 32 e, successivamente, 36 mm, con miglioramento dell'articolarità e della stabilità.

CONCLUSIONI

Questo sistema conico modulare ha evidenziato ottimi risultati sia clinici che radiografici. Permette di affrontare importanti deformità del femore prossimale ottenendo una ricostruzione anatomica dell'articolazione per quanto riguarda off-set, centro di rotazione e lunghezza dell'arto, garantendo una cinematica articolare ottimale.
Nonostante risultati a maggiore distanza siano necessari il Sistema Modulus si è dimostrato una soluzione affidabile ed efficace in interventi di sostituzione totale dell'anca di primo impianto in anche difficili.

BIBLIOGRAFIA

1. Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. *Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip*. J Bone Joint Surg [Am] 1979;61-A:15-23.
2. Cameron HU, Keppler L, McTighe T. *The role of modularity in primary total hip arthroplasty*. J Arthroplasty 2006;21(Suppl. 1):89-92.
3. Hartofilakidis G, Karachalios T. *Total hip arthroplasty for congenital hip disease.* Bone Joint Surg [Am] 2004;86-A:242-50.
4. Wehrli U. *Wagner revision of prosthesis stem.* Z Unfallchir Versicherungsmed 1991;84:216-24.
5. Wagner H, Wagner M. *Femur revision prosthesis.* Z Orthop Ihre Grenzgeb 1993;131:574-7.
6. Wagner H, Wagner M. *Cone prosthesis for the hip joint*. Arch Orthop Trauma Surg 2000;120:88-95.
7. Ponziani L, Rollo G, Bungaro P, Pascarella R, et al. *Revision of the femoral prosthetic component according to the Wagner technique*. Chir Organi Mov 1995;80:385-9.
8. Christie MJ, DeBoer DK, Trick LW, et al. *Primary total hip arthroplasty with use of the modular S-ROM prosthesis. Four to seven-year clinical and radiographic results*. J Bone Joint Surg Am 1999;81:1707-16.
9. Tanzer M, Chan S, Brooks CE, et al. *Primary cementless total hip arthroplasty using a modular femoral component: a minimum 6-year follow-up*. J Arthroplasty 2001;16:64-70.
10. Biant LC, Bruce WJ, Assini JB, Walker PM, Walsh WR. *The anatomically difficult primary total hip replacement: medium- to long-term results using a cementless modular stem*. J Bone Joint Surg Br 2008;90:430-5.
11. Mattingly DA. *The S-ROM modular stem for femoral deformityes.* Orthopedics 2005;28(Suppl):s1059-62.
12. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, et al. *The anatomic basis of femoral component design*. Clin Orthop Relat Res 1988;(235):148-65.
13. Harris WH. *Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation*. J Bone Joint Surg [Am] 1969;51-A:737-55.

Stelo Proxima: razionale e risultati clinici

Proxima stem rational and clinical results

F.S. Santori*, N. Santori, M. Tonci Ottieri***, E. D'Antonio****, M. Lucidi*****

RIASSUNTO

Preservare il patrimonio osseo è di fondamentale importanza al momento dell'impianto di una protesi totale di anca, anche in considerazione di una possibile futura revisione.
Lo stelo Proxima è stato studiato e realizzato con il proposito di ottenere una distribuzione fisiologica delle forze che agiscono sul femore prossimale ed allo stesso tempo ridurre al minimo l'invasività sull'osso e sulle parti molli. Le caratteristiche meccaniche e la ottima stabilità alle sollecitazioni assiali e torsionali della Proxima ne consentono l'applicazione non solo nel paziente giovane ma anche nell'anziano. Questa, assieme alla facilità con cui questo stelo si adatta alle diverse morfologie del femore prossimale, sono le differenze di questo impianto rispetto alla protesi di rivestimento.
Lo nostra esperienza con questo tipo di impianto risale al 1995 ed abbiamo quindi un follow-up massimo di 13,8 anni. Nei primi anni, dl 1995 al 2004, lo stelo Proxima, è stato prodotto su misura per ogni singolo paziente con tecnologia CAD-CAM. I risultati clinici e funzionali sono stati talmente soddisfacenti che, sulla base dell'impianto custom, è stata realizzata la protesi Proxima standard.
Nel presente studio illustriamo i risultati clinici ottenuti dall'Autore su una serie di429 impianti in 361 pazienti di età variabile fra i 30 e 91 anni. I risultati ottenuti sono estremamente incoraggianti ed al momento non vi è stata alcuna revisione, né casi di dolore di coscia. Il quadro radiografico ha dimostrato assenza di stress shielding e comparsa, già un anno dopo l'intervento, di un progressivo rinforzo nella trama trabecolare intorno alla protesi.

Parole chiave: protesi anca, collo femore, lateral flare, Proxima, stelo corto

SUMMARY

Preserving bone stock is of primary importance at the moment of total hip replacement, also in consideration of a possible future revision. The Proxima stem has been studied and realized with the purpose of obtaining a physiological distribution of forces that act on the proximal femur and, at the same time, to reduce intraoperative removal on the bone and the soft tissues. The mechanical characteristics and the optimal stability to axial and torsional forces of Proxima allows its application not only in the young but also in the old patient. This, together with to the ease of application of this stem in the various anatomical morphologies of the proximal femur, is the main advantage of this system when compared with resurfacing. Our experience with this type of system began in 1995 and we have therefore a maximum follow-up of 13,8 years. In the first years, 1995 to 2004, Proxima, have been customized for every single patient with CAD-CAM technology. Clinical and radiological results have been so satisfactory that, the custom made stem, has evolved into the Proxima standard. In the present study, we illustrate the clinical results obtained from the Author on a series 429 Proxima implants applied in 361 patients of variable age between the 30 and 91 years. The results obtained are extremely encouraging and, at the present time, we have had no cases of stem revision and no cases of thigh pain. The radiographic appearance has demonstrated constant absence of stress shielding and the appearance, already a year after implantation, of a progressive reinforce of the trabecular bone around the implant.

Key words: Hip replacement, femoral neck, lateral flare, short stem, Proxima

*Ospedale S. Pietro "Fatebenefratelli", Roma; **Rome American Hospital, Roma; ***Bio Architecturae; ****Cl Ortopedica La Sapienza Roma; *****Rome American Hospital

Indirizzo per la corrispondenza:
Nicola Santori, Centro Diagnostico, via F.A. Pigafetta 1, 00154 Roma.
E-mail: nicsanto@libero.it

RAZIONALE

PROXIMA è stata costruita utilizzando l'interpretazione biomeccanica del femore prossimale rivisitata da Fetto [1,2]. Questo Autore, prendendo in considerazione non solo le sollecitazioni di carico distribuite direttamente sull'osso secondo lo schema classico di Koch [3], ma anche le forze muscolari (la banda ileo tibiale, il vasto laterale e il medio gluteo) ha dimostrato, in modo matematico, quanto già a suo tempo intuito nel 1886 da Wolf. Secondo questa teoria, anche sulla parte laterale del femore prossimale sono presenti forze in compressione. Fetto, in base a questi studi, è arrivato alla conclusione che lo stelo ideale deve avere un appoggio non solamente mediale ma anche sulla parte laterale della metafisi femorale prossimale.
Nel 1994 Gallinaro [4], con prove di biomeccanica, ha dimostrato l'importanza di un appoggio laterale e, nel 1995, Walker [5] ha evidenziato che, in una protesi con appoggio laterale, tutti gli stress vengono trasmessi sulla parte prossimale del femore mentre nessuno stress viene trasferito sullo stelo come avviene in una protesi convenzionale. Altre motivazioni scientifiche che hanno ispirato la progettazione di questa protesi senza stelo, sono state le ricerche sperimentali di Jasty [6]. Questo Autore, nel 1993, ha dimostrato che, una volta che l'impianto femorale è osteointegrato e quindi mecca-

Fig. 1. Proxima custom a 13 anni di follow-up. È da notare la presenza del breve stelo presente nella prima serie di Proxima custom (1995-1998) e di una modesta rarefazione della metafisi femorale.

Fig. 2. Proxima custom a 8 anni di follow-up. Questo impianto appartiene alla serie di II tipo del periodo 1999-2004. Ottimo rimodellamento radiografico dell'osso peri-protesico.

nicamente stabile, la porzione diafisaria di uno stelo diviene inutile. Kim et al. [7] nel 2001, utilizzando degli *strain-gauges,* hanno dimostrato che, in una protesi con appoggio laterale metafisario e uno stelo molto sottile, anche in mancanza di un contatto diretto dello stelo con la diafisi, si può avere una stabilità meccanica immediata con conseguente buon risultato clinico.

Altri fattori, presi in considerazione nella progettazione di questo impianto, sono stati gli studi biomeccanici e sul cadavere di Whiteside [8] e gli studi di Pipino, Calderale e Molfetta [9]. Questi Autori hanno dimostrato che più viene conservato il collo femorale maggiore è la resistenza alle sollecitazioni torsionali o di migrazione di una protesi, e quindi minore è il rischio di fallimenti per mobilizzazione.

Sulla base di queste premesse è divenuto logico pensare che, una protesi ideale, debba non solo avere un appoggio mediale, laterale, anteriore e posteriore (ossia un appoggio circonferenziale) ma debba anche conservare al massimo il collo femorale. È in tale contesto che è stata inizialmente impiantata la protesi Proxima Custom [10] che, successivamente, si è trasformata nello stelo Proxima standard.

Nella evoluzione naturale consentita dalla produzione custom made possiamo distinguere un primo periodo, dal 1995 al 1998, nel quale l'impianto presentava un mini stelo di 2 cm circa. Successivamente, a partire dal 1999, anche il residuo dello stelo è stato eliminato partendo dal presupposto che era possibile ottenere una buona stabilità con un appoggio laterale anche con assenza totale di uno stelo. Questa modifica ha avuto il vantaggio di facilitare enormemente la tecnica di preparazione femorale e di introduzione dello stelo. Nel 2004 è iniziata la produzione e l'impianto dello stelo Proxima come protesi standard, con le stesse caratteristiche della Proxima Custom di II tipo.

MATERIALE E METODI

I casi riportati in questo lavoro riguardano i pazienti a cui è stata applicata sia lo stelo Proxima Custom sia lo stelo Proxima standard attualmente in commercio. In questo studio vengono descritti i risultati clinici di 429 impianti Proxima eseguiti in 361 pazienti di età compresa tra i 30 e 91 anni con età media 66,4. In 68 pazienti, 20 relativi al periodo Proxima custom (1995-2004), e 48 al periodo Proxima Standard (2004-2007), è stato eseguito un impianto bilaterale. L'altezza media dei pazienti è stata di 167 cm (154-195 cm). Il peso medio di 76 kg (48-136 kg). La diagnosi preoperatoria è stata di artrosi primitiva in 278 pazienti, di necrosi asettica della testa del femore in 46, di artrosi secondaria a pregressi interventi in 32 pazienti ed infine in 5 pazienti a fratture prossimali del collo femore.

In 111 pazienti, per un totale di 131 anche, è stata impiantata la Proxima custom (1995-2004). Nei rimanenti 250 pazienti sono state impiantate 298 steli Proxima standard (2004-2007). Nel 26% dei casi è stato utilizzato un accesso antero-laterale (Watson-Jones) nel 15% con un accesso laterale di Hardinge ed infine nel 59% un accesso postero laterale. Il 71% dei pazienti sono stati operati con una tecnica mini invasiva.

Proxima è un impianto in lega di titanio (Ti-6AL-V), disponibile sia con un collo standard che con un collo lateralizzato, ed ha, come caratteristiche principali, l'assenza dello stelo, la presenza di un appoggio laterale che permette di distribuire il carico sulla parte

laterale del femore e la preservazione del collo con una osteotomia alta. L'impianto ha una superficie di rivestimento di tipo ZTT per diminuire le forze di taglio ed è ricoperto da uno strato sottile di idrossiapatite.
In tutti i casi è stato concesso il carico completo immediato con l'ausilio di due bastoni canadesi e quello con un bastone dopo 2 settimane.
La valutazione clinica è sono stata ottenuta con l'Harris Hip Score e quella radiologica con controlli seriali.

RISULTATI CLINICI

Il follow-up medio in questa serie di 429 pazienti è stato di 5,8 anni (minimo 6 mesi massimo 13,8 anni). La valutazione con Harris Hip Score ha dato una punteggio medio di 96/100, l'autovalutazione con scheda Womac un punteggio medio di 92/100. Non abbiamo avuto casi di infezione in questo gruppo di pazienti.
L'incidenza delle complicazioni è stata bassa. Nella serie iniziale dei 131 impianti Proxima custom abbiamo avuto 7 crack femorali intra-operatori tutti risolti con l'applicazione di un cerchiaggio. In nessuno di questi casi siamo stati costretti a cambiare il modello protesico durante l'intervento. L'elevata incidenza di crack femorali è spiegata con la disponibilità, all'atto dell'impianto di Proxima custom, di una sola raspa per la preparazione del femore prossimale della dimensione dell'impianto custom finale. Nella serie di 298 impianti Proxima standard non abbiamo avuto alcun caso di crack intra operatorio. Altre complicanze sono state 4 lussazioni tardive, 5 deiescenze cutanee, 2 paresi del nervo sciatico regredite spontaneamente. In 29 casi abbiamo avuto ossificazioni eterotopiche, solo 12 casi di grado III e IV secondo Brooker.
In 3 casi si è proceduto a sostituzione dell'inserto di polietilene per osteolisi peri protesica da usura. In questi 3 casi l'impianto è apparso stabile durante l'intervento e non si è ritenuto necessario procedere alla sua sostituzione.

Fig. 3. Proxima custom a 4,5 anni di follow-up. È possibile osservare come, nell'ultimo periodo, lo stelo Proxima custom si sia ridotto in dimensioni pur mantenendo gli identici presupposti biomeccanici. *Spot welds* sono visibili nelle regione del *lateral flare*.

In nessun caso si è rilevata la presenza del dolore di coscia medio femorale. In circa il 5 % dei casi abbiamo avuto saltuari dolori inguinali risolti spontaneamente dopo i primi 6 mesi.

RISULTATI RADIOGRAFICI

L'allineamento dello stelo è risultato neutro nel 89% dei casi, varo nel 7,5% e valgo nel 3,5%. In nessun caso il varismo è stato superiore ai 5°. Un riassorbimento osseo di 5mm nelle zone prossimali 7 di Gruen, è stato osservato in 6 casi dei primo modello della Proxima custom (1995-1998) e sempre associato al sovradimensionamento della porzione distale dello stelo.
Non si è riscontrato alcun caso di migrazione distale o varizzazione secondaria dello stelo. In nessun caso si è osservata la comparsa di linee di radiolucenza peri protesica. In tutti i casi con controllo superiore ad un anno (94% dei casi), sono stati messi in evidenza fenomeni di rinforzo dell'osso periprotesico (buttressing).
Un reperto radiografico comune a tutti gli impianti è stato la presenza di "spot welds" endostali periprotesici nelle zone 2 e 6 di Gruen. Nel 42% degli impianti si è visualizzata la comparsa di "spot welds" in entrambi i lati. Nel rimanenti casi l'addensamento della trama spongiosa peri-protesica è stata vista solo nella regione del lateral flare. Una moderata ipertrofia della corticale distale è stata rilevata solo in due casi con impianto sovradimensionato.
La dismetria degli arti inferiori è stata in media di 0,9 cm preoperatoriamente e 0,2 cm nel post-operatorio.

DISCUSSIONE

La nostra esperienza con protesi senza stelo Proxima ad appoggio metafisario e fissazione circonferenziale è iniziata nel giugno 1995. Questa protesi ha quindi oramai un follow-up massimo di 13 anni. Fino al 2004 l'impianto Proxima è stato preparato con tecnica custom made e successivamente, a partire dal febbraio 2005, la stessa protesi è divenuta una protesi standard.
Lo stelo Proxima si presenta come un impianto estremamente conservativo e permette il risparmio di tutto il collo femorale. Le ragioni del suo successo nascono dal rispetto della biomeccanica del femore prossimale e confermano la validità della rivisitazione del meccanismo di trasmissione del carico in questa regione anatomica. Nella nostra esperienza crediamo sia stato particolarmente importante il ruolo dell'appoggio sulla colonna laterale del femore ottenuto con l'aggiunta del lateral flare. La possibilità di riempire la regione metafisaria con un contatto circonferenziale dell'impianto garantisce la massima stabilità torsionale come valutato anche da Westphal et al. [11]. Questi dati sono confermati sia dal quadro radiografico a lungo termine sia soprattutto dagli studi DEXA che hanno dimostrato, in maniera inequivocabile, il migliore rimodellamento osseo ed il minor stress shielding di questo stelo rispetto a tutte le altre protesi conservative. In particolare, gli studi più recenti di Albanese et al. [12-13] hanno dimostrato che la miglior qualità dell'osso prossimale periprotesico si ottiene con la eliminazione di tutto lo stelo. Infatti, il paragone fra la protesi Proxima Custom tipo I (1995-1998),con un breve stelo, e quella di tipo II (1999-2003), senza stelo, ha dimostrato che è sufficiente anche un breve stelo per

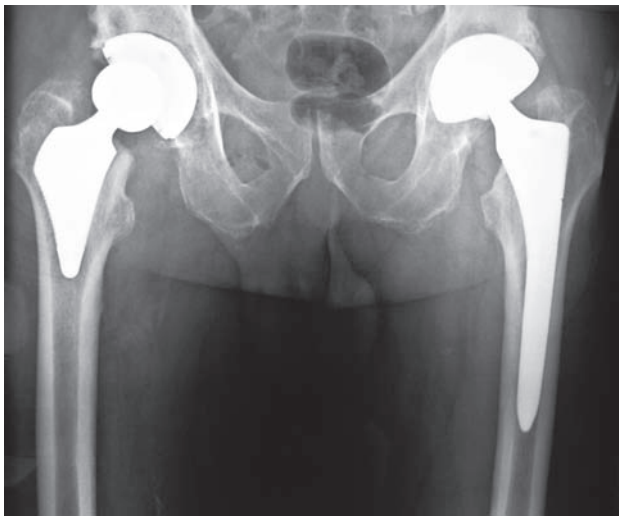


Fig. 4. Artroprotesi bilaterale. Il paragone con una artroprotesi convenzionale condrolaterale esalta la minima invasività della Proxima.

causare un peggior rimodellamento ed il rischio di stress shielding prossimale.

Nel paziente anziano o comunque affetto da osteoporosi, nel caso si opti per un impianto non cementato, è comunque necessario, per una buona fissazione meccanica iniziale, utilizzare impianti di taglia maggiore, essere cioè più riempitivi. Ciò in quanto la spongiosa osteoporotica è meno resistente soprattutto alle sollecitazioni torsionali. Naturalmente, anche per lo stelo Proxima, come per qualsiasi protesi convenzionale, in presenza di osteoporosi, è necessario che l'impianto sia di maggiori dimensioni in modo da ottenere una stabilità iniziale che consenta di ottenere un buon risultato.

A nostro giudizio, l'impiego di Proxima nel paziente osteoporotico, ossia di un impianto senza la porzione distale dello stelo, presenta dei chiari vantaggi rispetto alle protesi convenzionali che presentano, in questi pazienti, dei ben noti inconvenienti. Tra di essi:

a) La rigidità della componente femorale che può determinare atrofia del calcar e assottigliamento della corticale, il cosiddetto *stress shielding*.
b) La comparsa del dolore di coscia che, soprattutto nell'anziano, è correlata all'aumento delle dimensioni dello stelo.
c) Il rischio dell'effetto punta creato dall'apice dello stelo anch'esso correlato al dolore di coscia.

Nella nostra esperienza, in pazienti con età superiore ai 70 anni, anche in presenza di osteopenia o di una osteoporosi di un medio livello, abbiamo ottenuto risultati sempre soddisfacenti applicando questo tipo di impianto. L'incidenza di crack del femore prossimale (7/429) è simile, se non più bassa, a quella che si osserva con protesi convenzionali. Ai controlli radiografici seriali, l'evoluzione della qualità dell'osso nel collo femore e in tutta la regione metafisaria prossimale si è dimostrata buona. Il mantenimento del capitale osseo nel tempo, senza fenomeni di *stress shielding*, è una conferma della buona trasmissione del carico ed è particolarmente importante nei pazienti anziani dove talora questo fenomeno può causare problemi significativi. Nei pazienti affetti da necrosi asettica della testa femorale, l'utilizzo della Proxima appare particolarmente indicato vista la giovane età e la coesistenza frequente di una relativa osteoporosi dovuta all'assunzione prolungata di corticosteroidi [14].

Fig. 5. Follow-up radiografico di Protesi proxima standard a 4 anni. Notare la forma identica alla Figura 3 che illustra Proxima custom degli ultimi 5 anni del *periodo custom made* (1999-2004). *Spot welds* sono visibili nelle regioni 2 e 6 di Gruen.

Questi dati radiografici, associati all'assenza di dolore di coscia, confermano l'ipotesi di Fetto, Walker e Whiteside [2 5 8] che una protesi con un appoggio circonferenziale e con conservazione del collo permette una immediata e ottima stabilità iniziale tale da permettere una rapida osteointegrazione anche quando viene concesso un carico immediato.

CONCLUSIONI

I risultati clinici ottenuti e presentati in questo studio confermano che Proxima con il suo appoggio laterale e fissazione circonferenziale, dà risultati soddisfacenti non solo in soggetti giovani e con buon *bone stock* ma anche in soggetti anziani, e che può essere utilizzata con risultati uguali se non migliori a quelli delle protesi convenzionali [15].

La geometria di questo impianto ha dimostrato di garantire una valida stabilità iniziale meccanica ottenendo la trasmissione fisiologica del carico nel femore prossimale. I risultati a lungo termine ottenuti con la Proxima custom e quelli a medio termine ottenuti con la Proxima standard, anche in soggetti ultrasettantenni, dimostrano che, con questo stelo realizzato secondo le moderne concezioni di biomeccanica, è possibile ottenere ottimi risultati. La protesi Proxima non è quindi una protesi di nicchia, come le protesi di rivestimento e pressoché tutte le protesi a conservazione del collo, ma ha delle indicazioni più ampie e può essere quindi utilizzata con le stesse indicazioni di una protesi non cementata convenzionale

BIBLIOGRAFIA

1. Fetto JF, Bettinger P, Austin KS. *Re-examination of hip biomechanics during unilateral stance*. Am J Orthopedics 1995;8:605-12.
2. Fetto JF, Austin KS. *A missing link in the evolution of THR: "discovery" of the lateral femur*. Orthopedics 1994;17:347-51.
3. Koch J. *The laws of bone architecture.* Am J Anatomy 1917;21:177-201.
4. Gallinaro P, Massè G, Elloy M, et al. *Variable geometry for proximal femoral fixation*. Coombs editor 113 *Joint replacement state of the art*; 1994, p. 116.
5. Walker P. *The effect of the lateral flare feature on uncemented hip stems*. Hip International 1999;9:71-80.
6. Jasty M, Krushell R, Zalenski E, et al. *The contribution of the nonporous distal stem to the stability of proximally porous-coated canine femoral components*. J Arthroplasty1993;8:33-41.
7. Kim YH, Kim JS, Cho SH. *Primary total hip arthroplasty with a cementless porous-coated anatomic total hip prosthesis: 10- to 12-year results of prospective and consecutive series*. J Arthroplasty 1999;14:538-48.
8. Whiteside LA, White SE, McCarthy DS. *Effect of neck resection on torsional stability of cementless total hip replacement*. Am J Orthopedics 1995;24:766-70.
9. Pipino F., Calderale C. *Biodynamic total hip prosthesis*. Ital J Orthop Traumatol 1987;13:289-97.
10. Santori FS, Manili M, Fredella N, et al. *Ultra short stems with proximal load transfer: Clinical and radiographic results at five year follow-up.* Hip Int 2006;16(Suppl. 3):S31-39.
11. Westphal FM, Bishop N, Püschel K, et al. *Biomechanics of a new short-stemmed uncemented hip prothesis: An in-vitrio study in human bone.* Hip Int 2006;16(Suppl. 3):S22-30,
12. Albanese CV, Rendine M, De Palma F, et al. *Bone remodeling in THA: a comparative DXA scan study conventional implants and a new stemless femoral component. A preliminary report.* Hip International 2006;16 (Suppl. 3): S9-S1.
13. Santori N, Albanese C, Learmonth, ID, et al. *Bone Preservation with a conservative metaphyseal loading implant*. Hip International 2006;16:3;16-21.
14. Learmonth ID. *The place of conservative femoral prostheses*. Simposium surgical treatment of a-vascular necrosis of the hip 8° EFFORT Congress 2007; 9.2.
15. Santori FS. *A stemless neck preserving implant: the Proxima.* Hip Simposium Why a short stem 8° EFFORT Congress 2007; 7.3.

Dalla protesi su misura allo stelo retto a doppia conicità

From custom made prosthesis to double conicity straight stem

G. Randelli, F. Randelli, P. Randelli, O. Visentin

RIASSUNTO

Le protesi su misura apparvero sul mercato alla fine degli anni ottanta dopo la nascita della tomografia computerizzata di terza generazione. Varie esperienze internazionali confermarono ottimi risultati a medio termine ma i costi e l'arrivo sul mercato di nuovi steli protesici ne limitarono l'uso fino al quasi completo abbandono.
Gli steli retti non cementati appunto iniziarono la loro ascesa agli inizi degli anni ottanta e presto divennero gli steli non cementati di riferimento in molti paesi.
Gli autori descrivono la loro importante esperienza con lo stelo retto *alloclassic* ideato da Zweymuller e di un nuovo stelo retto a doppia conicità.

Parole chiave: stelo retto, collo modulare, protesi non cementata

SUMMARY

Custom-made prostheses appeared on the orthopedic scene in late Eighties, when the third generation-CT was born. Many international experiences confirmed very good clinical results, but costs and the advent of new stem models reduced their use in clinical practice.
Straight stems acquired popularity at the beginning of the Eighties and soon they became the golden standard of uncemented hip arthroplastyin many countries.
Authors describe their huge experience with Alloclassic Zweymüller stem and its development, a new straight double conicity stem.

Keywords: stright stem, modular cone, uncemented hip prostheses

Agli inizi degli anni '80 le protesi a disegno anatomico erano molto utilizzate. I risultati erano buoni, ma in una certa percentuale dei casi vi era una spiacevole presenza di "dolore alla coscia" [1]. Gli studi di Noble [2] dimostrarono che, su un largo campione di femori, il 10% aveva una cavità midollare a forma di "flute da champagne", il 10% a "tubo di stufa" e l'80% una forma cuneiforme variabile. Se ne deduceva che i modelli protesici, limitati nel numero di forme e di taglie, non riuscivano a ricoprire tutte le forme diafisarie della popolazione [3] e, pertanto, in alcuni pazienti la protesi anatomica non era perfettamente stabile e i micromovimenti condizionavano il "dolore alla coscia". Questa fu la prima ragione che ci spinse, in quegli anni, a occuparci di "protesi su misura", cioè protesi che riproducessero fedelmente la forma della cavità midollare di un determinato paziente. Naturalmente le difficoltà erano molteplici. Innanzitutto la midollare diafisaria è una cavità cuneiforme, ma irregolare, con sotto- e sopra-squadra, per cui un eventuale stampo di essa sarebbe stato una protesi che non si sarebbe potuta introdurre o, se introdotta, non estraibile. Era difficile, poi, una riproduzione fedele della cavità diafisaria. I primi tentativi fatti su disegni ricavati da modelli radiologici fallirono. Nella seconda metà degli anni Ottanta la moderna tomografia computerizzata di terza generazione e la tecnologia informatica più avanzata permisero l'attuazione di una protesi su misura che si incominciò ad usare all'Istituto Ortopedico G. Pini nel 1989. Veniva eseguita una TC del femore del paziente con sezioni riferite a una quadrettatura, e ciò permetteva una ricostruzione spaziale della cavità. L'unico intervento dell'uomo era quello di ricavare sulla scansione TC, nelle varie sezioni assiali della diafisi, il limite del passaggio dall'osso corticale allo spazio midollare cavitario. Infatti in questo compito il computer, nonostante la sua capacità di scelta su una vasta gamma di grigi a disposizione, era più fallace dell'uomo.
Per il resto tutta l'operazione era svolta dal computer: ricavare la sagoma della cavità, eliminare i sottosquadra e le irregolarità, creando un modello protesico che potesse essere introdotto nella cavità diafisaria ed estratto da essa. I dati ottenuti venivano trasmessi a una macchina utensile, per allora all'avanguardia, che ricavava contemporaneamente la protesi e la raspa corrispondente (Fig. 1). Una difficoltà incontrata fu la riproduzione su misura del collo femorale, dato che questa riproduceva tutte le deformità di orientamento del collo che spesso sono presenti nella displasia. Si superò il problema facendo studiare nel 1987, da ingegneri del Politecnico di Milano, la possibilità di avere colli mobili modulari che permettessero di modificare l'orientamento del collo in anti- retroversione, in valgo-varismo e in lateralizzazione (Fig. 2). All'Istituto G. Pini vennero impiantate 379 protesi "su misura" tra il 1989 e il 1998 (Fig. 1). La sopravvivenza fu di oltre il 99% nei primi 7 anni. Solo 3 i fallimenti in questo lasso di tempo: uno in un paziente infettato da HIV per una sorta di allentamento dovuto a un tessuto di granulazione; un caso di errore nella sagomatura quando vi fu la sostituzione dell'ingegnere che eseguiva il disegno del passaggio tra corticale e spongiosa e il nuovo ingegnere sbagliò completamente il profilo protesico; in un terzo caso avvenne una mobilizzazione settica, probabilmente su base infettiva latente che, però, non venne dimostrata. Nacque nel 1989 una società internazionale (*International Society for the Study of Custom Made*

IRCCS Policlinico San Donato, S.D. Milanese (MI)

Indirizzo per la corrispondenza:
Dr. Filippo Randelli, via Lusardi 5, 20122 Milano.
Tel.: 02 58310376. Fax: 0252774312. E-mail: filippo.randelli@fastwebnet.it

Fig. 1. Protesi su misura con possibilità di abbinare diversi colli e teste modulari.

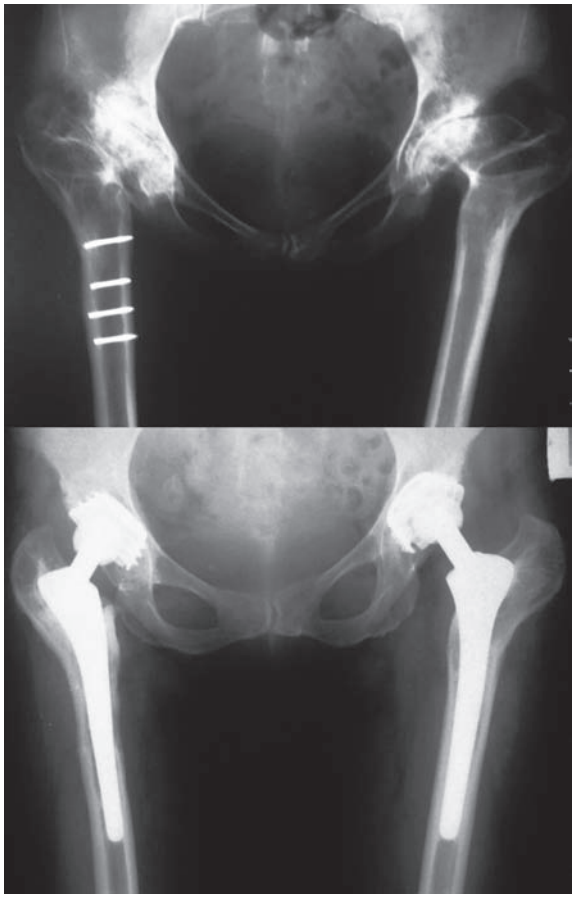


Fig. 2. Radiografie preoperatorie e post operatorie di una donna di 50 anni affetta da coxartrosi displasica bilaterale ed esiti di un precedente intervento di osteotomia a destra sottoposto a protesizzazione bilaterale dell'anca con protesi su misura (Cremascoli, Italia).

Prostheses), con lo scopo di studiare i risultati di questo tipo di protesi. L'esperienza della protesi su misura è stata valida: ottima osteointegrazione, assenza di micromovimenti e biocompatibilità [6] la rendevano particolarmente indicata nei giovani e nei soggetti a elevata richiesta funzionale.

La sua applicazione terminò alla fine degli anni Novanta per due motivi:

– il costo elevatissimo: a quei tempi 27 milioni di lire
– la comparsa e l'affermazione di modelli protesici prefabbricati con elevate possibilità di ottimi risultati.

Oggi, grazie alle tecnologie low cost, i costi sarebbero irrisori rispetto ad un tempo e la protesi su misura potrebbe avere un effetto costo-beneficio se non fosse che gli attuali modelli protesici dimostrano risultati eccellenti.

Dall'esperienza con le protesi su misura è rimasto l'uso dei colli mobili modulari [7], studiati nel 1987 al Politecnico di Milano. La *Wright Medical Technology* (USA), che ha comprato i brevetti della Cremascoli, li abbina a uno stelo retto in titanio sabbiato con la particolare indicazione del recupero dei parametri di normalità nelle deformità del collo, frequenti nella displasia dell'anca e negli esiti deformanti di traumi o chirurgie pregresse.

Contemporaneamente all'esperienza delle protesi su misura, a partire dal 1985, iniziava la nostra esperienza con la protesi di Zweymuller che diventò in seguito la nostra protesi di primo impianto di routine.

Nell'ottobre 1979 Karl Zweymüller impiantò per la prima volta il suo stelo Alloclassic [6]. Era uno stelo con le seguenti caratteristiche:

– non cementato con appoggio diretto protesi-osso;
– forma conica latero-mediale;
– sezione retta quadrangolare;
– porzione trocanterica ampliata a bulbo;
– lega di titanio Ti64L4V;
– superficie sabbiata a rugosità finale di 4-6 mm.

Tali caratteristiche garantivano un'ottima stabilità primaria con trasmissione degli stress di carico lungo tutto il profilo diafisario mediale e laterale. Questa protesi ha un basso riempimento ("fill") e un basso contatto ("fit"), intorno al 20% della sezione trasversale del femore, ma in tutti i punti dove avviene il contatto si crea un altissimo "press-fit". Lateralmente e medialmente la conicità del disegno permette un contatto protesi-osso ideale, con scarico ideale del carico e dello stress.

Inoltre nella zona di appoggio si raggiunge una osteointegrazione totale, cioè una contiguità diretta osso-protesi, come conseguenza della superficie rugosa e della biocompatibilità del titanio. Le trabecole ossee si appoggiano direttamente all'osso in assenza di tessuto fibroso o fibro-cartilagineo intermedio. Naturalmente il successo universale riscosso fino a oggi da questo impianto protesico non sarebbe stato così completo senza il cotile a cui fu abbinato.

Il cotile fu creato dallo stesso Zweymüller e introdotto sul mercato nel 1985-1986 [7]. Realizzato in titanio commercialmente puro, ha una forma a tronco di cono avvitato, e mantiene la stessa rugosità dello stelo (Fig. 3). Lo spessore è sottile, con una filettatura elicoidale molto tagliente, con caratteristiche autofilettanti. In questo cotile si infissa, con incastro a cono morse, un inserto di polietilene

Fig. 3. Protesi totale dell'anca Alloclassic (Zimmer, USA) ideata da Karl Zweymüller e utilizzata dal 1986.

ad altissimo peso molecolare, e da qualche anno anche di polietilene altamente reticolato. Nell'assemblaggio standard viene usata una testa di ceramica.

La protesi retta laminare cuneiforme si adatta all'anatomia del femore nel 90% dei casi, ma anche se usata nei femori a "tubo di stufa" riesce a garantire una perfetta stabilità. La mancanza di micromovimenti di questa protesi evita il dolore alla coscia, facilitandone l'osteointegrazione, e giustifica i risultati ottimi a lungo termine, oltre 15-20 anni.

Ne sono stati impiantati oltre 700.000 esemplari. Nella casistica di Grubl [10] la sopravvivenza dello stelo oltre 15 anni raggiungeva il 100% se veniva considerata la mobilizzazione asettica e il 98% se venivano considerate tutte le cause di fallimento. Altre casistiche oltre 12 anni riportano un successo globale in oltre il 94% dei casi [9].

Negli oltre 5000 steli e oltre 6000 cotili di Zweymüller da me utilizzati dal 1986, ho conseguito una sopravvivenza, nei confronti della mobilizzazione asettica, di oltre il 99% per lo stelo e 96% per il cotile.

Una delle problematiche legate allo stelo Zweymüller è la comparsa a distanza di tempo di linee di radiolucenza a livello prossimale [10-12], probabile esito di "stress shielding" o per presenza di micromovimenti.

Nello spirito di voler ulteriormente migliorare le prestazioni a distanza dello stelo Zweymuller, con la collaborazione di A. Keller della Link, abbiamo voluto studiare un impianto protesico d'anca (cotile e stelo), che potesse garantire una stabilità meccanica perfetta. Nella nostra esperienza ventennale abbiamo compiuto alcune scelte.

Per il cotile abbiamo studiato un disegno a tronco di cono, con vite elicoidale sottile e tagliente, eseguito in titanio sabbiato.

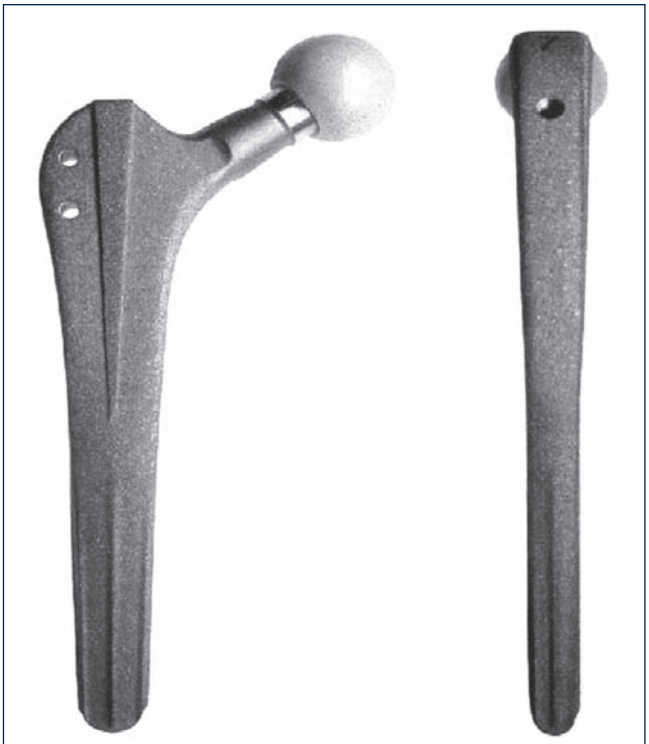


Fig. 4. Protesi beta-cone (LINK, Germania) ideata da Keller e Randelli nel 2004.

Per lo stelo abbiamo scelto una protesi retta laminare a doppia conicità. Questo disegno, come detto, è già garanzia di perfetta stabilità.

Per migliorare l'assenza di micromovimenti abbiamo inserito nella regione prossimale metafisaria, anteriormente e posteriormente, un rilievo laminare. Nel terzo distale della protesi abbiamo creato 8 rilievi laminari stabilizzanti. Lo stelo è in titanio sabbiato. Questo impianto protesico d'anca nasce con tutti i presupposti per possedere una perfetta stabilità primaria in assenza di micromovimenti. Si chiama Beta-Cone (Fig. 4). I primi impianti sono avvenuti agli inizi del 2004. I risultati a breve termine lasciano ben sperare per il futuro di questo nuovo modello protesico.

BILIOGRAFIA

1. Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG. *The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of a prospective consecutive series*. J Bone Joint Surg Am 1988;70:337-46.
2. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, et al. *The anatomic basis of femoral component design.* Clin Orthop Relat Res 1988;235:148-65.
3. Bargar WL. *Shape the implant to the patient. A rationale for the use of custom-fit cementless total hip implants*. Clin Orthop Relat Res 1989;249:73-8.
4. Bargar WL, Hayes DE, Taylor JK, et al. *Minimum ten year results of primary THR with HA coated CT-based custom cementless femoral components*. J Bone Joint Surg Br 2004;86(Suppl. 4):429.
5. Walker PS, Hua J, Culligan S, et al. *Analysis and 6-year clinical experience with a CAD-CAM custom hip in primary cases.* J Bone Joint Surg Br 1988;80(Suppl 1):41.
6. Trevisan C, Bigoni M, Randelli G, et al. *Periprosthetic bone density around fully hydroxyapatite coated femoral stem*. Clin Orthop Relat Res 1997;340:109-17.

[7] Romanò CL, Pellegrini A, Romanò D, et al. *Modular neck in hip prosthesis: mid-term results of a versatile solution.* J Bone Joint Surg Br 2004;86(Suppl 4):399.

[8] Zweymüller K. *A cementless titanium hip endoprosthesis system based on press-fit fixation: basic research and clinical results.* Instruct Course Lect 1986;35:203-25.

[9] Zweymüller KA, Lintner FK, Semlitsch MF. *Biologic fixation of a pressfit titanium hip joint endoprosthesis.* Clin Orthop Relat Res 1988;235:195-206.

[10] Grubl A, Chiari C, Giurea A, et al. *Cementless total hip arthroplasty with the rectangular titanium Zweymuller stem. A Concise follow-up, at a minimum of fifteen years, of a previous report.* J Bone Joint Surg Am 2006;88:2210-5.

[11] Garcia-Cimbrelo E, Cruz-Pardos A, Madero R, et al. *Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymuller Alloclassic system. A ten to thirteen-year follow-up study.* J Bone Joint Surg Am 2003;85:296-303.

[12] Lester K, Floeren M. *Grit-blast tapered stem THA:* 10-*year minimum follow-up*. 70th AAOS Annual Meeting, New Orleans, February 5-9 2003:Abs 139.

Overview

N. de Sanctis*, F. Rondinella**

RIASSUNTO

Gli autori passano in rassegna la letteratura ortopedica degli ultimi venti anni circa alla ricerca dei più rilevanti contributi che tali studi hanno dato alla crescita dell'ortopedia pediatrica. La gran messe di dati ha imposto un lavoro di selezione basato sul peso dell'impact factor delle riviste prese in considerazione. Gli autori registrati sono stati circa 100 per un totale di oltre 200 titoli. Vengono presentati i contributi di circa venti scuole o autori che maggiormente si sono distinti nell'arco di tempo preso in esame. Fra le tecniche chirurgiche ci si è soffermati sugli allungamenti mediante callotasi e condrodiatasi, sul metodo di correzione delle deformità per emicondrodiatasi, sulla fissazione esterna in traumatologia pediatrica, sull'artrorisi senotarsica nel piede piatto. Vengono rimarcati i contributi su altri importanti argomenti come la displasia fibrosa, la cisti aneurismatica, le ipogenesie segmentarie, il morbo di Perthes, l'epifisiolisi, l'ecografia dell'anca, le osteocondriti, le cisti ossee ed altro. Gli autori del presente articolo fanno infine osservare una favorevole tendenza, emersa nel confronto fra primo e secondo decennio, da parte degli autori studiati, a pubblicare sempre più spesso su riviste ortopediche internazionali ad elevato *impact factor*.

Parole chiave: ortopedia pediatrica, italiano, storia, letteratura ortopedica

SUMMARY

The authors reviewed the orthopaedic literature of the last two decades to chose the most relevant contributions to the improvement of paediatric orthopaedics. The large amount of data required a strict selection of the first chosen abstracts. This selection was based upon the impact factor. The writers recorded were approximately one hundred whereas the titles were more than two hundred. The contribution of approximately twenty orthopaedic schools (or authors) are described in the referred period of time. Among the surgical techniques the authors focused on the limb lengthening by callotasis and chondrodiatasis, on correction of deformities by emichondrodiatasis, on the external fixation in traumatology, on subtalar arthroreisis for flat foot. They remark the validity of several papers upon very important topics as well as fibrous dysplasia, aneurismal bone cyst, limb hypoplasia, Perthes disease, epiphysiolysis, ultrasonography of the hip, osteochondritis, unicameral bone cyst and so on. The authors of the present issue underline the positive trend of Italian orthopaedic writers that have been publishing a greater number of articles on international "impacting" journals in the last decade in comparison to the previous one.

Key words; paediatric orthopaedics, Italian, history, orthopaedic literature

Forse non è un caso che l'esigenza di un resoconto ventennale del contributo che la scienza medico-chirurgica e tecnologica italiana ha dato alla disciplina dell'ortopedia pediatrica sia emersa al volgere dei vent'anni, circa, dalla nascita dell'EPOS, la società europea di ortopedia pediatrica e della SITOP, l'equivalente su scala nazionale. La prima, col passare degli anni, è cresciuta e si è affermata nel panorama mondiale, diventando un punto di riferimento per gli ortopedici pediatri non solo europei, ma di tutte le nazioni del mondo cosiddetto occidentale e dei cosiddetti Paesi emergenti. La SITOP, specie negli ultimi anni, ha saputo superare i momenti difficili derivati dalle avverse condizioni finanziarie mettendosi alla pari delle altre importanti società nazionali del nostro continente ed entrando a pieno titolo nell'IFPOS, la federazione internazionale delle società di ortopedia pediatrica. Il riconoscimento dell'importanza della scuola italiana viene confermato anche dal dato che essa è stata l'unica ad avere avuto tre presidenti nel corso di venti anni fra le nazioni europee alla guida dell'EPOS e, anche nell'IFPOS, vediamo l'attuale presidenza tenuta da un italiano. Questo richiamo storico alle nostre società scientifiche lo riteniamo doveroso non solo per l'innegabile ruolo protagonista che gli ortopedici italiani hanno avuto nella fondazione e nell'animazione della vita scientifica dell'IFPOS, dell'EPOS e della SITOP, ma anche perché senza di esse tanto sapere, tanta esperienza e tanti ritrovati utili che hanno fatto evolvere la nostra disciplina sarebbero andati dispersi o sarebbero rimasti confinati in nicchie di eccellenza senza quella risonanza necessaria alla conferma su vasta scala di ciò che di interessante e vantaggioso era stato scoperto, impedendone o ritardandone l'applicazione pratica.

Per passare in rassegna la letteratura ortopedica alla ricerca dei contributi italiani alla nostra disciplina, ci siamo avvalsi di un potente motore di ricerca nel web, della banca dati PubMed e delle

Provenienza: *Campolongo Hospital, Salerno; **ASL Caserta 1

Indirizzo per la corrispondenza:
Prof. Nando de Sanctis, Via Santa Lucia 15, 80132 Napoli

biblioteche del JPO e del Journal Bone. Abbiamo preso in considerazione solo i lavori su riviste internazionali quotate da *impact factor* e registrato così circa 100 autori per un totale di oltre 200 titoli.
La ridondanza di nomi e titoli ci ha imposto un difficile lavoro di discernimento tra produzione di maggiore o minore pregio, tra i piccoli contributi e quelli destinati a incidere in maniera sensibile o radicale sui processi decisionali nella pratica clinica. Gli autori e i relativi contributi così preselezionati sono risultati ancora numerosi, dell'ordine di alcune decine, pertanto dobbiamo scusarci se in questa breve nota, per motivi di spazio, molti di loro non saranno citati. Siamo anche consapevoli che il solo criterio curriculare dell'*impact factor* non basta a cogliere appieno i meriti che una scuola o un singolo studioso ha maturato con la divulgazione dei risultati della propria opera di ricerca: vi è – e riteniamo vi debba essere – anche il consenso congressuale, la condivisione in ambito clinico dei nuovi principi scientifici, delle indicazioni metodologiche o dei ritrovati tecnologici e vi è infine l'interesse dell'industria. Pur tuttavia quello dell' *impact factor* è il solo criterio oggettivo e imparziale ed è quello che in misura quasi esclusiva è stato da noi adottato. Per questa stessa ragione molti pregevoli studi clinici di ortopedia pediatrica comparsi su riviste ortopediche in lingua italiana, scarsamente lette nel resto del mondo, non si sono potute prendere in considerazione in questa nostra revisione.

Nella seconda metà degli anni '80 si era già instaurato un clima di grande fiducia intorno alla fissazione esterna, assiale e circolare, la prima portata avanti da De Bastiani a Verona, la seconda da Cattaneo a Lecco e da Monticelli a Roma. I due sistemi, alternativi e non concorrenziali, andarono man mano incontro a processi di implementazione i cui apparati si arricchirono di accessori, morsetti speciali, slitte, modelli a configurazione differenziata per i vari segmenti scheletrici, fiches sempre più affidabili nella presa e agevoli da introdurre. Fece la comparsa la fibra di carbonio, in particolare nei semianelli degli apparati circolari. Una nostra azienda veneta, la DMO, specializzata nella fissazione assiale e negli ibridi, si affermò in tutto il mondo.
L'impiego della fissazione esterna in ortopedia pediatrica non si fece attendere: l'allungamento degli arti, fino a quel momento appannaggio della scuola tedesca per merito di Wagner e del suo distrattore telescopico, divenne un intervento fondato su presupposti biologici affatto innovativi. Il principio era quello della corticotomia e dell'osteogenesi guidata ideato e applicato dal russo Ilizarov. Ma la vera innovazione italiana nacque a Verona ad opera di Giovanni De Bastiani, Aldegheri, Renzi Brivio e Trivella [1] i quali per primi dimostrarono che non solo le cellule dello strato germinativo del periostio potevano esprimere grandi potenzialità rigeneratrici e osteoformatrici, ma anche le cellule mesenchimali (staminali adulte) che colonizzano l'ematoma interframmentario osseo in fase precoce di organizzazione. Nacque così la callotasi, ossia la distrazione calibrata di un tessuto plastico detto "rigenerato" che si lascia guidare, modellare e che si comporta poi come un callo osseo fratturativo di buona qualità quando cessa la forza distraente.
Nello stesso periodo, oltre alla callotasi, sia Roberto Aldegheri con Trivella e Lavini che Giorgio Monticelli con Spinelli [2] sperimentarono la condrodiatasi, un metodo di allungamento per distrazione ancor meno invasivo del precedente perché non richiede l'accesso alla corticale ossea. Viti intraepifisarie (nel fissatore assiale) o fili di Kirschner (nel sistema circolare), posizionati da mani esperte, trazionano gradualmente l'epifisi fino al distacco. Lo spazio viene riempito da osso neoformato con un processo molto simile a quello fisiologico della crescita encondrale. L'applicazione asimmetrica della forza distraente, l'emicondrodiatasi, permette correzioni di deformità angolari sul piano desiderato [3]. Ultimata la correzione e rimosso l'apparato, la fisi continua in alcuni casi a svolgere la sua funzione di crescita come di norma.
Callotasi e condrodiatasi sono i due sistemi che consentono di realizzare i cosiddetti "grandi allungamenti" indicati non solo nelle ipogenesie longitudinali segmentarie ma anche in progetti di accrescimento della taglia dei soggetti affetti da ipostaturalismo o nanismo acondroplasico. In questo campo Giovanni Peretti con Memeo, Paronzini e Marzorati [4], a Milano, hanno dato un significativo contributo sulla sistematizzazione delle procedure.

Lecco, con Roberto Cattaneo prima e Maurizio Catagni e collaboratori poi, divenne la nuova patria del metodo Ilizarov nel mondo [5] non solo per le tecniche di allungamento, ma anche per la cura delle pseudoartrosi traumatiche e congenite e la correzione delle deformità complesse degli arti.
La fissazione esterna ha segnato un avanzamento anche nella traumatologia chiusa dei grandi segmenti nei bambini di età superiore a 5-6 anni. Mentre in traumatologia generale ad un periodo di grande favore per l'impiego della fissazione esterna nei traumi chiusi degli arti è seguito negli ultimi anni un netto calo delle indicazioni grazie allo sviluppo dei sistemi di sintesi endomidollare bloccata e delle placche a stabilità angolare, in traumatologia pediatrica la fissazione esterna, sia pur limitata dall'avvento della metodica francese dell'inchiodamento elastico endomidollare, ha conservato le sue indicazioni, date le difficoltà all'uso dei mezzi interni in soggetti con cartilagini fertili. Inoltre i rapporti volumetrici tra osso e tessuti molli in età pediatrica consentono di realizzare costrutti molto stabili e ben tollerati. La nostra scuola [6], che ha sempre creduto nella validità della fissazione esterna in traumatologia pediatrica, ha contribuito a far superare gli iniziali scetticismi, dopo aver pubblicato i risultati su oltre 81 pazienti.

L'Istituto Rizzoli di Bologna, ha sempre contribuito in maniera significativa all'attività scientifica in Italia e la scuola di Alessandro Dal Monte con Valdiserri, Andrisano e Donzelli ed altri si è distinta per le numerose pubblicazioni anche se essi hanno scritto prevalentemente su La Chirurgia degli Organi di Movimento e sul Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia. Ma ricordiamo anche alcuni loro articoli sul JPO. Fra essi ci sembra giusto segnalare i lavori con Onofrio Donzelli sulla fissazione esterna [7] e la partecipazione di Dal Monte ad uno studio multicentrico europeo sulla lussazione congenita di ginocchio.
Da Bologna un importante contributo all'ortopedia pediatrica è provenuto senza dubbio dalla messa a punto e l'utilizzo su larga scala dell'endortesi senotarsica per il trattamento del piede piatto

valgo idiopatico giovanile di Sandro Giannini e i collaboratori Ceccarelli, Benedetti, Catani, Faldini [8]. Una tecnica semplice, scarsamente invasiva, basata sul principio meccanico della "risi". L'avvento poi, sempre per merito dello stesso Autore, delle endortesi in biopolimeri riassorbibili ha ulteriormente ridotto la già scarsa morbilità chirurgica dell'intervento correttivo, aumentando il grado di *compliance* dei giovani pazienti e dei genitori.
L'ortopedia pediatrica ritengo debba essere grata anche ad altri ortopedici italiani come Pisani, Castaman e Nogarin per il loro contributo di idee ed esperienza sullo stesso problema, sviluppando e migliorando la tecnica di artrorisi extrasenotarsica originariamente ideata da Recaredo Alvarez nel '72.

Un'altra importante scuola che ha dato un significativo contributo all'Ortopedia pediatrica Italiana è la scuola genovese di Silvano Mastragostino e portata avanti da Bagliani, Stella, Origo e Boero presente con numerosi lavori scientifici anche rilevanti solo su riviste nazionali. Negli ultimi anni Carlo Origo e Silvio Boero hanno iniziato una collaborazione con il Journal of Paediatric Orthopaedics: Origo con Andreacchio e Rocca, nel 2002 ha scritto un interessante lavoro sulla correzione dell'alluce valgo giovanile [9] mentre Boero, con Pier Vittorio Frediani nel '97 ha pubblicato un articolo sulla pseudoartrosi congenita di tibia con neurofibromatosi [10].

Tra gli autori che nell'ultimo ventennio hanno prodotto lavori di pregio e con continuità e prolificità sulle più importanti riviste del mondo, citiamo Ernesto Ippolito con Farsetti, Tudisco e Caterini ed altri di Roma, i cui lavori hanno dato un contributo significativo nelle revisioni a distanza dei pazienti affetti da malattie come il morbo di Perthes o la epifisiolisi, il piede torto e le lesioni traumatiche. Di particolare interesse è lo studio multicentrico EPOS sulla displasia fibrosa che appare come un importante punto di riferimento nel panorama internazionale su questa difficile malattia [11]. Anche Sisto Turra e Cosimo Gigante, a Padova, si sono distinti, per il valore scientifico e il numero di lavori pubblicati sia su riviste italiane che su riviste internazionali. Fra questi ultimi lavori vogliamo citare quelli sulla ultrasonografia del piede torto [12], sul Perthes e sulla polidattilia.

In questo gruppo di Autori possiamo inserire anche la scuola ospedaliera napoletana del Santobono che con noi, Rega, Della Corte, Pempinello ed altri ha dato alle stampe molti lavori fra cui quelli più citati in letteratura sono stati quelli sulle nuove metodiche di trattamento dell'agenesia tibiale [13], sulle fratture di femore trattate con la fissazione esterna, sull'epifisiolisi e sul ruolo della risonanza magnetica nel morbo di Perthes.
Tra gli Autori che sono presenti in campo internazionale vanno citati anche Fabrizio Cigala, Sadile ed altri di Napoli che hanno più volte pubblicato lavori su riviste di lingua tedesca e italiana, ma sono presenti anche con alcuni lavori in lingua inglese: fra questi ultimi va citato quello sulle tecniche di embolizzazione selettiva nella cura delle grandi cisti aneurismatiche [14].
Di Vincenzo Riccio e la sua scuola, sempre a Napoli, presente in letteratura soprattutto con lavori sulla ricerca di base sulle culture cellulari, citiamo la partecipazione allo studio multicentrico della Società Europea sull'osteocondrite dissecante [15].

Elio Ascani a Roma si è occupato prevalentemente di colonna vertebrale in età evolutiva. Non citiamo i suoi lavori sull'argomento poiché esso viene trattato da altri autori. Tra gli altri studi citiamo un recente lavoro sull'uso dell'Ethibloc nel trattamento delle cisti aneurismatiche [16]. Di Gaetano Pagnotta [17], invece, ricordiamo i suoi studi sulla diagnosi prenatale del piede torto congenito mediante ultrasonografia.
Tra gli autori che si sono particolarmente distinti per essersi dedicati assiduamente ad un filone di studio, citiamo Vincenzo Guzzanti a Roma che ha più volte pubblicato sul problema delle lesioni dell'apparato legamentoso e della ricostruzione chirurgica del legamento crociato anteriore nel soggetto scheletricamente immaturo [18].
Maurizio De Pellegrin a Milano si è distinto soprattutto per essersi dedicato al filone dell'ultrasonografia dell'anca pubblicando alcuni articoli su riviste italiane e tedesche e qualche lavoro anche sul JPO fra cui citiamo un originale contributo sulla valutazione morfologica dell'anca nelle osteocondrodisplasie [19].
Tra i più giovani meritano, infine, una particolare menzione Nicola Portinaro a Milano cha ha pubblicato alcuni lavori sul JPO e sul Journal Bone Joint Surgery B sulla paralisi cerebrale infantile [20], e Antonio Andreacchio a Torino che ha già pubblicato un discreto numero di lavori sul JPO tra cui citiamo uno sul trattamento delle cisti ossee con inchiodamento endomidallare elastico.

CONCLUSIONI

Questa rassegna, giocoforza sintetica, del contributo scientifico medico e tecnologico all'ortopedia pediatrica ha rafforzato in noi e, ne siamo certi, anche nei lettori, la convinzione che la nostra disciplina sia un organismo vivo e in buona salute, alimentato soprattutto dai suoi attori: gli ortopedici che si occupano dei pazienti in età evolutiva.
Due osservazioni ci preme rimarcare a conclusione dello studio della letteratura ortopedica pediatrica di quest'ultimo ventennio.
- Molti lavori ben fatti, realizzati da varie Scuole, sono finiti su riviste italiane di tutto rispetto come l'Archivio Putti, Chirurgia degli Organi di Movimento, Minerva Ortopedica e Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia, lavori che avrebbero meritato una diffusione in ambito internazionale attraverso riviste in lingua inglese.
- Un incremento sostanziale nel numero di pubblicazioni su riviste ad elevato impact factor tra il primo e il secondo decennio dell'arco di tempo preso in esame.

Questi due dati presi congiuntamente sono senza dubbio il segnale di una evoluzione culturale: la consapevolezza, sempre più forte col passare degli anni, che il "consenso" scientifico richieda un confronto e una condivisione su scala globale o almeno europea.
Se il *trend* è questo non possiamo che compiacerci e augurarci che si continui nella direzione di un sempre più ampio coinvolgimento nella vita scientifica delle Strutture italiane che si occupano di Ortopedia Pediatrica e di un continuo miglioramento nei risultati dei loro studi. Pertanto concludiamo con un duplice auspicio. Da un lato che s'accresca la presenza delle scuole ortopediche pediatriche italiane nelle riviste internazionali, dall'altra che soprattutto

i più giovani ortopedici, i quali padroneggiano l'inglese scientifico meglio dei colleghi di vecchia generazione, possano dare il loro contributo di articoli di alto spessore anche alla nostra rivista nazionale, l'*Italian Journal of Orthopaedic and Traumatology*, in modo da accrescere la quotazione del suo impact factor e renderla sempre più concorrenziale ad altre analoghe riviste nel panorama scientifico ortopedico internazionale.

BIBLIOGRAFIA

1. De Bastiani G, Aldegheri R, Renzi-Brivio L, et al. *Limb lengthening by callus distraction (callotasis).* J Pediatr Orthop 1987;7:129-34.
2. Monticelli G, Spinelli R. *Distraction epiphysiolysis as a method of limb lengthening. III. Clinical applications.* Clin Orthop Relat Res 1981;(154):274-85.
3. Aldegheri R, Trivella G, Lavini F. *Epiphyseal distraction. Hemichondrodiatasis*. Clin Orthop Relat Res 1989;241:128-36.
4. Peretti G, Memeo A, Paronzini A, et al. *Staged lengthening in the prevention of dwarfism in achondroplastic children: a preliminary report*. J Pediatr Orthop B 1995;4:58-64.
5. Catagni MA, Bolano L, Cattaneo R. *Management of fibular hemimelia using the Ilizarov method*. Orthop Clin North Am 1991;22:715-22.
6. de Sanctis N, Gambardella A, Pempinello C, et al. *The use of external fixators in femur fractures in children.* J Pediatr Orthop 1996;16:613-20.
7. Dal Monte A, Donzelli O. *Comparison of different methods of leg lengthening*. J Pediatr Orthop 1988;8:62-4.
8. Giannini S, Ceccarelli F, Benedetti MG, et al. *Surgical treatment of flexible flatfoot in children: a four-year follow-up study.* J Bone Jt Surg (Am). 2001;83 (Suppl. 2):73-9.
9. Andreacchio A, Origo C, Rocca G. *Early results of the modified Simmonds-Menelaus procedure for adolescent hallux valgus.* J Pediatr Orthop 2002;22:375-9.
10. Boero S, Catagni M, Donzelli O, et al. *Congenital pseudarthrosis of the tibia associated with neurofibromatosis-1: treatment with Ilizarov's device*. J Pediatr Orthop 1997;17:675-84.
11. Ippolito E, Bray EW, Corsi A, et al.; European Pediatric Orthopaedic Society. *Natural history and treatment of fibrous dysplasia of bone: a multicenter clinicopathologic study promoted by the European Pediatric Orthopaedic Society*. J Pediatr Orthop B 2003;12:155-77.
12. Gigante C, Talenti E, Turra S. *Sonographic assessment of clubfoot*. J Clin Ultrasound. 2004;32:235-42.
13. de Sanctis N, Razzano E, Scognamiglio R. *Tibial agenesis: a new rationale in management of type II--report of three cases with long-term follow-up*. J Pediatr Orthop 1990;10:198-201.
14. Cigala F, Sadile F. *Arterial embolization of aneurysmal bone cysts in children*. Bull Hosp Jt Dis. 1996;54:261-4.
15. Hefti F, Beguiristain J, Krauspe R, et al. *Osteochondritis dissecans: a multicenter study of the European Pediatric Orthopedic Society*. J Pediatr Orthop B 1999;8:231-45.
16. Falappa P, Fassari FM, Fanelli A, et al. *Aneurysmal bone cysts: treatment with direct percutaneous Ethibloc injection: long-term results*. Cardiovasc Intervent Radiol 2002;25:282-90.
17. Pagnotta G, Maffulli N, Aureli S, et al. *Antenatal sonographic diagnosis of clubfoot: a six-year experience*. J Foot Ankle Surg 1996;35:67-71.
18. Guzzanti V, Falciglia F, Stanitski CL. *Preoperative evaluation and anterior cruciate ligament reconstruction technique for skeletally immature patients in Tanner stages 2 and 3*. Am J Sports Med 2003;31:941-8.
19. De Pellegrin MP, Mackenzie WG, Harcke HT. *Ultrasonographic evaluation of hip morphology in osteochondrodysplasias*. J Pediatr Orthop 2000;20:588-93.
20. Owers KL, Pyman J, Gargan MF, et al. *Bilateral hip surgery in severe cerebral palsy a preliminary review*. J Bone Joint Surg Br 2001;83:1161-7.

Il trattamento chirurgico della displasia fibrosa dello scheletro in accrescimento

Surgical treatment of fibrous dysplasia of bone during skeletal growth

E. Ippolito, P. Farsetti, F. De Maio

RIASSUNTO

Ventuno pazienti, affetti da displasia fibrosa poliostotica dello scheletro, sono stati trattati chirurgicamente in corso di accrescimento scheletrico fra il 1998 e il 2006, e sono stati ricontrollati a distanza di 1-9 anni dall'intervento. Sedici pazienti erano affetti da Sindrome di McCune-Albright. L'età dei pazienti al momento dell'intervento chirurgico variava da 3 a 18 anni con una media di 12,8 anni. Le deformità più comuni erano la coxa vara, la deformità a bastone pastorale tipica del femore e la tibia valga, mentre le fratture più frequenti interessavano il femore. Complessivamente venivano trattate 39 deformità scheletriche e 18 fratture. Per la stabilizzazione delle osteotomie correttive e delle fratture venivano utilizzati mezzi di sintesi differenti in base all'età del paziente e alle dimensioni dell'osso. Tutte le osteotomie correttive e le fratture consolidavano formando un abbondante callo periostale; non venivano osservati ritardi di consolidazione o pseudoartrosi. In 2 pazienti operati prima dei 9 anni di età, veniva osservata una recidiva della coxa vara dopo l'intervento, mentre in altri 2 casi sempre affetti da grave coxa vara, l'osteotomia, eseguita dopo i 10 anni, veniva stabilizzata provvisoriamente con una vite-placca pediatrica ad angolo variabile e successivamente con un chiodo endomidollare. In 4 casi con deformità in varismo del femore veniva osservata una recidiva della deformità che veniva trattata mediante una seconda osteotomia. In 7 casi era presente una deformità in valgismo del ginocchio conseguente alla stabilizzazione con chiodo endomidollare. In 6 pazienti controllati a termine di accrescimento scheletrico, sono stati necessari una media di 4 interventi per arto prima di ottenere la stabilizzazione definitiva. In conclusione riteniamo che la migliore stabilizzazione delle ossa lunghe degli arti inferiori nella displasia fibrosa si ottiene mediante l'impiego di chiodi endomidollari rigidi (UFN, UTN), che tuttavia nei bambini, non sempre possono essere utilizzati, a causa della piccole dimensioni del calibro dell'osso. In questi casi riteniamo siano indicati chiodi elastici endomidollari di piccolo calibro, oppure placche pediatriche allo scopo di stabilizzare provvisoriamente il segmento scheletrico, col programma di praticare un intervento chirurgico definitivo appena possibile. Le fratture dovrebbero essere sempre ben ridotte e stabilizzate mediante chiodi endomidollari, per prevenire ulteriori fratture o deformità. Nei bambini con coxa vara o incurvamento a bastone pastorale del femore le deformità tendono a recidivare e spesso sono necessari ulteriori interventi chirurgici fino al termine dell'accrescimento scheletrico; nella nostra serie di pazienti infatti, nei casi gravi, sono stati necessari una media di 4 interventi chirurgici per ogni arto per ottenere una correzione stabile alla maturità scheletrica.

Parole chiave: displasia fibrosa, Sindrome di McCune-Albright

Divisione di Ortopedia e Traumatologia, Università di Roma "Tor Vergata", Policlinico di Tor Vergata, Roma

Indirizzo per la corrispondenza:
P. Farsetti, Divisione di Ortopedia e Traumatologia, Università di Roma "Tor Vergata", Policlinico di Tor Vergata (PTV), viale Oxford, 81 00133 Roma. Tel.: 06 20903466. Fax: 20903465. E-mail: farsetti@uniroma2.it

SUMMARY

Twenty-one patients affected by polyostotic fibrous dysplasia of bone, have been surgically treated during the skeletal growth between 1998 and 2006, and followed-up 1-9 years after surgery. Sixteen patients were affected by McCune-Albright syndrome. The patient's age at surgery ranged from 3 to 8 years with an average of 12.8 years. Thirty-nine deformities and 18 fractures were variously associated in our 21 patients. The most common deformities were coxa vara, shepherd's crook deformity and tibia valga, whereas the most common fractures were localized in the femur. Different surgical devices were used according to age, bone size, fractures and deformities. All the osteotomies and fractures healed with abundant periosteal callus; no union delay or non union have been observed. In 2 children operated on before 9 years of age, we observed recurrence of coxa vara after surgery, whereas in another 2 cases with severe coxa vara, treated after 10 years of age, we performed a temporary correction with a variable angle pediatric hip screw-plate and final stabilization with intramedullary nail. In 4 cases with a varus deformity of the femur, we observed recurrence of the deformity after surgery, treated with a second osteotomy and stabilized with intramedullary nail. In 7 cases with open physes, valgus deformity of the knee developed after fixation with intramedullary nail. In 6 fully grown patients, the final result was stable after an average of 4 operations for each limb. In conclusion, we believe that the best stabilization of long bones of the lower limb in fibrous dysplasia should be obtained with rigid intramedullary nails. In children, less than 9 years of age, we performed a primary stabilization with elastic nails or pediatric plate, and we replace these device as soon as possible with rigid intramedullary nail (UFN, UTN). Fractures should be anatomically reduced and internally fixed, to prevent new fracture or deformity. In children with coxa vara or shepherd's crook deformity, the deformity tends to recur after correction, and further operations might be performed till the end of skeletal growth; in our series of patients, an average of 4 operations for each affected limb was necessary to achieve definitive and stable correction at skeletal maturity.

Key words: Fibrous Dysplasia, McCune-Albright Syndrome

INTRODUZIONE

La displasia fibrosa dello scheletro è una malattia genetica non ereditaria, caratterizzata dalla sostituzione dell'organo osso-midollo osseo da parte di un tessuto formato da cellule pre-osteogeniche, fibroblasto simili e trabecole di osso immaturo. È causata da una mutazione genetica che porta a un'aumentata sintesi della subunità alfa della proteina G stimolatoria, fattore stimolante la mitosi delle cellule pre-osteoblastiche. La mutazione si manifesta in fase post-zigotica ed il risultato è la comparsa di uno stato di "mosaicismo" fra osso normale e osso displasico; soltanto alcune delle cellule pre-osteoblastiche riescono a raggiungere uno stadio più maturo, formando sottili trabecole ossee con anomalie strutturali e scarsa mineralizzazione. Ne consegue una più o meno grave fragilità ossea che causa deformità e fratture [1-6]. La malattia può manifestarsi in forma monostotica o poliostotica o associarsi ad aree di alterata pigmentazione cutanea e disturbi endocrini e viene definita sindrome di Mc Cune Albright [7]. Le disendocrinopatie più frequenti sono la pubertà precoce e la sindrome di Cushing; in questi casi è presente un esteso interessamento del femore che spesso causa fratture multiple e la tipica deformità a bastone pastorale. Può essere associato rachitismo renale causato dalla presenza di un "fattore fosfaturico" prodotto dalle cellule mutate, e in questi casi viene osservata la più alta incidenza di fratture delle ossa lunghe [8 9]. Più raramente la displasia fibrosa si associa a mixomi e viene definita sindrome di Mazabraud. Nella nostra esperienza il trattamento medico della displasia fibrosa, compresi i difosfonati, non è efficace, ed il trattamento chirurgico rimane l'unica opzione valida per curare la malattia [10 11]. Lo scopo del nostro studio è stato quello di valutare i risultati del trattamento chirurgico eseguito sia per correggere e stabilizzare le deformità che per prevenire e stabilizzare le fratture in 21 pazienti affetti da displasia fibrosa poliostotica operati in corso di accrescimento scheletrico.

MATERIALI E METODI

Ventuno pazienti affetti da displasia fibrosa poliostotica sono stati trattati chirurgicamente presso la Divisione di Ortopedia e Traumatologia dell'Università di Roma "Tor Vergata" dal 1998 al 2006, allo scopo di correggere e stabilizzare deformità degli arti inferiori o stabilizzare fratture del femore e/o della tibia causate dalla malattia. Dodici pazienti erano di sesso maschile e 9 di sesso femminile. Tutti i pazienti al momento dell'intervento chirurgico erano in corso di accrescimento scheletrico, e l'età variava da 3 a 18 anni con una media di 12,8 anni. Il controllo veniva effettuato a distanza di 1-9 anni dall'intervento con una media di 4 anni. Nei 21 pazienti inclusi nello studio, sono state trattate chirurgicamente, 39 deformità scheletriche e 18 fratture. Le 39 deformità scheletriche erano in 6 casi coxa vara, in 11 casi deformità a bastone pastorale, in 8 casi coxa vara associata a valgismo della porzione distale del femore, in 9 casi tibia valga della porzione prossimale o distale ed in 5 casi eterometria degli arti inferiori. Le 18 fratture erano in 14 casi conseguenti a traumi anche modesti ed interessavano in 10 casi il femore ed in 4 la tibia, mentre nei rimanenti 4 casi erano fratture da stress, in 3 casi del femore ed in un caso della tibia. Per la stabilizzazione delle osteotomie correttive e delle fratture sono stati utilizzati mezzi di sintesi differenti in base all'età del paziente e alle dimensioni dell'osso. I mezzi di sintesi utilizzati sono stati fili di Kirschner e apparecchio gessato, chiodi elastici endomidollari (TEN), placche AO pediatriche, viti-placche pediatriche ad angolo variabile, chiodi endomidollari UFN e UTN, placche distali di femore, placche prossimali di tibia, cambre e placche a 8. I chiodi endomidollari utilizzati per stabilizzare il femore (UFN) erano bloccati prossimalmente da una lama spirale e distalmente da 2 viti e venivano modificati a livello della porzione prossimale per ottenere un'inclinazione laterale di 7°. Tale modifica permetteva di introdurre il chiodo a livello dell'apice del grande trocantere ottenendo una migliore correzione in valgo del frammento prossimale del femore. Le difficoltà intraoperatorie riscontrate nelle deformità più gravi erano l'assenza del canale midollare e la notevole perdita di sangue, correlata all'ipervascolarità del periostio e dell'osso fibrodisplasico. Tutti i pazienti sono stati controllati presso i nostri ambulatori mediante esame clinico e radiografico, a distanza di 1-9 anni dall'intervento (in media 4 anni); 6 pazienti, al momento del controllo, avevano raggiunto la maturità scheletrica.

RISULTATI

Tutte le osteotomie e le fratture erano consolidate formando un abbondante callo periostale; non è stato osservato nessun ritardo di consolidazione o pseudoartrosi. In 2 bambini di età inferiore ai 9 anni, che presentavano un diffuso coinvolgimento del femore con grave coxa vara, è stata eseguita un'osteotomia valgizzante bilaterale stabilizzata con una placca AO pediatrica; a distanza di un anno dall'intervento in un caso veniva osservata una recidiva della deformità, associata a destra a frattura e a deformità in varismo del femore al di sotto della placca. Veniva quindi eseguita una seconda osteotomia correttiva dal lato destro ottenendo una buona correzione. In 3 bambini sempre di età inferiore ai 9 anni, che presentavano una lesione fibrodisplasica dell'estremo prossimale del femore sinistro, veniva osservata una frattura da stress del collo del femore. Veniva praticata una stabilizzazione del segmento scheletrico con 2 chiodi elastici endomidollari (TEN) con risoluzione della sintomatologia dolorosa. In altri 2 pazienti, di età superiore ai 10 anni, affetti da grave coxa vara, veniva eseguita una correzione provvisoria mediante osteotomia dell'estremo prossimale del femore e sintesi con vite-placca ad angolo variabile; la stabilizzazione definitiva veniva eseguita mediante un chiodo endomidollare UFN dopo una doppia osteotomia prossimale e distale del femore. In 4 pazienti, sempre in accrescimento, che presentavano una deformità in varismo del femore ad ampio raggio, dopo la prima osteotomia e la stabilizzazione con chiodo endomidollare UFN, veniva osservata una recidiva della deformità che veniva trattata mediante una seconda osteotomia e sintesi sempre con chiodo UFN (Fig. 1). In 7 casi veniva osservata una deformità in valgismo del ginocchio, femorale e/o tibiale, conseguente alla stabilizzazione con chiodi endomidollari UFN o UTN. Venivano trattati mediante osteotomia femorale distale o tibiale prossimale e stabilizzazione con vite-placca o chiodo endomidollare. In 6 pazienti, osservati a termine di accrescimento scheletrico (9 femori e 6 tibie), trattati

mediante osteotomie multiple sintetizzate con chiodi endomidollari, sono stati necessari una media di 4 interventi per arto prima di osservare la stabilizzazione definitiva. Cinque casi con eterometria degli arti inferiori venivano trattati mediante epifisiodesi con cambre o placche a 8, oppure mediante accorciamento del femore e/o della tibia.

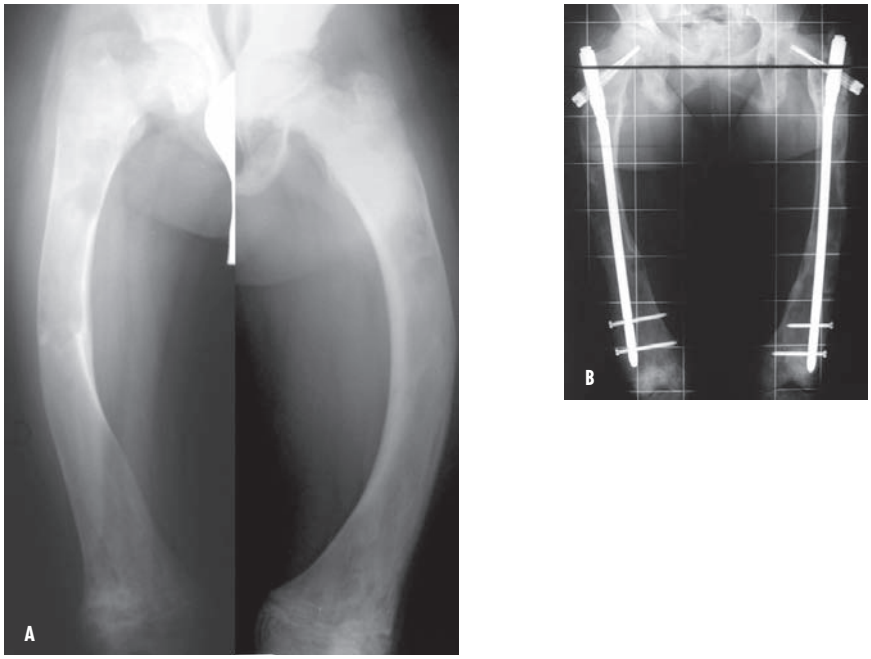


Fig. 1. Esame radiografico di un bambino di 10 anni affetto da displasia fibrosa poliostotica con femore varo bilaterale. La deformità coinvolge tutto il segmento scheletrico (A). La correzione veniva ottenuta mediante una doppia osteotomia stabilizzata con un chiodo endomidollare UFN, eseguita bilateralmente. L'esame radiografico di controllo, eseguito a 5 anni di distanza, mostra la perfetta guarigione delle osteotomie ed un'ottima correzione della deformità (B).

DISCUSSIONE

Nella displasia fibrosa, le osteotomie e le fratture guariscono in tempi normali, in quanto la mutazione interessa essenzialmente le cellule endostali, mentre le cellule periostali vengono risparmiate e consentono di avviare regolamente i meccanismi di riparazione; tuttavia il callo osseo neoformato mantiene le caratteristiche istologiche della fibrodisplasia, con conseguente persistenza della malattia [3 6].

Considerato che studi recenti hanno dimostrato che il trattamento medico della displasia fibrosa, compreso l'uso dei difosfonati, non risulta efficace, riteniamo che il trattamento chirurgico rimane l'unica opzione valida per curare la malattia [3]. Numerosi studi hanno evidenziato l'inefficacia degli interventi di curettage e apposizione di innesti ossei autologhi, in quanto gli innesti vengono rapidamente riassorbiti e le zone di curettage si riempiono di nuovo tessuto fibro-displasico, con persistenza della patologia [6 12]. Nella nostra esperienza, la migliore stabilizzazione dei segmenti scheletrici delle ossa lunghe degli arti inferiori si ottiene mediante l'impiego di chiodi endomidollari rigidi (UFN o UTN), che tuttavia nel corso dell'accrescimento scheletrico, specie nella prima decade di vita, non possono essere utilizzati, a causa della piccole dimensioni del calibro dell'osso. In questi casi preferiamo l'uso di chiodi elastici endomidollari di piccolo calibro, oppure di placche pediatriche per correggere o stabilizzare provvisoriamente il segmento scheletrico, col programma di praticare un intervento chirurgico definitivo di stabilizzazione appena possibile, mediante l'utilizzo di un chiodo tipo UFN o UTN [13-16]. Peraltro le placche utilizzate per correggere e sintetizzare le osteotomie correttive del femore prossimale, specie nei primi anni di vita, tendono a mobilizzarsi nel tempo a causa della scarsa tenuta delle viti nell'osso fibro-displasico, e pertanto devono essere rimosse e sostituite. In 2 pazienti della nostra serie di età inferiore ai 9 anni, che presentavano un esteso interessamento del femore con grave varismo dell'estremo prossimale, è stata eseguita un'osteotomia valgizzante bilaterale stabilizzata con una placca AO pediatrica; a distanza di un anno dall'intervento in un caso veniva osservata una recidiva della deformità, associata a destra a frattura e a deformità in varismo del femore al di sotto della placca.

Nei casi più gravi, in cui sono presenti le lesioni più estese e le deformità peggiori, spesso osservati nella sindrome di Mc Cune-Albright, le deformità, una volta corrette, tendono a recidivare soprattutto nel corso della crescita, pertanto è necessario programmare più di un intervento chirurgico per ottenere la stabilizzazione definitiva. In 6 pazienti della nostra serie, controllati fino alla fine dell'accrescimento, sono stati necessari una media di 4 interventi chirurgici per ogni arto per ottenere una correzione stabile alla maturità scheletrica.

Anche per quanto riguarda le fratture, preferiamo quando è possibile, dopo un'accurata riduzione, eseguire la sintesi mediante chiodi endomidollari, riservandoci il trattamento incruento o chirurgico con mezzi di sintesi di minima, per i bambini più piccoli.

BIBLIOGRAFIA

1. Lichtenstein L, Jaffe HL. *Fibrous dysplasia of bone.* Arch Pathol 1942;33:777-816.
2. Weinstein LS, Shenker A, Gejman PV, et al. *Activating mutations of the stimulatory G protein in the McCune-Albright syndrome.* N Engl J Med 1991;325:1688-95.
3. Bianco P, Riminucci M, Majolaghe A, et al. *Mutations of the GNAS1 gene, stromal cell dysfunction, and osteomalacic changes in non-McCune-Albright fibrous dysplasia of bone.* J Bone Miner Res 2000;15:120-8.
4. DiCaprio MR, Enneking WF. *Fibrous dysplasia. Pathophysiology, evaluation, and treatment.* J Bone Joint Surg 2005;87A:1848-64.
5. Harris WH, Dudley HR Jr, et al. *The natural history of fibrous dysplasia. An orthopaedic, pathological, and roentgenographic study.* J Bone Joint Surg 1962;44A:207-33.
6. Ippolito E, Bray EW, Corsi A, et al. *Natural history and treatment of fibrous dysplasia of bone:a multicenter clinicopathologic study promoted by the European Pediatric Orthopaedic Society.* J Pediatr Orthop B 2003;12:155-77.
7. Albright F, Butler AM, Ampton AO, et al. *Syndrome characterized by*

osteitis fibrosa disseminata, areas of pigmentation and endocrine dysfunction, with precocious puberty in females. Report of five case. N Engl J Med 1937;216:727-46.

[8] Corsi A, Collins MT, Riminucci M, et al. *Osteomalacic and hyperparathyroid changes in fibrous dysplasia of bone:core biopsy studies and clinical correlations.* J Bone Miner Res 2003;18:1235-46.

[9] Riminucci M, Collins MT, Fedarko NS, et al. *FGF-23 in fibrous dysplasia of bone and its relationship to renal phosphate wasting.* J Clin Invest 2003;112:683-92.

[10] Leet AI, Collins MT. *Current approach to fibrous dysplasia of bone and McCune-Albright syndrome.* J Child Orthop 2007;1:3-17.

[11] Stephenson RB, London MD, Hankin FM, et al. *Fibrous dysplasia. An analysis of options for treatment.* J Bone Joint Surg 1987;69A:400-9.

[12] Guille JT, Kumar SJ, MacEwen D. *Fibrous dysplasia of the proximal part of the femur. Long-term results of curettage and bone-grafting and mechanical realignment.* J Bone Joint Surg 1998;80A:648-58.

[13] Connolly JF. *Shepherd's Crook deformities of polyostotic fibrous dysplasia treated by osteotomy and Zickel nail fixation.* Clin Orthop Relat Res 1977;123:22-4.

[14] Freeman BH, Bray EW, 3rd, Meyer LC. *Multiple osteotomies with Zickel nail fixation for polyostotic fibrous dysplasia involving the proximal part of the femur.* J Bone Joint Surg 1987;69A:691-8.

[15] Ippolito E, Caterini R, Farsetti P, et al. *Surgical treatment of fibrous dysplasia of bone in McCune-Albright syndrome.* J Pediatr Endocrinol Metab 2002;15:939-44.

[16] Farsetti P, Caterini R, De Maio F, et al. *Surgical treatment of lower limb deformity in polyostotic fibrous dysplasia in patients affected by McCune-Albright Syndrome.* GIOT 2004;30:S284-8.

Trattamento delle cisti ossee aneurismatiche con embolizzazione arteriosa selettiva in soggetti in accrescimento

Aneurysmal bone cystis in growing patients treated by selective arterial embolisation

F. Cigala*, F. Sadile*, V. Iaccarino**

RIASSUNTO

Gli autori hanno utilizzato dal 1979 ad oggi l'embolizzazione arteriosa selettiva quale unica terapia nelle cisti aneurismatiche dell'osso di grandi dimensioni in 11 soggetti in accrescimento. Riportano i risultati ottenuti, l'iter diagnostico-terapeutico attuato, i limiti della metodica e le attuali indicazioni.

Parole chiave: cisti ossea aneurismatica, embolizzazione arteriosa selletiva, tumore osseo, lesione ossea simil-tumorale

SUMMARY

The Authors have been using since 1979 to now, selective arterial embolization as a single therapy in large aneurysmal bone cysts in 11 subjects still growing. Localizations were: spine (3), pelvis (2), femur (2), ischium (1), pubis (1), humerus (1) and ulna (1). Intracystic pressure was 42,4 on average (33 to 60 mmH_2O). They reported very good results at long-term follow-up (5 to 22 years). They discuss the diagnostic and therapeutic procedures implemented by this technique; finally they present the limits of this method and their current indications.

La cisti ossea aneurismatica (COA) è una lesione benigna dell'osso formata da spazi delimitati da tessuto connettivo contenenti fibroblasti, cellule giganti tipo osteoclasti ed osso reattivo, riempiti di sangue.La lesione è stata sempre descritta come simil-tumorale per l'entità a volte aggressiva dell'osteolisi in particolare in soggetti in accrescimento. Recentemente studi genetici ed immunoistochimici fanno ritenere ad alcuni autori che la COA possa essere considerata un tumore.[1] Fino al 1979 la terapia della COA era chirurgica limitando l'uso della terapia radiante ad alcune localizzazioni difficili da operare ed alle recidive. La terapia chirurgica (vuotamento della cavità seguita o meno da borraggio con osso autoplastico e la crioterapia) dava percentuali di recidiva che variavano a seconda delle casistiche dal 10 al 68%.[2-5] La terapia radiante anche se otteneva risultati soddisfacenti non era scevra da grandi complicazioni quali danni irreversibili alle cartilagini di accrescimento nei bambini, crolli vertebrali nelle localizzazioni al rachide, necrosi dell'epifisi femorale, anchilosi dell'anca nelle localizzazioni pelviche e trasformazioni sarcomatose.[6] Per quanto riguarda le conoscenze sull'uso della embolizzazione arteriosa selettiva, nel 1975 si sapeva che questa sofisticata tecnica era stata sperimentata con successo nelle malformazioni artero-venose cerebrali [7] e, per quanto riguarda patologie di interesse ortopediche, da Hilal e Michelsen [8] nei tumori della testa, del collo e del rachide. Dick et al. [9] avevano inoltre usato l'embolizzazione selettiva in 6 bambini di età compresa fra 6 e 15 anni due dei quali erano rispettivamente affetti da COA dell'ischio e dei corpi vertebrali C6-C7-T1: l'embolizzazione usata a scopo adiuvante aveva permesso di operare a breve distanza i pazienti con minor rischio di complicanze emorragiche.

Nel 1979 venne alla nostra osservazione un bambino di 6 anni con l'anca sinistra flessa di 30°, zoppia e dolore. L'esame radiografico del bacino mostrò un'ampia osteolisi del fondo dell'acetabolo che coinvolgeva l'ischio, l'ileo ed il pube (Fig. 1A). Una biopsia secondo Schajowicz [10] confermò la diagnosi di COA ed un esame TAC ne definì le dimensioni (Fig. 1B). Si decise di eseguire una embolizzazione arteriosa selettiva (EAS) per poter operare con meno rischi emorragici la grossa cisti. L'esame arteriografico mostrò una ricca vascolarizzazione pericistica che partiva dal-

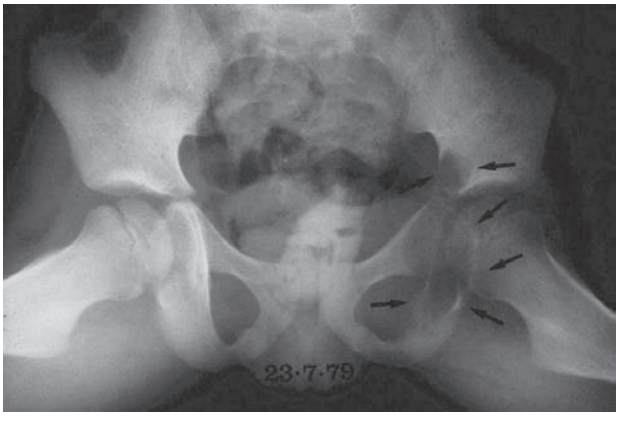


Fig. 1A. Grossa osteolisi acetabolare sinistra in paziente di 6 anni.

*Dipartimento di Ortopedia, Facoltà di Medicina e Chirurgia, Università "Federico II", Napoli; **Dipartimento Diagnostica per Immagini, Facoltà di Medicina e Chirurgia, Università "Federico II", Napoli

Indirizzo per la corrispondenza:
Prof. Francesco Sadile, II Ortopedia, Ortopedia Infantile, Dipartimento di Chirurgia e Ortopedia, Facoltà di Medicina Università "Federico II", Via S. Pansini 5, 80131 Napoli. E-mail: frasadil@unina.it

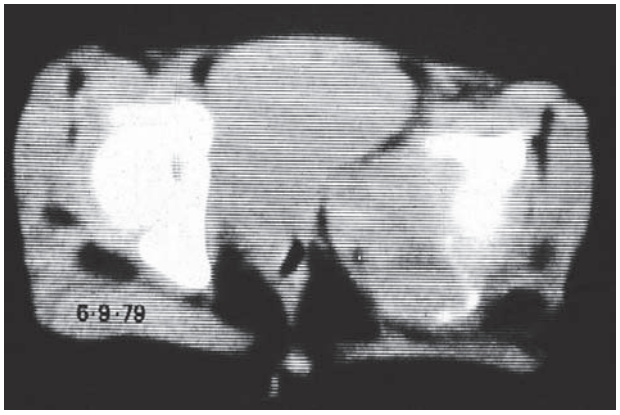


Fig. 1B. L'esame TC rivela l'iperpressione del rigonfiamento osteolitico sulla vescica.

l'arteria otturatoria (Fig. 1C). L'embolizzazione fu eseguita con Gelfoam e si ridusse notevolmente l'afflusso di sangue alla cisti (Fig. 1D). Non fu possibile operare il bambino come programmato per l'insorgenza di forti dolori addominali provocati probabilmente dall'embolizzazione ed il bambino fu dimesso. Un mese dopo al successivo ricovero il dolore e la zoppia erano scomparsi, l'anca era normalmente mobile e l'esame radiografico del bacino mostrava una notevole riossificazione della cisti (Fig. 1E). Il bambino non fu più operato, l'ultimo controllo radiografico eseguito a distanza di 22 anni mostra un rimodellamento dell'ampia lesione originaria e la presenza di una lieve displasia (Fig. 1F). L'esito favorevole del caso ci indusse a pensare che l'embolizzazione selettiva, bloccando il rifornimento di sangue alla cisti, ne facilitava la spontanea ossificazione. L'embolizzazione poteva essere quindi considerata non una metodica da usare come coadiuvante di una successiva terapia chirurgica ma quale unica terapia per COA particolarmente aggressive, localizzate in sedi difficili da raggiungere chirurgicamente. Iniziammo quindi un percorso di studio che prevedeva: certezza della diagnosi con agobiopsia, esame radiografico completo di TC, arteriografia selettiva e super selettiva e valutazione della pressione intracistica pre- e post- embolizzzazione. Nel tempo sono state aggiunte tecniche particolari quali il *brushing* della cavità nei casi diagnostici dubbi, per ottenere materiale per esame istologico ed il passaggio da mezzi embolizzanti riassorbibili quali il gelfoam,

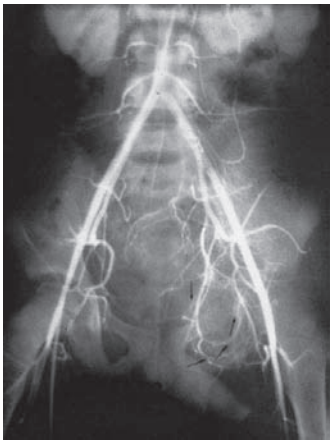


Fig. 1C. L'esame angiografico panoramico mostra la ricca vascolarizzazione che parte dall'arteria otturatoria e circonda la cisti.

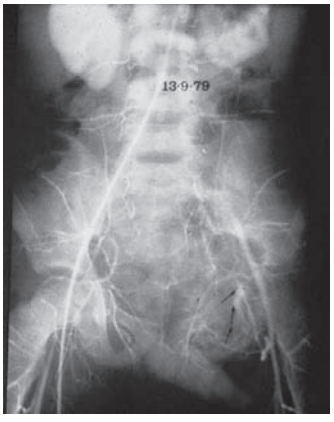


Fig. 1D. Il blocco endoarterioso è ben evidente in sequenza post-embolizzazione. La freccia indicherebbe la presenza di uno shunt artero-venoso.

Fig. 1E. L'esame radiografico mostra l'intensa riossificazione della cisti ad 8 mesi dall'embolizzazione.

Fig. 1F. Dopo 22 anni è evidente la ristrutturazione distrettuale del cotile e la "sfuggenza" articolare.

che obbligava in qualche caso a ripetere l'embolizzazione, a mezzi embolizzanti non riassorbibili (Lyodura, Latex, pasta di Teflon). Si è inoltre osservato che la riossificazione della cisti era rapida ed effettiva in soggetti in accrescimento mentre, se pur di aiuto, non altrettanto risolutiva negli adulti [11-14]. Si è quindi limitata nel tempo l'indicazione alla embolizzazione quale unico mezzo terapeutico alle COA di grandi dimensioni, di difficile approccio chirurgico, nei soggetti in accrescimento.

CASISTICA E RISULTATI

Nel periodo 1979-2001 abbiamo trattato con EAS 11 COA di grandi dimensioni, aggressive, in soggetti fra 3 e 14 anni; nello stesso periodo sono venute alla nostra osservazione 45 COA trattate chirurgicamente.
I mezzi embolizzanti utilizzati sono stati Gelfoam, Lyodura, Latex e pasta di Teflon.
Il protocollo diagnostico è stato: diagnosi con ago aspirato più brushing della parete nei casi dubbi, radiografie standard, TC, angiografia con misurazione della pressione endocavitaria prima e dopo embolizzazione, controllo radiografico standard più TC a distanza programmata, follow-up minimo di 5 e massimo di 22 anni. Le localizzazioni erano: rachide (3), acetabolo (2), femore (2), ischio (1), pube (1), omero (1), ulna (1). La pressione intracistica è stata misurata nei primi 2 casi con un manometro di Claude e successivamente, non essendo state le misurazioni validabili, con un normale catetere di misurazione della pressione venosa centrale (PVC) leggendo il dato al livello dell'atrio destro prima e dopo l'embolizzazione arteriosa. La pressione intracistica, generalmente elevata e provocata dalla ricca vascolarizzazione pericistica (Fig. 2), variava da un minimo di 33 ad un massimo di 60 mm di acqua con una media di 42,4; dopo l'embolizzazione si attestava a valori più bassi da 0 ad un massimo di 33 mm di H_2O. La valutazione della pressione intracavitaria permetteva di capire sia l'effetto immediato della embolizzazione sulla perfusione della cisti sia di comprendere il meccanismo di guarigione. Durante l'embolizzazione non sempre è possibile penetrare con i cateteri nelle arterie più piccole. Nei casi dove questo è stato possibile e l'embolizzazione è stata quasi completa la pressione intracistica si è abbassata drasticamente. La messa a riposo della cisti permette alle trabecole ossee vitali che sono presenti nella parete e nei setti di produrre osso, riempire la cisti e nel tempo subire i processi di rimodellamento. La valutazione della pressione intracavitaria pre- e post-embolizzazione assume quindi un valore prognostico sulla possibilità di ottenere la guarigione. In tutti i casi trattati abbiamo riscontrato la guarigione clinico radiografica della COA senza recidive o patologie secondarie. In genere il dolore scompare dopo poco tempo (1 mese circa) in coincidenza con la comparsa dell'ossificazione. A distanza di tempo appaiono fenomeni di rimodellamento che procedono lentamente. Le dimensioni della cisti si riducono notevolmente e la funzione della articolazione quando coinvolta ritorna normale (Figg. 3A-D). Non abbiamo avuto complicazioni degne di nota o permanenti. In caso di embolizzazione del pube abbiamo osservato una necrosi cutanea molto limitata e dolori addominali nelle embolizzazioni delle cisti del bacino che terminano nelle prime 2 settimane.

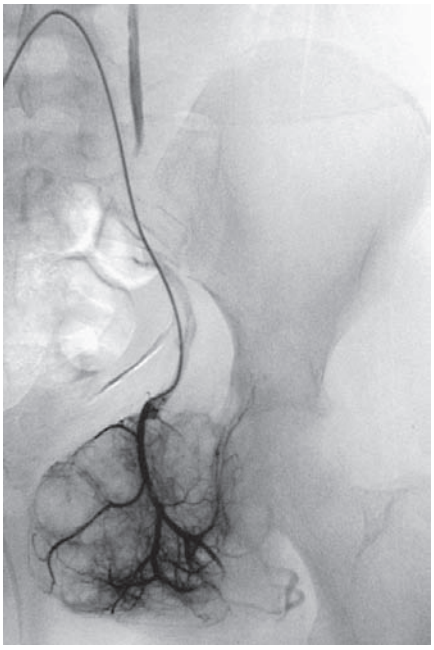


Fig. 2. Cisti del pube in paziente di 13 anni. La ricca rete vascolare neoformata pericistica come si presenta nell'angiografia superselettiva.

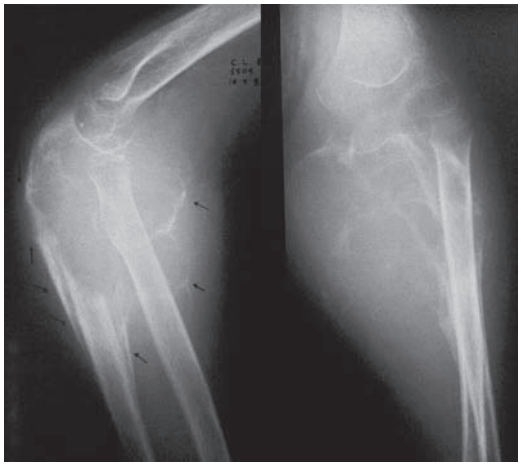


Fig. 3A. Rigonfiamento osteolitico di grosse dimensione dell'ulna in ragazza di 7 anni.

Fig. 3B. Quadro clinico iniziale del gomito.

Fig. 3C. Dopo 20 anni è evidente il rimodellamento post-embolizzazione dell'ulna sinistra.

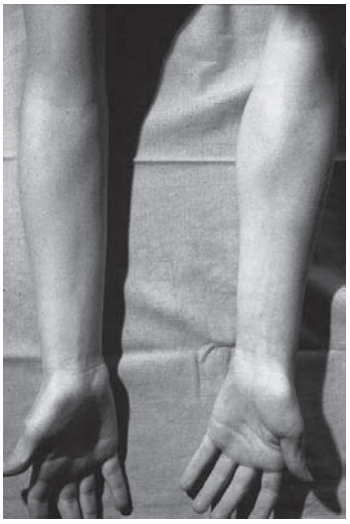


Fig. 3D. Risultato clinico a 20 anni.

DISCUSSIONE

Lo studio della letteratura permette di avere un quadro preciso della COA per quanto riguarda la diagnosi clinico radiologica ed istologica, il suo stato di attività, inattività o di aggressività ed anche come differenziarla da patologie simili quali le cisti ossee essenziali, il fibroma condromixoide, il tumore a cellule giganti ed in particolare dall'osteosarcoma teleangiectasico. Poco si conosce al contrario della eziopatogenesi e controversi sono i dati in letteratura sulle diverse terapie oggi a disposizione. Le recidive locali delle COA, possibili anche dopo resezione in blocco, riportate in letteratura ed anche da noi osservate, ed il caso pubblicato da Bowen e Morrissy [15] di una recidiva locale di una cisti semplice unicamerale del perone dopo resezione in blocco, dimostrano quanto siamo ancora lontani dalla comprensione di queste patologie. La rarità delle COA (0,14 per 100.000 abitanti, 1% dei tumori ossei), le diverse modalità di esordio (inattiva-attiva-aggressiva), la capacità di colpire sia i bambini sia gli adulti, spiegano come sia difficile per il chirurgo ortopedico scegliere la terapia più adatta al singolo caso e soprattutto crearsi una esperienza in tempi brevi.

Per quanto riguarda il tema da noi affrontato possiamo dire che la embolizzazione selettiva è indicata nella terapia delle cisti aneurismatiche aggressive che compaiono in soggetti in accrescimento ed in sedi difficili da raggiungere chirurgicamente. Nel corso degli anni dal 1979 ad oggi le COA sono state osservate e diagnosticate dagli ortopedici che firmano questo lavoro ed il trattamento embolizzante selettivo e superselettivo è stato eseguito dallo stesso angioradiologo. Negli 11 casi trattati non abbiamo osservato recidive ad un follow-up molto lungo né complicazioni serie immediate ed a distanza. Tutte le COA sono guarite con una notevole riduzione delle dimensioni di partenza (Figg. 1 e 3). I quadri radiografici non sono mai tornati "normali" ma l'osso spongioso neoformato, misto a zone verosimilmente fibrogranulomatose, ha assunto un aspetto simile all'osso irradiato. Altri autori hanno seguito le nostre indicazioni ed hanno raccomandato giustamente prudenza nella embolizzazione delle cisti localizzate nel rachide, in particolare al tratto cervicale, per non provocare lesioni irreparabili neurologiche [6].

CONCLUSIONI

In conclusione noi riteniamo, sulla base dell'esperienza raccolta in circa 30 anni, che le COA aggressive, di grandi dimensioni, in soggetti in accrescimento, in qualsiasi sede localizzate, possano essere trattate con l'embolizzazione selettiva purché la sede da embolizzare possa essere raggiunta senza complicazioni. L'esperienza dell'angioradiologo e le sue capacità nel comprendere i limiti attuali della metodica è determinante ai fini della scelta del caso da trattare. Negli adulti l'embolizzazione può essere utile per facilitare la terapia chirurgica poiché i risultati della riossificazione della cavità non sono altrettanto brillanti come osservato nei bambini.

BIBLIOGRAFIA

1. Leithner A, Machacek F, Haas O, et al. *Aneurysmal bone cyst: a hereditary disease?* J Pediatr Orthop B 2004;13:214-7.
2. Koskinen EVS, Visuri TI, Holmstrom T, et al. *Aneurysmal bone cyst. Evaluation of resection and of curettage in 20 cases*. Clin Orthop 1976;118:136-46.
3. Marcove RC, Miller TR. *Treatment of primary and metastatic bone tumours by cryosurgery*. JAMA 1969;207:1890-4.
4. Biesecker SC, Marcove RA, Huvos AG, et al. *Aneurysmal bone cyst. A clinico-pathologic study of 66 cases.* Cancer 1970;26:615-25.
5. Campanacci M, Cervellati C, Donati U, et al. *Cisti aneurismatica: studio di 127 casi, 72 controllati a distanza*. GIOT 1976;2:243-74.
6. Capanna R. *Kyste anèvrismal des os*. Encycl Med Chir 2001;14-788:1-12.
7. Luessenhop AJ, Rachmann R, Shelvin W, et al. *Clinical evolution of artificial embolization in management of large cerebral arteriovenous malformation.* J Neurosurg 1965;23:400-12.
8. Hilal SK, Mickelsen JW. *Therapeutic percutaneous embolization for extra-axial vascular lesions of the head, neck and spine.* J Neurosurg 1975;43:275-81.
9. Dick HM, Bigliani LU, Michelsen JW, et al. *Adjuvant arterial embolization in the treatment of benign primary bone tumours in children.* Clin Orthop Rel Res 1979;139:133-41.
10. Schajowicz F, Derqui JC. *Puncture biopsy in lesions of the locomotor system: review of results in 4050 cases, including 941 vertebral punctures*. Cancer 1968;21:531-48.

[11] Misasi N, Cigala F, Iaccarino V, Cozzolino F, Sadile F, Marasco E.*: Selective arterial embolisation in aneurysmal bone cysts*. Int Orthop 1982;6:123-8.

[12] Iaccarino V, Sadile F, Vetrani A, et al. *Percutaneous intralesional brushing of cystic lesions of bone: a technical improvement of diagnostic cytology*. Skeletal Radiol 1990;19:187-90.

[13] Cigala F, Sadile F. *Arterial embolization of aneurysmal bone cysts in children*. Bull Hosp Bull Hosp Jt Dis 1996;54:261-4.

[14] Cigala F, Sadile F, Iaccarino V. *L'embolizzazione arteriosa selettiva della cisti aneurismatica dello scheletro*. Napoli: Idelson Gnocchi Editore 2004.

[15] Bowen ER, Morrissy TR. *Recurrence of a unicameral bone cyst in the proximal part of the fibula after en bloc resection*. JBJS 2004;86-A:154-8.

Nuovi orientamenti nel trattamento del nanismo acondroplasico

New trends in treating the achonmdroplasic dwarves

G. Peretti, R. Facchini, W. Albisetti, G.M. Peretti, F. Verdoni

RIASSUNTO

L'acondroplasia è una malattia della cartilagine di accrescimento, dovuta ad una alterazione del gene FGFR3, nel braccio corto del cromosoma 4, che determina, insieme ad un difetto di accrescimento delle ossa lunghe, frequenti deviazioni assiali delle stesse e difetti a carico della colonna vertebrale e delle altre ossa di origine cartilaginea.
Poiché l'acondroplasia è malattia, il nostro compito è quello di correggere i difetti che questa malattia produce e soprattutto le deviazioni assiali degli arti ed i difetti funzionali conseguenti alla loro brevità.
Fin dal 1982 ci siamo proposti di correggere le deviazioni assiali e di aumentare la lunghezza degli arti con un protocollo che prevede cinque interventi chirurgici bilaterali, quattro per gli arti inferiori ed uno per i superiori (omeri). I pazienti trattati, fino a tutto il 2006, sono stati 97, di cui 19 hanno terminato l'allungamento degli arti inferiori e 14 sia degli inferiori che dei superiori, con notevole soddisfazione per il miglioramento della funzione e la correzione dei difetti assiali, oltre ad aver ottenuto un aumento medio di statura di cm 29. Utilizzando il metodo del cosiddetto allungamento frazionato, abbiamo ottenuto allungamenti maggiori (fino a cm 30-35), riducendo al minimo le complicazioni.

Parole chiave: acondroplasia, allungamento arti

SUMMARY

Acondroplasia is an illness of the growing cartilage, due to an alteration of the gene FGFR3, in the short branch of the chromosome 4, that determine, together to a defect of growth of the long bones, frequent axial deviations of the same and functional defects of the spine and of the other bones with a cartilagineous origin.
Being achondroplasia a desease, our assignment is that to correct the defects that this desease produce and expecially the axial deviations of limbs and their functional defects,
Since 1982 we have proposed to correct the axial deviations and increase the length of limbs with a protocol which provides for five bilateral surgery, four for the lower limbs and one for higher (humeri). Patients treated, until the end of 2006 were 97, among them 19 have completed the lengthening of the lower limbs and 14 both the lower and the higher, with considerable satisfaction for the improvement of their function, correcting their axial defects, as well to have obtained an average increase of 29 cm stature. Using the method of so-called staged lengthening, we got more elongation (cm up to 30 to 35), minimizing the complications.

Key words: achondroplasia, limb lengthening

Provenienza: Istituto di Scienze Ortopediche Traumatologiche Reumatologiche e Riabilitative dell'Università degli Studi di Milano

Indirizzo per la corrispondenza:
Prof. Giovanni Peretti, Istituto G. Pini, Via G. Pini 9, 20122 Milano

L'acondroplasia è una malattia congenita, dovuta ad una alterazione del gene FGFR3, nel braccio corto del cromosoma 4 che determina una forma di nanismo disarmonico, con lunghezza degli arti notevolmente ridotta rispetto alla lunghezza del tronco. Il nano acondroplasico, infatti, si distingue per la brevità degli arti e soprattutto per l'alterato rapporto tra la lunghezza degli arti inferiori e del busto, con un rapporto di 1/0,5-1/0,6 anziché di 1/0,95 del normale. A questo difetto si aggiungono alterazioni della colonna, deviazioni assiali degli arti ed alterazioni funzionali delle articolazioni.
Poiché l'acondroplasia è una malattia, abbiamo il dovere di prevenire o curare i difetti che da essa conseguono, cioè le alterazioni della colonna, le deviazioni assiali degli arti e le loro alterazioni di sviluppo.
Finora non esiste alcuna terapia medica né fisica, ma il trattamento può essere esclusivamente chirurgico, con lo scopo di correggere le deviazioni assiali degli arti ed ottenere un loro allungamento progressivo; sottolineiamo il fatto che l' allungamento degli arti non ha la finalità di risolvere problemi di natura psicologica, raramente presenti nell'acondroplasico, ma di correggere le alterazioni funzionali dovute alla brevità degli arti e le alterazioni morfologiche che determinano un danno funzionale e quindi saranno causa di patologia degenerativa nel futuro, in particolare a carico delle anche ed delle ginocchia.
Precedenti esperienze ci avevano dimostrato che i bambini sopportano l'allungamento degli arti molto meglio degli adulti ed hanno tempi di rigenerazione dell'osso e di consolidazione molto più rapidi [1,2]; lavori precedenti [3] avevano anche dimostrato che le complicazioni conseguenti agli allungamenti degli arti sono tanto più frequenti e gravi quanto maggiore è l'allungamento; noi stessi avevamo constatato [4] che sono ben tollerati e con il minimo di complicazioni gli allungamenti di entità fino ad 1/3 della lunghezza iniziale del segmento osseo da allungare.

PROTOCOLLO CHIRURGICO

Fatte queste considerazioni, abbiamo stilato un protocollo di terapia chirurgica per il paziente acondroplasico, che prevede di eseguire l'allungamento durante l'età del maggior sviluppo scheletrico, di

limitare l'entità dell'allungamento a 1/3 della lunghezza iniziale del segmento osseo su cui operiamo e di frazionare l'allungamento in quattro tempi, per gli arti inferiori. Negli anni '90, per esplicita richiesta degli stessi pazienti, abbiamo deciso di allungare anche gli omeri, al termine dell'allungamento degli arti inferiori; i pazienti lamentavano infatti che la brevità delle braccia limita non solo la normale esecuzione dei gesti necessari alla vita di relazione, ma anche la capacità di eseguire le abituali pulizie del corpo, in modo autonomo.

Il nostro programma terapeutico, dal 1982 ad oggi è stato modificato soltanto per alcuni particolari ed ora consiste in 5 tempi, di cui 4 per gli arti inferiori ed uno per gli omeri:

- *1° intervento a 6 anni, per le tibie*: poiché a 6 anni la tibia dell'acondroplasico è lunga cm 15 circa, eseguiamo un allungamento di cm 5-6;
- *2°intervento a 7 anni, per i femori*: poiché a 7 anni la lunghezza dei femori dell'acondroplasico è circa cm 18, noi allunghiamo i femori di cm 6-7;
- *3°intervento a 11-12 anni, per le tibie*: poiché le tibie dell'acondroplasico che ha già subito un allungamento, a questa età sono lunghe cm 25 circa, noi allunghiamo le tibie di cm 8-10;
- *4°intervento a 12-14 anni, per i femori*: poiché i femori dell'acondroplasico che ha già subito un allungamento, a questa età sono lunghi cm 28 circa, noi allunghiamo i femori di cm 9-12;
- *5°intervento a 16 anni, per gli omeri*: a questa età gli omeri sono lunghi da cm 12 a cm 20, nell'acondroplasico ormai adulto; noi allunghiamo di cm 8-12, secondo la tolleranza, superando la prevista entità di 1/3 della lunghezza iniziale dell'omero.

Con questo procedimento otteniamo di correggere le deviazioni angolari e rotatorie degli arti e di raggiungere un complessivo allungamento degli arti inferiori da 28 a 35 centimetri, con rare eccezioni in difetto o in eccesso [5 6]. Giungiamo anche a raddoppiare quasi la lunghezza degli omeri rendendoli più utili per la loro funzione.

I supporti per l'allungamento sono sempre stati il fissatore esterno circolare (Ilizarof o suoi derivati) per le tibie, il fissatore esterno assiale per i femori e per gli omeri; in un solo caso di acondroplasia, al secondo intervento sui femori, abbiamo utilizzato il chiodo endomidollare allungabile Albizzia.

L'entità di allungamento quotidiano, in tutti i pazienti da noi trattati è stata di mm 1 al giorno, ad iniziare dalla 3ª - 4ª giornata postoperatoria, indipendentemente dall'età del paziente e dal sistema di sintesi allungabile utilizzato.

CASISTICA

Dal 1982 al 2006, in 25 anni di esperienza, i pazienti acondroplasici, che hanno seguito il nostro protocollo terapeutico sono stati complessivamente 99 di cui 54 maschi e 45 femmine, per un totale di 592 interventi, di cui 32 agli arti superiori e 550 agli arti inferiori.

Di questi pazienti 19 hanno subito 4 interventi e 16 hanno completato la serie dei 5 interventi, eseguiti bilateralmente. Inoltre 11 pazienti hanno eseguito soltanto la prima tappa chirurgica, 30 le prime due e 23 le prime tre tappe.

A dispetto del nostro protocollo, l'età media di inizio del trattamento è stata di anni 7,5, di anni 11 per il secondo intervento e di anni 18 quella di conclusione del trattamento chirurgico, con età estreme da 5 a 22 anni.

Dopo l'intervento, per tutta la durata dell'allungamento e per alcuni mesi dopo il termine di questo, il paziente ha eseguito un programma di fisiochinesiterapia, volta per volta adattato all'individuo, con lo scopo di limitare le rigidità articolari, distendere i muscoli ed i tendini e, con il carico, favorire la formazione del rigenerato osseo e soprattutto la sua completa ossificazione.

Le complicazioni, come prevedibile in questi tipi di intervento, che costringono a portare a lungo i fissatori esterni, sono state numerose; alcune di queste hanno richiesto un nuovo intervento chirurgico, ma la maggior parte sono state corrette o si sono risolte spontaneamente durante l'esecuzione dell'allungamento; poche sono quelle che hanno lasciato postumi invalidanti o estetici definitivi.

Da una revisione attenta di una casistica limitata a 220 interventi su pazienti che avevano finito i quattro interventi all'epoca della revisione, abbiamo rilevato 3 lesioni intraoperatorie di piccola entità (2 vascolari e 1 nervosa) durante l'inserimento dei fili metallici; il fissatore è stato applicato in modo incompleto in 3 casi; in 6 casi abbiamo osservato la rottura dei fili di Kirschner o delle fiches, in 5 spostamenti o mobilizzazioni in sede delle stesse; queste lesioni sono state riparate mediante una nuova stabilizzazione o mediante la sostituzione degli strumenti avariati. Altre complicazioni durante l'allungamento sono state rappresentate dalle infezioni, specie della cute o del sottocute (54 casi) dalle retrazioni tendinee e muscolari (25 casi), con conseguente rigidità delle articolazioni adiacenti e fino alla sublussazione della testa del femore (1 caso bilaterale), da deviazioni assiali dell'osso in allungamento ed altre minori; tutte queste complicazioni sono state corrette durante il periodo della fissazione, sospendendo temporaneamente l'allungamento o somministrando idonea terapia medica antibiotica generale e locale o praticando intensa fisiochinesiterapia e correggendo le deviazioni assiali. Altra complicazione molto frequente, durante l'allungamento dei femori, è stata l'accentuazione della lordosi lombare, che è stata di grande importanza soltanto in 4 casi, nei quali la correzione si è ottenuta soltanto dopo la rimozione del fissatore. Al termine dell'allungamento, durante il periodo della consolidazione si sono ancora verificate infezioni della cute e dello scheletro; ritardi di consolidazione sono stati poco frequenti e solo in due casi di allungamento del femore abbiamo dovuto fratturare il rigenerato, in anestesia generale, per ottenere un aumento del volume del rigenerato ed una sua più rapida consolidazione. La persistenza di deviazioni assiali si è verificata in 10 pazienti, in alcuni bilateralmente, ma solo in 4, per la correzione abbiamo dovuto ricorrere ad altri interventi chirurgici; negli altri abbiamo atteso il successivo allungamento degli arti per ottenere un loro più corretto allineamento. In 10 dei pazienti che hanno eseguito l'allungamento degli omeri, abbiamo inoltre osservato una paresi transitoria del radiale, risolta spontaneamente con il semplice rallentamento dell'allungamento quotidiano a mm 0,5 al giorno.

CONCLUSIONE

Il metodo da noi utilizzato nel trattamento dell'acondrolasico, fin dal 1982, fortemente criticato nel 1986 [1] si era già dimostrato interessante dopo 10 anni dall'inizio del trattamento [7,8], con la nostra presentazione al Congresso EPOS del 1994, e si conferma vincente anche a distanza di oltre 25 anni dall'inizio della sua applicazione.

Gli scopi del trattamento, che si presenta con intenti di profilassi del nanismo e di terapia delle deviazioni assiali, ha dato ragione alla nostra insistenza perché abbiamo potuto dimostrare di ottenere il massimo allungamento con il minimo di complicazioni.

Siamo inoltre convinti che, mentre l'intervento eseguito nell'adulto, rappresenta soltanto un gesto terapeutico, nel bambino rappresenta la profilassi di tutta una serie di alterazioni organiche o funzionali che sono causa di danni alla colonna o in altri organi oltre che di modificazioni del carattere e del comportamento.

Sappiamo infatti che l'allungamento non causa ulteriori danni, se ben programmato e ben condotto sia dal chirurgo che dallo stesso paziente e sappiamo che le iperpressioni sulle cartilagini di accrescimento e le ipertensioni muscolo tendinee non determino alterazioni cartilaginee da sovraccarico né rigidità articolari o un aggravarsi di alterazioni preesistenti, come la iperlordosi lombare.

In circa 600 interventi di allungamento degli arti inferiori, nel bambino, la nostra esperienza ci ha consentito di stabilire che una buona fisiochinesiterapia consente di evitare rigidità articolari ed allungamenti chirurgici dei tendini, ad eccezione dei casi in cui esista già una retrazione, prima dell'intervento. Abbiamo potuto constatare che, frequentemente si ha sofferenza dei nervi periferici durante l'allungamento, con ritorno alla normalità dopo il termine, e che, nel bambino, per allungamenti non superiori a 1/3 della lunghezza iniziale del segmento osseo da allungare, non si verifica un rallentamento della crescita dopo l'allungamento, come anche numerosi altri autori hanno confermato. Abbiamo anche constatato che, non solo il bambino ha tempi rapidi di rigenerazione e di consolidazione del rigenerato, ma sopporta anche più interventi di allungamento sullo stesso osso, anche a distanza di due tre anni. La ripetizione di un intervento di allungamento sullo stesso osso, si può eseguire anche prima di 4-5 anni dal termine del precedente allungamento.

Per quanto riguarda le complicazioni, abbiamo osservato che queste sono molto numerose ma raramente gravi. Fortunatamente la maggior parte di queste si corregge durante lo stesso periodo dell'allungamento, sfruttando l'azione degli stessi fissatori esterni.

La nostra esperienza ci ha insegnato che, per ottenere un buon risultato clinico, estetico e funzionale è necessaria la collaborazione tra medico e paziente e genitori di quest'ultimo; è necessaria una adeguata preparazione del paziente e dei familiari da parte di un gruppo di pediatri e di psicologi esperti del problema chirurgico ed è necessaria una adeguata preparazione fisioterapica, che deve continuare per tutto il periodo dell'allungamento, con grande intensità ed al termine di questo, fino alla rimozione dei fissatori esterni.

Noi riteniamo che oggi la miglior cura per l'acondroplasico consista nell'allungamento frazionato, volto alla correzione delle deviazioni assiali degli arti inferiori, all'allungamento degli omeri ed alla restituzione di un importante miglioramento della funzione degli arti, che si associa all'allungamento degli stessi con vantaggio anche sull'estetica del paziente.

BIBLIOGRAFIA

1. Peretti G, Facchini R, Catalano PA, et al. *Allungamento degli arti inferiori.* Atti del Congresso di Aggiornamento di Ortopedia Infantile. Milano: Ed. Peretti 1986, pp. 29-36.
2. Paley D. *Current techniques of limb lengthening*. J Pediatr Orhtop 1988;8:73-92.
3. Peretti G, Ippolito E. *Il comportamento dell'osso, della cartilagine articolare e delle parti molli durante l'allungamento degli arti*. Atti 75° Congresso S.I.O.T. Roma 1990, pp. 87-104.
4. Peretti G, Memeo A, Castoldi G. *Complications in lengthening of the lower extremities in children*. In: *Il Punto sulla Fissazione Esterna*. S. Vincent: 1988, pp. 241-7.
5. Peretti G, Memeo A, Paronzini A. *L'allungamento frazionato dell'acodroplasico con il fissatore esterno.* Atti 1° Congr. C.I.B.O.T. 1991, p. 120.
6. Peretti G, Memeo A, Paronzini A. *Staged lengthening in the prevention of dwarfism in achondroplastic children: a preliminary report.* J Ped Orthop B 1987;4:58-64.
7. Peretti G. *Lower limb lengthening by means of the intramedullary Albizzia nail*. Atti EPOS. 1994, p. 52.
8. Peretti G, Memeo A, Paronzini A, et al. *Staged lengthening in the prevention of dwarfism in achondroplastic children: a preliminary report*. J Ped Orthop 1995;B4:58-64.

Tecnica attuale del trattamento della lussazione congenita inveterata dell'anca con metodo di Ilizarov modificato

Pelvic support osteotomy: upgrade of the technique with external ring fixation

M.A. Catagni, F. Guerreschi, L. Lovisetti

Molti processi patologici che coinvolgono l'articolazione dell'anca, sia congeniti che acquisiti, possono produrre una alterazione della morfologia e della funzione della coxo-femorale. La soluzione di tale problema costituisce, frequentemente, un problema di difficile risoluzione.
Tra le patologie più importanti, ricordiamo le lussazioni congenite non trattate e quelle trattate con fallimento, le lussazioni conseguenti a problemi neuro muscolari, come nella poliomielite, mielomeningocele e nella spasticità, le distruzioni della testa femorale in età pediatrica, conseguenti a necrosi settiche e asettiche ed epifisiolisi. Infine si possono includere i gravi processi artrosici e i fallimenti di protesizzazione dell'anca. Quest'ultima evenienza diventerà sempre maggiore con l'ampliarsi delle indicazioni alla protesizzazione.
La soluzione del problema diventa poi più difficile poiché il trattamento deve essere adattato a secondo delle situazioni in cui si deve operare, includendo molte variabili, quale età, sesso, attività del paziente e la sua aspettativa di risultato.
In passato tale problema è stato affrontato da molti Autori ed in particolare Schanz, Milch e Charry hanno proposto delle osteotomie prossimali di femore di appoggio pelvico per cercare di eliminare l'instabilità dell'anca e migliorare la deambulazione. Lo scopo di tali operazioni era di ottenere una osteotomia in abduzione nelle regione sottotrocanterica, per stabilizzare maggiormente il femore al bacino, lasciando una sufficiente articolarità del femore. Il rovescio della medaglia era una alterazione dell'asse meccanico dell'arto inferiore con tendenza alla valgizzazione dell'arto ed un aumento della dismetria (Fig. 1). La conseguenza era una tendenza alla deformazione a livello del ginocchio, compensatoria delle forze statiche e dinamiche alterate.
Probabilmente, ispirandosi a tali idee, Ilizarov ha perfezionato la tecnica di osteotomia di appoggio sottotrocanterica, così da incrementare la stabilità dell'anca ma anche con la possibilità di riallineare l'asse meccanico dell'arto inferiore ed eliminare la dismetria.

METODO

La tecnica suggerita da Ilizarov consiste essenzialmente in due operazioni separate ma allo stesso tempo combinate. Primo una osteotomia in valgo a livello del III prossimale del femore, ponendo l'estremo prossimale del femore in massima adduzione, si individua il livello di osteotomia in corrispondenza del profilo inferiore del forame otturatorio e si angola quindi il moncone distale in abduzione relativa; l'angolo che si ottiene varia da 45° a 90°, a secondo delle libertà di movimento preesistente. Secondo si pratica una osteotomia nella regione distale del femore per produrre allungamento. A termine allungamento si valuta la deformità residua in valgo e la si corregge con snodi applicati a livello dell'osteotomia distale, sino al raggiungimento di un allineamento clinico e radiologico dell'asse meccanico dell'arto inferiore. Infatti, poiché l'apparato di Ilizarov è un fissatore dinamico, è possibile eliminare ogni deviazione assiale non solo al momento della chirurgia ma, e soprattutto, durante il trattamento, mentre il paziente carica completamente, così che il risultato finale è valutabile prima del termine del trattamento.
Le due osteotomie producono una sorta di zigzag del femore, con risultato finale di stabilizzare l'anca e riallineare l'asse meccanico. La mobilità dell'anca rimane intatta o solo minimamente diminuita ma con una arco funzionale migliorato, con possibilità di abdurre

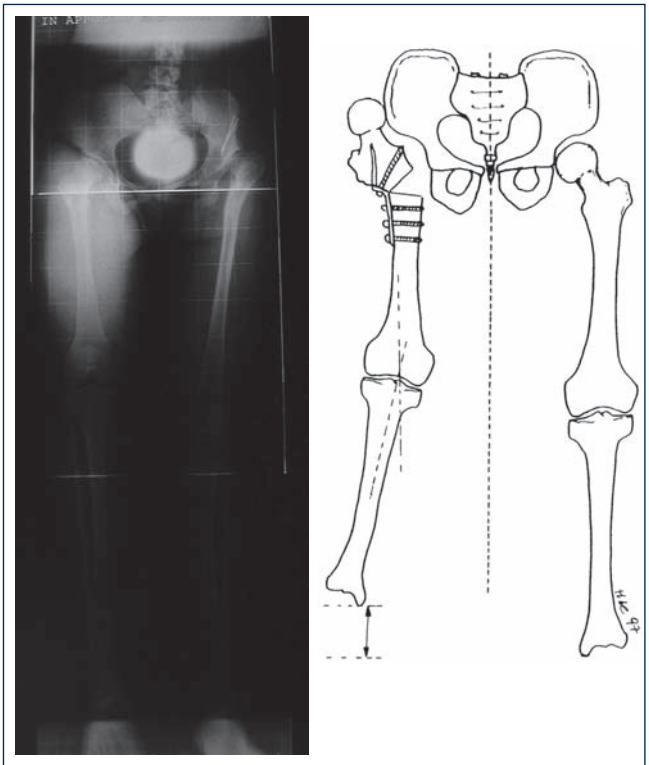


Fig. 1. Displasia dell'anca già trattata per osteotomia di bacino e osteotomia sottotrocanterica.

U.O. Ortopedia e Traumatologia, Ospedale "A. Manzoni", Lecco

Indirizzo per la corrispondenza:
Prof. Maurizio A. Catagni. E-mail: maurizio@catagni.it

maggiormente l'arto inferiore e contemporanea diminuzione notevole o scomparsa del segno di Trendelembuorg. La ragione dell'incremento della stabilità va ricercata sia nell'aumento della superficie di appoggio tra femore e pelvi, sia nel ritensionamento dei muscoli glutei conseguente all'allontanamento della regione trocanterica dalla cresta iliaca. Infine si raggiunge un livellamento degli arti inferiori con normale allineamento della rima articolare del ginocchio.

L'aspetto estetico di questa ricostruzione è molto soddisfacente in quanto la doppia angolazione femorale è mascherata dalle parti molli della coscia e la valgizzazione prossimale del femore sposta i tessuti molli lateralmente, con un aspetto estetico migliore rispetto alla situazione antecedente in cui, di solito, il fianco del paziente è notevolmente ipotrofico. La possibilità, poi, di abdurre maggiormente l'arto inferiore, favorisce un miglior igiene personale e un miglior espletamento delle attività sessuali.

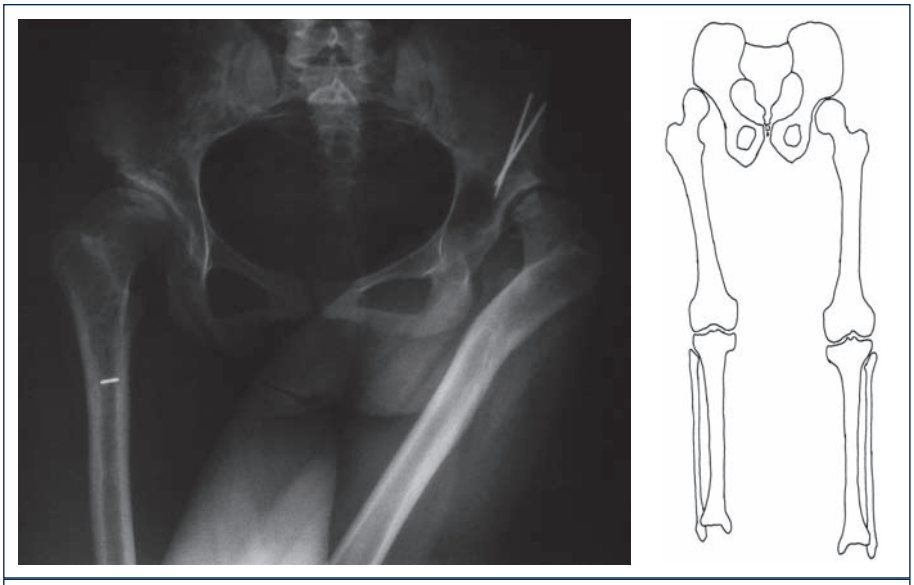


Fig. 2. Rx dell'anca in maz abduzione.

PIANO PRE-OPERATORIO

Per determinare l'esatta posizione della osteotomia prossimale è necessario eseguire delle radiografie statiche e dinamiche del bacino. La prima radiografia si esegue in ortostasi, con appoggio bipodalico, per valutare l'insieme degli arti inferiori e gli assi statici (Fig. 2). Quindi si esegue una proiezione radiologica dinamica, con paziente in ortostasi ed appoggio monopodalico sull'arto patologico, così da valutare l'entità del Trendelembourg e la posizione dell'estremità del femore ovvero l'entità della sua risalita durante il carico (Fig. 3). Una seconda proiezione dinamica si esegue a paziente supino in massima adduzione. Con queste due proiezioni si può valutare la posizione dell'osteotomia (a livello della parte distale del forame otturatorio): L'angolo neces-

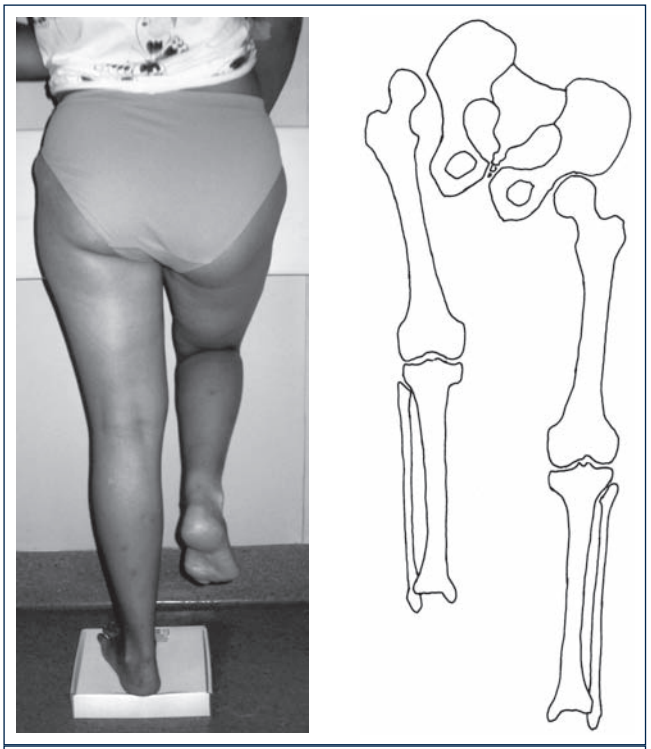


Fig. 3. Dismetria e Trendelemburg.

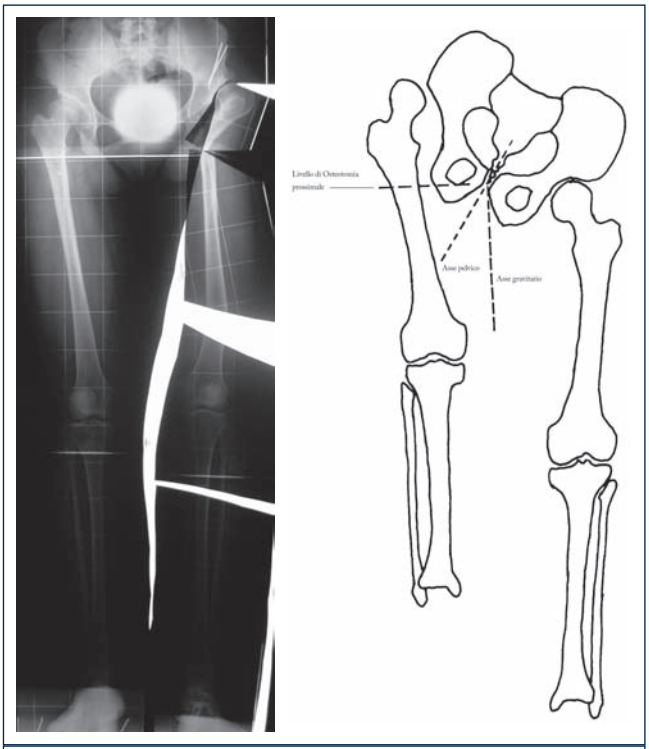


Fig. 4. Piano preoperatorio.

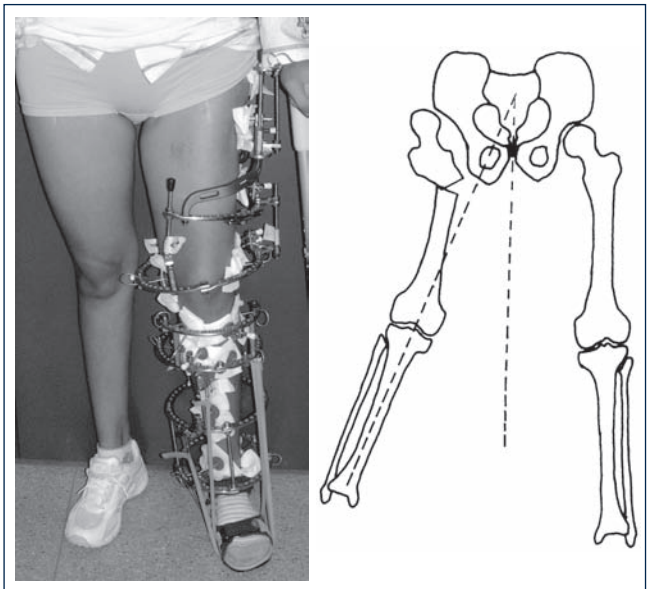


Fig. 5. Applicazione di fissatore per osteotomia sottotrocanterica, allungamento e correzione femore distale e allungameno gamba prossimale.

sario per la correzione è quello che si rileva tra l'asse del bacino e l'asse perpendicolare al suolo, maggiorato di circa 20° (frutto dell'esperienza clinica) (Fig. 4). Un aiuto, poi, per determinare approssimativamente l'angolo di varizzazione distale, si ottiene riportando una copia della radiografia in posizione ortostatica su un foglio trasparente e, dopo aver ritagliato e riportato l'osteotomia sottotrocenterica, si traccia l'asse anatomico delle tibia che, rapportato con l'asse del bacino (Fig. 5), determina l'angolo di correzione del valgismo femorale (Fig. 6). Tale piano preoperatorio, comunque, può dare un indirizzo solo approssimativo, in quanto l'esatta determinazione dell'asse meccanico finale, dipende dall'assestamento della parte prossimale femorale sulla pelvi e quindi la determinazione dell'asse meccanico finale si raggiunge progressivamente durante il trattamento.

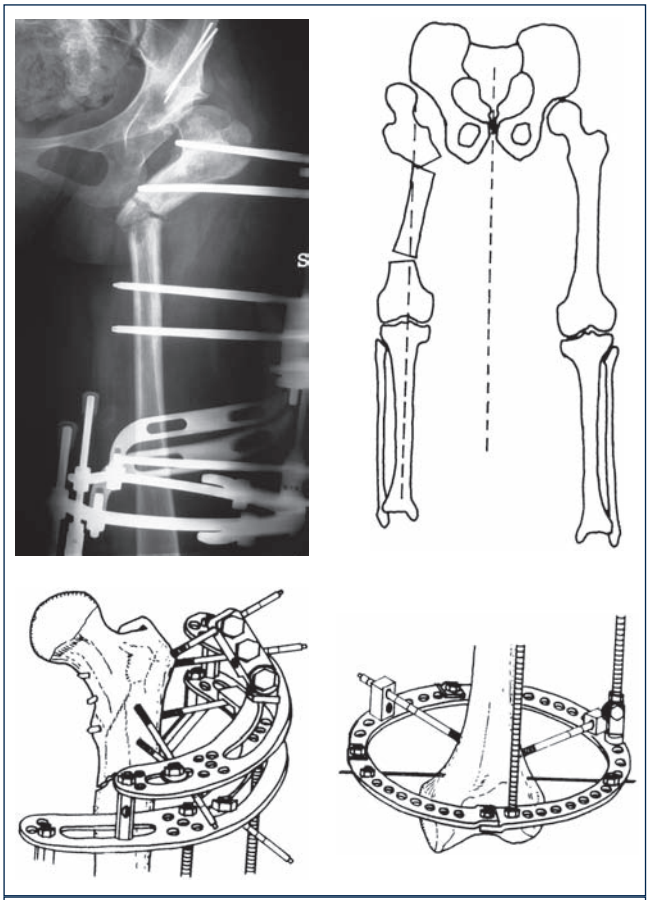


Fig. 6. Rx osteotomia sottotrocanterica.

TECNICA OPERATORIA

Nella tecnica operatoria originale descritta da Ilizarov tutta la fissazione transossea era realizzata con fili di Kirchner, connessi con archi di 180° nella parte prossimale del femore e con anelli completi nella parte distale.
La fissazione prossimale è stata modificata presso l'Ospedale di Lecco, con l'introduzione nel 1986 degli archi a 90° (tipo Catagni-Cattaneo), e fissazione con fiches (Fig. 6). Con tale modificazione non sono più necessari letti speciali ed il paziente può sedersi normalmente, cosa impossibile con l'apparecchio originale. Inoltre si evita qualsiasi rischio di transfissione dell'arteria femorale e del nervo sciatico e si diminuiscono drammaticamente le infezioni superficiali. Il dolore prodotto a livello cutaneo dalle fiches è molto minore che quello prodotto dai fili, cosi che il paziente mantiene un movimento completo a livello dell'anca, senza quelle contratture in flessione che erano quasi sempre presenti nei pazienti trattati con apparato originale. Tali contratture in flessione rendevano a volte difficile una valutazione dell'asse meccanico poiché il paziente non

Fig. 7. Rx femore distale.

Fig. 8. Rx allungamento gamba.

era in grado di reggersi in piedi e tantomemo avere un appoggio normale. Anche a livello distale vengono attualmente applicate solo *fiches*, tranne che per un filo a livello dell'anello distale (Fig. 7).
L'apparecchio viene precostruito e sterilizzato prima dell'intervento, come si usa ormai per ogni procedura di Ilizarov, inclusa la traumatologia. Normalmente è costituito da un arco prossimale, un blocco intermedio composto da un arco ed un anello e da un altro anelo distale dello stesso diametro di quello precedente; tali elementi sono montati angolati tra di loro secondo il piano operatorio predeterminato.
Il paziente viene posizionato per l'intervento su un letto ortopedico, con le gambe appoggiati agli appositi supporti, senza trazione. In tale maniera risulta più semplice manovrare l'arto in tutti i possibili movimenti e controllare le osteotomie con amplificatore di brillanza.
Posizionato il paziente si inseriscono 2 fili di K. angolati tra di loro di quanto si prevede sia la correzione da ottenere, uno a livello trocanterico e uno a livello sottotrocanterico, perpendicolare alla diafisi femorale; un terzo filo viene poi inserito dove si prevede di eseguire l'osteotomia. Si esegue una radiografia che servirà per rendersi conto dell'esatta posizione dei fili.
Si inserisce quindi un filo distale, a livello della base della rotula, con direzione perpendicolare alla tibia, che poi rappresenta l'asse meccanico dell'arto inferiore, avendo cura che tale filo permetta un libero movimento di flesso estensione del ginocchio. Di solito il filo deve trapassare le parti molli laterali con ginocchio in flessione 45° e le parti molli mediali in flessione 90° (comunque questa procedura varia da paziente a paziente); si consiglia pure di tagliare la fascia lata in casi di allungamento maggiori di 3-4 cm o comunque quando sia molto tesa.
Fissato e tensionato il filo all'anello distale, si inserisce una fiche a livello prossimale e la si fissa all'arco prossimale. Controllata la centratura dell'apparato sul femore e controllato che il livello dei vari elementi sia quello desiderato, si procede alla stabilizzazione dell'apparato sull'osso.
In totale vi saranno 3 fiches a livello dell'arco prossimale, 2 fiches sull'arco intermedio, una fiche sull'anello intermedio e 1 filo e 2 fiches sull'anello distale. La direzione di tutte le fiches è da postero laterale ad antero mediale, tranne sugli archi ove vi sono due fiches trasverse e sull'anello distale vi è una fiche diretta da postero mediale ad antero laterale.
Si esegue quindi l'osteotomia prossimale e produce l'angolazione desiderata in maniera estemporanea; di solito l'angolazione non è solo in valgizzazione ma anche in flessione dell'estremo distale (Fig. 9). Fissate le connessioni prossimali, si procede all'osteotomia distale senza eseguire alcuna correzione angolare (osteotomia con perforazioni multiple o con sega di Gigli).
Dopo un periodo di attesa di 7-15 giorni (a secondo dell'età del paziente, della vitalità dell'osso e del tipo di osteotomia) si inizia l'allungamento a livello distale, ad un ritmo di 1/4 di mm per 3 o 4 volte al giorno, sino al raggiungimento della lunghezza desiderata.
Durante il trattamento si eseguono vari controlli radiologici su una lunga lastra, con paziente in piedi e appoggio bipodalico, così da determinare l'assialità dell'arto, apportando quelle modifiche che consentono un perfetto riallineamento dell'asse meccanico: di solito si esegue una varizzazione distale progressiva tra i 10° e i 25°,

Fig. 9. Rx finale.

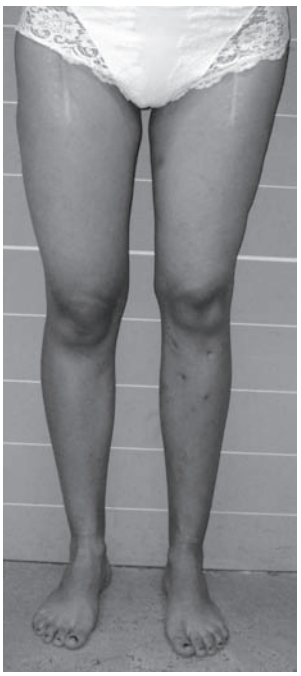


Fig. 10. Foto clinica: non dismetria e scomparso il Trendelemburg.

sino a che l'interlinea articolare del ginocchio, durante il carico, sia parallela al piano di appoggio (l'angolo esatto deve essere comunque simile all'articolazione controlaterale) (Fig. 10). Anche a livello prossimale si può procedere a ulteriori correzione dell'angolo di valgizzazione o flessione, ma non oltre i 40-60 giorni, in quanto la consolidazione dell'osteotomia prossimale è molto rapida. A termine allungamento, comunque, si rimuove l'unico filo presente nel montaggio, così che la mobilità del ginocchio, che pure permane di solito con una escursione di 30°-50°, incrementa rapidamente.
L'arco prossimale viene rimosso, di solito, dopo 3 mesi mentre per rimuovere tutto l'apparato bisogna attendere che l'osso rigenerato distale presenti una sufficiente solidità.
Dopo la rimozione dell'apparato si mantengono le stampelle per 3-4 settimane con un carico del 50%-80% e si inizia movimento attivo prudente ed esercizi in piscina. Quando l'osso presenta una consolidazione sicura, si inizia carico libero e Fisio Kinesi Terapia assistita sino al completo ripristino della funzione articolare del ginocchio e dell'anca.
In casi di grande dismetria femorale accompagnata da necessità di grande correzione distale, il rischio di sublussazione o rigidità del ginocchio dovuto all'allungamento tende ad aumentare, per cui è necessario proteggere tale articolazione estendendo il montaggio a livello tibiale con applicazione di snodi tra il montaggio femorale e tibiale. In tale maniera si consente la possibilità di movimento

Fig. 11. Flessione anca e ginocchio conservate.

Fig. 12. Completa possibilità all'abduzione.

del ginocchio e si evita il rischio di lussazioni. In casi ancor più gravi, si applica un montaggio sulla tibia non solo per proteggere l'articolazione del ginocchio ma anche per eseguire un allungamento tibiale di qualche centimetro (preferibilmente a livello della metafisi distale), così da diminuire lo stress a livello femorale con minori rischi di rigidità e, simultaneamente, accorciare il tempo di trattamento. Infatti la guarigione di due focolai di allungamento è più rapida che non un solo focolaio ed uno slivellamento di 2-3 cm a livello delle due ginocchia non influisce né sulla funzione degli arti inferiori né sull'estetica.

Nelle fotografie da 1 a 12 viene mostrato un caso clinico di trattamento di "ricostruzione" dell'anca, in una paziente affetta da lussazione congenita dell'anca non trattata.

BIBLIOGRAFIA DI RIFERIMENTO

Catagni MA, Cattaneo R. *Osteogenesi in distrazione nei grandi allungamenti degli arti*. Atti del I Congesso ASAMI, Firenze, 30-31/10/1986, pp. 102-109.

Cattaneo R, Benedetti GB, Villa A, et al. *Gli allungamenti nei diversi distretti degli arti inferiori: esperienze a confronto. Metodo di Ilizarov*. Supplemento Vol. XVI, GIOT 1990;2:105-18.

Paley D, Fleming B, Catagni MA, et al. *Mechanical evaluation of external fixators used in limb lengthening*. Clin Orthop 1990;259:50-7.

Catagni MA. *Simple and complex bone deformity correction by Ilizarov method.* Clin Orthop Ind 1991;6:109-20.

Catagni MA. *Current trends in the treatment of simples and complex bone deformities using the Ilizarov Method*. Instr Course Lect 1992;41:423-30.

Cattaneo R, Catagni MA. *Hip recostruction with the Ilizarov method*. Renato Bombelli Farewell Meeting, Busto Arsizio, Atti, CH-2544 Bettlach, Switzerland, 1, 43-45, Marzo 1994.

Cattaneo R, Catagni MA, Guerreschi F. *Il metodo di Ilizarov nel trattamento dei fallimenti delle protesi dell'anca*. GIOT 1996;22(Suppl. 1).

Catagni MA *Tecnica attuale della ricostruzione dell'anca con metodo di Ilizarov modificato*. Gaslini-Rivista di pediatria e di specialità pediatriche 1997;29.

Catagni MA, Guerreschi F, Cattaneo R. *Trattamento degli esiti dell'artrite settica dell'anca nel neonato e nel bambino con metodica di Ilizarov*. Atti del VIII Corso Nazionale di aggiornamento S.I.T.O.P., 2/3-10-98, pp. 181-191.

Manzotti A, Rovetta L, Pullen C, et al. *Treatment of the late sequelae of septic arthritis of the hip*. COOR 2003;410:202-2.

Maiocchi AB, Aronson J (eds.). *Operative principles of Ilizarov*. Milano: Ed. Medi Surgical Video 1991.

Catagni MA, Malzev V, Kirienko A. *Advances in Ilizarov apparatus assembly*. Milano: Medicalplastic 1994.

Diagnosi precoce della displasia congenita dell'anca. Implicazioni terapeutiche

Early diagnosis and treatment of congenital dysplasia of the hip

M. De Pellegrin, D. Moharamzadeh, D. Fracassetti

RIASSUNTO

Scopo di questo lavoro è stato quello di verificare, alla luce dell'esperienza personale, quali siano le possibilità odierne per attuare uno screening precoce della DCA, quale sia il ruolo del *labrum* acetabolare nella DCA e di verificare la possibilità di un trattamento incruento della lussazione congenita dell'anca. Vengono messi a confronto i dati relativi a 3 periodi in cui sono stati attuati 3 tipi diversi di screening: 1979 (screening clinico neonatale), 1989 (screening ecografico neonatale generale), 1990 (screening clinico ed ecografico mirato ai soggetti con fattori di rischio). Vengono inoltre riportati i dati relativi al periodo 1992-2002 (ambulatorio clinico-ecografico generale dedicato alla DCA). La diagnosi è stata posta entro l'ottava settimana di vita nel 29% dei casi nel 1979, nel 100% nel 1989, nel 72% nel 1990 e nel 74% nel periodo 1992-2002. Nelle anche decentrate e diagnosticate precocemente (età media: 42 ± 33 giorni) il *labrum* si trovava sempre al di sopra della testa femorale, mai introflesso e non ha rappresentato un ostacolo alla riduzione incruenta. Le anche decentrate instabili sono state trattate, dopo la verifica ecografica in sala operatoria della loro riducibilità e stabilità applicando un apparecchio gessato in sedazione.

Parole chiave: anca, displasia congenita, diagnosi precoce, trattamento precoce, riduzione incruenta

SUMMARY

This study reviews the data, collected during a twenty-year period, in a DDH dedicated out-patient clinic. The material was analysed in order to verify the best strategy for early DDH diagnosis, to identify the role of the *labrum* in DDH, and to analyse the non-surgical treatment strategy.

Data obtained from 3 different periods were compared; in these periods 3 different types of screening were performed: 1979 (clinical screening in all newborns), 1989 (ultrasound screening in all newborns), 1990 (clinical screening and ultrasound screening in newborns with risk factors). Data relative to the period 1992-2002 are also reported (clinical-ultrasound out-patient clinic dedicated to DDH). The diagnosis of DDH was made by the 8th week of age in 29% of the cases in 1979, in 100% in 1989, in 72% in 1990 and in 74% during the period 1992-2002. In early detected decentered hips (average age: 42 ± 32 days) the *labrum* was always positioned on top of the femoral head, never inverted, and it was not an obstacle to closed reduction. Unstable dislocated hips were treated, after reduction in narcosis, by applying a cast. The evidence of whether the hips were reducible and whether reduction was obtained, was in all cases achieved with an US-examination in the operating theatre.

Keywords: hip, developmental dysplasia, early diagnosis, early treatment, closed reduction

U.O. di Ortopedia e Traumatologia, Servizio di Ortopedia e Traumatologia infantile, Università Vita-Salute S. Raffaele, IRCCS Ospedale S. Raffaele, Milano

Indirizzo per la corrispondenza:
Dr. Maurizio De Pellegrin, Unità Operativa di Ortopedia e Traumatologia, Università Vita-Salute San Raffaele, IRCCS Ospedale San Raffaele, via Olgettina, 60, 20132 Milano. E-mail: depellegrin.maurizio@hsr.it

INTRODUZIONE

Fino a quando la radiografia era l'unico mezzo disponibile per riconoscere e documentare la morfologia dell'anca infantile e quindi della displasia congenita dell'anca (DCA), è stato naturale che, per anticipare il tempo della diagnosi, si siano cercati dei segni clinici indiretti, come il segno dello scatto di Ortolani e Barlow e la limitazione abduttoria. È stata tuttavia l'introduzione dell'indagine ecografica, come nuovo metodo strumentale di routine per la valutazione della morfologia dell'anca neonatale e della DCA, a modificare sostanzialmente negli ultimi anni l'approccio diagnostico e terapeutico a questa patologia; ciò soprattutto per la possibilità di anticipare la diagnosi in epoca neonatale [1-3].

Si riporta in questo lavoro l'esperienza personale, maturata negli ultimi venti anni, nella diagnosi precoce della DCA con le implicazioni terapeutiche che essa ha comportato. I dati riportati sono già stati pubblicati completamente o parzialmente in altri nostri precedenti lavori [4-8]. Ad essi si farà di volta in volta riferimento nell'approfondimento dei seguenti temi:

– strategie per una diagnosi precoce della DCA;
– ruolo attuale del *labrum* acetabolare nella DCA;
– trattamento incruento della lussazione congenita dell'anca.

STRATEGIE PER UNA DIAGNOSI PRECOCE DELLA DCA

In numerosi studi da noi condotti [4-8] sulla precocità nella diagnosi di DCA e sulle strategie più efficaci per poterla attuare, è emerso quanto qui di seguito riportato.

In epoca pre-ecografica, la percentuale dei pazienti che hanno usufruito di una diagnosi precoce, cioè entro il secondo mese di vita, era circa del 29%. Era l'epoca in cui la diagnosi veniva posta clinicamente o radiograficamente; i neonati inviati allo specialista ortopedico erano quelli con sospetto clinico o anamnestico di DCA.

In un anno campione, il 1985, a due anni dall'introduzione dell'indagine ecografia (Fig. 1), quale metodica di indagine che si affiancava alla radiografia, la percentuale saliva al 47%. Fondamentale in questi anni è stata la sensibilizzazione dei colleghi invianti i neonati con sospetto di DCA. Rimaneva alta, tuttavia, la percentuale delle diagnosi tardive. Nel 1989 [4] abbiamo eseguito uno screening alla nascita di tutti i neonati senza indicazione specifica alcuna, cioè senza considerare i fattori di rischio e segni clinici eventualmente presenti: la percentuale di diagnosi precoce è stata del 100%. Questo screening a tappeto è stato gravato tuttavia dalla necessità di controllare tutte quelle anche (il 20% circa) che presentavano alla nascita una copertura ossea inferiore al normale e cioè un angolo alfa secondo Graf tra i 50°e i 59°, senza per questo essere necessariamente espressione di patologia; come è noto i controlli successivi in questo tipo di anche evidenziano un'evoluzione spontanea verso una copertura ossea normale nel 98% dei casi [4 9]. Nel 1990 sono stati sottoposti ad indagine ecografica precoce solo i neonati che presentavano fattori di rischio o segni clinici certi o dubbi per DCA e veniva lasciata alla sensibilità del pediatra la decisione se e quando inviare gli altri neonati all'esame ecografico. Vi è stata, da una parte, una percentuale molto alta di diagnosi precoce (72%), ma è rimasta, d'altra parte, una percentuale del 27,7% di neonati in cui la diagnosi è stata tardiva; questi erano i neonati che non presentavano alcun segno clinico, né alcun fattore di rischio, pur essendo portatori di DCA. Sono stati poi esaminati i dati raccolti dal 1992 al 2002 [8], di tutti i neonati inviati al nostro servizio; si tratta di un contingente omnicomprensivo, non selezionato di neonati, che comprende quindi anche alcuni casi in cui la diagnosi era già stata posta in altra sede. La percentuale di diagnosi precoce è stata del 74% circa. Dei 21709 neonati (43418 anche) sottoposti ad esame ecografico in questo periodo, 431 (356 femmine e 75 maschi) presentavano 574 (1,32%) anche con un grado di displasia superiore al tipo IIc secondo la classificazione di Graf [1]. L'età media in cui è stata posta la diagnosi e contemporaneamente posto in atto il trattamento è stata di 42 giorni (*range*: 36-124 giorni) Questo dato è espressione dell'elevata sensibilità per questa patologia maturata dagli operatori del settore, soprattutto pediatri e neonatologi, che hanno inviato precocemente i neonati all'esame ecografico; la collaborazione tra quest'ultimi e il nostro servizio ha inoltre ridotto al minimo i tempi di attesa per una valutazione ortopedica e ecografica della DCA. La precocità della diagnosi ha consentito di ridurre sensibilmente l'utilizzo della radiografia convenzionale, ha modificato il tipo di trattamento, ora più diversificato, e la sua durata; sono molto diminuiti gli interventi chirurgici per diagnosi tardive della DCA e le necrosi cefaliche post-riduttive [2].

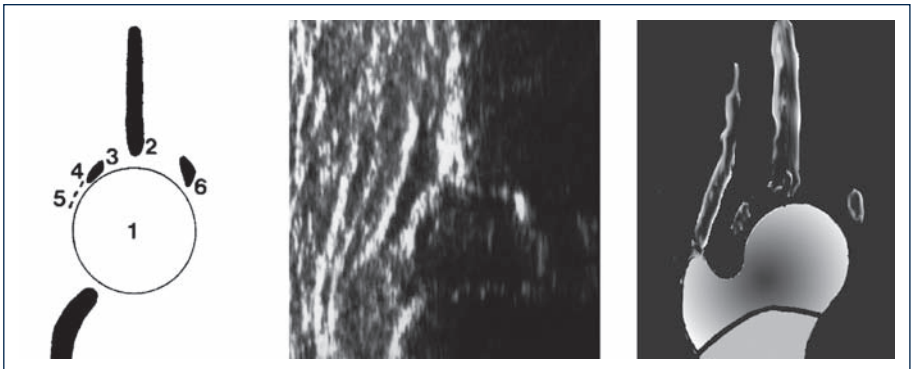


Fig. 1. Schema (a destra), immagine ecografica (in centro) e sua elaborazione computerizzata (a sinistra) di un'anca neonatale. 1. testa femorale; 2. ciglio osseo; 3. ciglio cartilagineo; 4. *labrum* acetabolare; 5. capsula articolare; 6. margine inferiore dell'ileo nel fondo dell'acetabolo. In grigio, nell'elaborazione computerizzata, la testa femorale e il grande trocantere.

Alla luce dei dati sopra riportati, per migliorare ulteriormente i risultati e ottenere una percentuale più alta di diagnosi precoce bisognerebbe quindi attuare uno screening a tappeto di tutti i neonati. Questa strategia non appare, tuttavia, ad oggi sempre e ovunque attuabile. Quali alternative abbiamo o a quali compromessi possiamo scendere per ottenere il miglior risultato con il minor dispendio di risorse umane ed economiche?

Per molti anni lo screening precoce per la DCA è stato condotto in tutto il mondo utilizzando le manovre di Ortolani e Barlow. Numerose sono tuttavia le pubblicazioni che negli ultimi anni riferiscono il fallimento di questo tipo di screening, basato sull'individuazione di un segno funzionale, indiretto, e non sulla reale valutazione morfologica del substrato anatomo-patologico che sta alla base della DCA [4 10 11]. Se infatti è vero che in presenza di un segno di Ortolani positivo (sono da escludere naturalmente altri rumori articolari, già descritti in letteratura, che nulla hanno a che fare con il segno dello scatto di Ortolani) l'ecografia ha sempre documentato la presenza di una DCA [12], è altrettanto vero che l'assenza del segno di Ortolani non rappresenta una garanzia assoluta di assenza di DCA. Nel nostro studio condotto su 431neonati (574 anche displasiche) la manovra di Ortolani è risultata positiva in 61 anche (10,63%), soprattutto in quelle più gravi (tipo III e IV secondo Graf) mentre nelle restanti (89,37%), essa è risultata negativa. Va tenuto conto che in questa casistica l'età media dei pazienti era di 42 giorni; è quindi possibile che in molti neonati esso non fosse positivo al momento dell'esame ecografico e che lo fosse stato in epoca più precoce. La negativizzazione del segno non rappresenta tuttavia, come riportato anche da Lotito et al. [12] la normalizzazione di un'anca instabile, ma, semmai, il peggioramento della sua morfologia, fino all'irriducibilità.

Per quanto riguarda i fattori di rischio, dai nostri risultati [4 8] si evince che il 73,09% dei pazienti affetti da DCA non presentavano alcuni fattori di rischio, il 18,56% presentavano familiarità per DCA, il 5,57% erano podalici al momento del parto, o lo erano stati per la maggior parte del tempo in gravidanza e il 2,78% presentava entrambi i fattori di rischio.

L'età media della diagnosi nei pazienti senza fattori di rischio è stata di 45,4 giorni. Quando erano presenti fattori di rischio, la diagnosi è stata anticipata a 32-34 giorni, grazie alla sensibilità degli operatori invianti.

Non è possibile quindi affermare, oggi, che la displasia dell'anca è sempre associata a dei segni clinici [12 13]; un esame clinico e anamnestico negativo non escludono a priori la presenza di una displasia. Sono a questo proposito allarmanti le linee guida proposte dall'*American Academy of Pediatrics* (AAP) [14 15] e verso le quali

abbiamo già più volte esposto le nostre perplessità [16 17], peraltro coadiuvati in questa critica da diversi autori [18-20]. Se si seguissero le linee guida indicate dalla AAP [1] nel caso di un neonato affetto da displasia, ma negativo all'esame clinico e senza fattori di rischio, accadrebbe quanto segue: continueremo a esaminarlo clinicamente, come proposto, fino a quando apparirà un qualche segno clinico positivo. A questo punto, però, la diagnosi sarà sicuramente tardiva, mentre l'obiettivo è quello di ottenere una diagnosi quanto più precoce possibile. Sono d'altra parte convinti molti autori che uno screening ecografico sia più efficace di uno screening clinico [21-23] e che esso porti ad anticipare la diagnosi di DCA [21 22 24].

Alla luce di quanto sopra riportato, riteniamo che non vi siano alternative alle strategie da seguire qui sotto riportate per una diagnosi e un trattamento precoce della DCA e cioè:

– screening clinico a tutti i neonati (per verificare la presenza di segni di instabilità dell'anca);
– esame ecografico alla nascita: in presenza di segni clinici positivi (Ortolani, Barlow) o dubbi, in presenza dei fattori di rischio universalmente riconosciuti (familiarità e presentazione podalica senza distinzione di sesso);
– screening ecografico a tutti i neonati tra la quarta e la sesta settimana di vita (perché in assenza di segni clinici e di fattori di rischio può esserci displasia, perché si riducono, a questa età, i controlli ecografici e i trattamenti superflui, perché in caso di displasia grave si può comunque ancora attuare un trattamento precoce, in una fascia di età in cui il potenziale di guarigione dell'anca è ancora molto elevato).

IL *LABRUM* ACETABOLARE

Per le implicazioni terapeutiche che una diagnosi precoce ha portato con se è stato importante analizzare oggi nuovamente il ruolo del *labrum* acetabolare nella DCA. Va detto innanzitutto che terminologicamente è solo negli ultimi anni che si è delineato distintamente il *labrum*. In passato esso è stato spesso indistintamente chiamato *limbus* o *labrum*.

Diversi autori hanno esaminato il ruolo del *limbus* nella DCA, sottolineandone soprattutto l'importanza quale ostacolo alla riduzione della DCA. Severin [25], nel 1950, riferiva che non era necessario eseguire l'escissione chirurgica del *limbus* qualora un follow-up artrografico avesse dimostrato che vi era stato un rimodellamento del *limbus* introflesso e che l'acetabolo evidenziasse uno sviluppo favorevole. Staheli [26], nel 1978, riferiva che il numero di interventi chirurgici in un anca displasica era maggiore se fosse presente un *limbus* introflesso. Ponseti [27], sempre nel 1978, riferiva che il *limbus*, espressione di un *labrum* ipertrofico, è visibile soprattutto nell'angolo supero-laterale dell'acetabolo e rappresenta un ostacolo importante alla riduzione dell'anca in molti casi di DCA. Fleissner [28], nel 1994, in un articolo sulla riduzione incruenta dell'anca pone l'attenzione sul *limbus* e propone una classificazione artrografica del *limbus* al fine di prognosticare il successo o meno della riduzione incruenta. Vengono descritti tre tipi di *limbus*: il tipo I è normale, il tipo II è arrotondato e piegato ma non impedisce la riduzione, il tipo III è interposto tra testa e acetabolo e impedisce la riduzione della testa. Carlioz e Felipe [29] in un articolo sul ruolo del *limbus* nella DCA usano *limbus* e *labrum* come sinonimi e parlano indistintamente di "interposizione del *limbus*" e di "*labrum* fibrocartilagineo introflesso".

All'epoca degli autori sopracitati lo screening per la DCA veniva effettuato clinicamente con le manovre di Ortolani e Barlow o con la valutazione della limitazione dell'abduzione I neonati giungevano alla loro osservazione non in epoca neonatale e l'esame di routine era l'artrografia

Va ricordato a tale proposito che contrariamente a quanto riportato in passato in letteratura, raramente, solo nelle anche di tipo IV secondo Graf, parliamo oggi di introflessione delle strutture cartilaginee (componente cartilaginea del tetto acetabolare e *labrum*) in corso di displasia [30]. È noto inoltre che raramente troviamo alla nascita anche di tipo IV [4 11]. Questo a significare che un'anca di tipo IV è più spesso il risultato finale di un processo displasico e non una situazione già presente alla nascita. Una diagnosi precoce evita l'evoluzione in tal senso della displasia. In uno studio da noi condotto su 574 anche instabili affette da DCA (298 tipo D, 256 tipo III e 20 tipo IV), in cui è stata valutata ecograficamente la posizione del *labrum* al momento della diagnosi e cioè se fosse al di sopra della testa femorale o introflesso, schiacciato tra testa e acetabolo, è risultato che esso non era mai introflesso (Fig. 2). L'implicazione terapeutica immediata è stata che tutte le anche sono state trattate incruentamente e mai è stata necessaria una riduzione cruenta. L'età media al momento della diagnosi è stata di 42 ± 33 giorni. Ancora una volta la precocità della diagnosi è stata di fondamentale importanza per il successo del trattamento; trattamento reso inoltre più semplice e meno rischioso in quanto nessuna delle anche trattate ha avuto la necessità di un intervento chirurgico. Il *labrum* acetabolare non rappresenta più, ad oggi, un ostacolo alla riduzione della lussazione dell'anca, purché la diagnosi venga posta nei primi 2 mesi di vita.

TRATTAMENTO INCRUENTO DELLA LUSSAZIONE CONGENITA DELL'ANCA

Il trattamento della DCA può essere oggi eco-guidato [6]. Attraverso l'ecografia è possibile eseguire un'analisi morfologica dettagliata, distinguere vari gradi di displasia e attuare di conseguenza vari tipi di trattamento; il trattamento terrà conto anche della stabilità

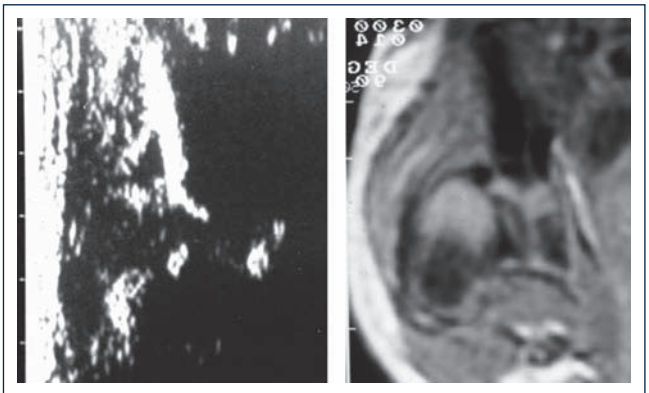


Fig. 2. Immagine ecografica e corrispondente immagine RM di un'anca lussata in un neonato. Si noti il *labrum* acetabolare, non introflesso, al di sopra della testa femorale cartilaginea.

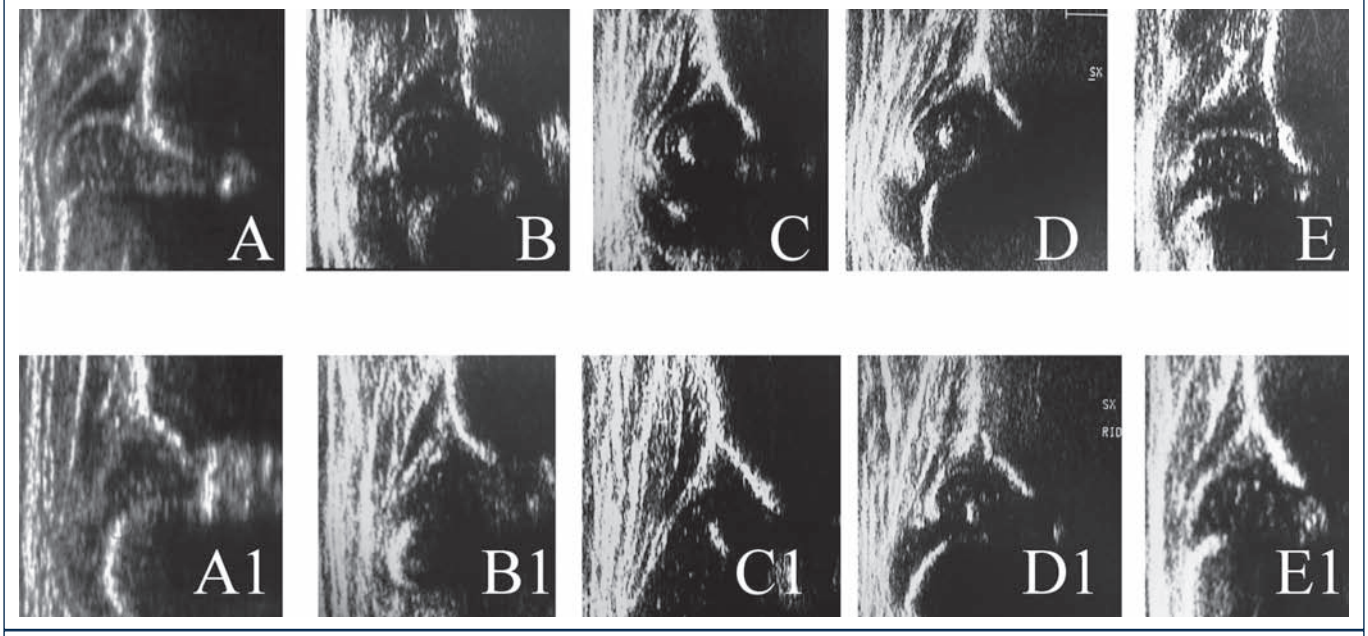


Fig. 3. Immagini ecografiche di cinque anche lussate (A, B, C, D, E) e immagini corrispondenti dopo riduzione incruenta immediata della lussazione in sedazione (A1, B1, C1, D1, E1).

o instabilità dell'anca in oggetto. È proprio grazie all'ecografia che possiamo valutare e obiettivare oggi l'instabilità dell'anca displasica. Se clinicamente non è sempre possibile obiettivare la stabilità dell'anca e, in presenza di un'anca decentrata, la sua riducibilità, questo lo è, invece, ecograficamente. Nell'anca instabile la testa femorale esercita una pressione sul tetto cartilagineo; esso si deforma superiormente fino ad evidenziare alterazioni strutturali della cartilagine ialina. In altri casi esso viene progressivamente spinto verso il fondo dell'acetabolo primario, interponendosi infine tra quest'ultimo e la testa femorale. Un buon affondamento e una posizione centrata della testa femorale nell'acetabolo sono le condizioni necessarie per uno sviluppo normale dell'anca. Da ciò ne consegue che quanto prima viene riconosciuta un'instabilità, tanto prima verranno create, attraverso un trattamento adeguato, le condizioni sopraindicate. Grazie all'esame ecografico possiamo oggi valutare quando sia necessaria e possibile una riduzione incruenta dell'anca e nello stesso modo quando è indispensabile una stabilizzazione (apparecchio gessato, divaricatore rigido), una maturazione del ciglio osseo (divaricatore morbido) e per quanto tempo questi presidi siano necessari.

Nel periodo 1995-2005, 31 neonati (26 femmine 5 maschi) affetti da lussazione congenita dell'anca sono stati sottoposti a riduzione incruenta in sedazione. Sono state escluse da questo studio le lussazioni teratologiche. L'età al momento della riduzione incruenta variava da 15 giorni a 6 mesi con una media di 3 mesi. In tutti i casi è stata eseguito l'esame ecografico dinamico secondo la metodica di Graf con la valutazione della posizione del *labrum* acetabolare che è risultato sempre in posizione craniale sulla circonferenza della testa femorale. Nessun caso era stato precedentemente trattato. La verifica della riducibilità e della stabilità dell'anca è stata in tutti i casi ecografica, in sala operatoria (Figura 3). Tutti i neonati sono stati sottoposti a riduzione incruenta in narcosi e ad applicazione di apparecchio gessato in "human position". Tutti i casi sono stati seguiti ecograficamente e hanno portato l'apparecchio gessato per 6 settimane in media (con cambio gesso dopo 5-6 settimane e prosecuzione per ulteriori 4-5 settimane in 15 casi). A questo è seguito trattamento con divaricatore secondo Gekeler [31] fino a guarigione, ottenuta in media dopo 5 mesi dall'inizio del trattamento. Tutte le anche sono state sottoposte ad una radiografia del bacino a conclusione del trattamento. In nessun caso si è verificata una rilussazione in gesso, in nessun caso è stato necessario ricorrere a riduzione cruenta, in nessun caso il *labrum* acetabolare era introflesso e rappresentava un ostacolo alla riduzione. Le necrosi cefaliche sono state 3, di cui 2 parziali, su 35 anche trattate.

L'esperienza fin qui maturata ci consente di affermare che, in presenza di instabilità dell'anca, il comportamento terapeutico più idoneo è quello di creare condizioni di stabilità [6 8]. Dare stabilità ad un'anca gravemente instabile in un neonato di poche settimane di vita è compito relativamente semplice e di breve durata. La precocità della diagnosi gioca, anche in questo contesto, un ruolo fondamentale.

BIBLIOGRAFIA

1. Graf R, De Pellegrin M. *Manuale di ecografia dell'anca infantile. Immagine ecografica-Diagnosi-Terapia.* Bologna: Editrice C.S.H. 2001.
2. Tessari L, De Pellegrin M. *Implicazioni terapeutiche della diagnosi ecografica di displasia congenita dell'anca.* GIOT 1995;XXI(Suppl.1):19-27.
3. Altissimi M, De Pellegrin M, Di Cosmo F, et al. *Lo screening e monitoraggio della Displasia Congenita dell'anca con l'esame ecografico secondo Graf: l'esperienza multicentrica del Gruppo di Studio SITOP.* Rivista Italiana di Ortopedia e Traumatologia Pediatrica Vol. XV 1999; 11-26.
4. De Pellegrin M. *Screening ecografico della displasia congenita dell'anca. Risultati e correlazioni clinico ecografiche.* GIOT 1991;XVII:561-7.
5. De Pellegrin M, Tessari L. *Early ultrasound diagnosis of developmental dysplasia of the hip*. Bull Hosp Jt Dis 1996;54:222-5.
6. De Pellegrin M, Moharamzadeh D, Fraschini G. *Early diagnosis and treatment of DDH: a sonographic approach*. Hip International 2007;17:S15-21.

[7] De Pellegrin M, Moharamzadeh D. *Is still the labrum an obstacle to reduction of congenital dislocation of the hip?* J Child Orthop 2007;1:S18.

[8] De Pellegrin M, Fracassetti D, Fraschini G. *Ruolo della diagnosi precoce nella displasia congenita dell'anca.* GIOT 2003;29 (Suppl.2):S492-S498.

[9] Tschauner C, Klapsch W, Baumgartner A, et al. *"Reifungskurve" des sonographyschen Alpha-Winkels nach Graf unbehandelter Huftgelenke im ersten Lebensjahr*. Z Orthop 1994;132:502-4.

[10] Katthagen B D, Mittelmeier H, Becker D. *Häufigkeit und stationärer Behandlungsbeginn kindlicher Hüftgelenksluxationen in der Bundesrepublik Deutschland.* Z Orthop 1988;126:475-83.

[11] Tönnis D, Storch K, Ulbrich H. *Results of newborn screening for CDH with an without sonography and correlation of risk factors.* J Pediatr Orthop 1990;10:145-52.

[12] Lotito FM, Rabbaglietti G, Notarantonio M. *The ultrasonographic image of the infant hip affected by developmental dysplasia with a positive Ortolani's sign*. Pediatr Radiol 2002;32:418-22.

[13] Castelein RM, Korte J. *Limited hip abduction in the infant*. J Pediatr Orthop 2001;21:668-70.

[14] American Accademy of Pediatrics Committee on quality improvement, subcommittee on Developmental Dysplasia of the Hip. *La displasia evolutiva dell'anca: linee guida per la diagnosi precoce.* Pediatrics (Ed. Italiana) 2000;12:351-61.

[15] American Accademy of Pediatrics. *La displasia evolutiva dell'anca: linee guida per la diagnosi precoce*. Pediatrics (Ed. italiana) 2006;18:42-7-

[16] De Pellegrin M. *Commento all'articolo: La displasia evolutiva dell'anca: linee guida per la diagnosi precoce, American Accademy of Pediatrics, Commitee on Quality Improvement, Subcommittee on Developmental Dysplasia of the Hip*. Pediatrics (Ed. Italiana) 2000;12:363-6.

[17] De Pellegrin M. *Commento all'articolo: Screening della displasia evolutiva dell'anca: linee guida*. US Preventive Task Force, Pediatrics Ed. Italiana 2006; 18: 52-55.

[18] Graf R, Tschauner C, Klapsch. *Progress in prevention of late developmental dislocation of the hip by sonographic newborn hip „screening": results of a comparative follow-up study*. J Pediatr Orthop (Part B) 1993; 2: 115-121.

[19] Grill F, Muller D. *Results of hip ultrasonographic screening in Austria*. Orthopäde 1997; 26: 25-32.

[20] Atti G, De Sanctis V, Vigi V. *Screening della displasia evolutiva dell'anca a Ferrara*. Rivista Italiana Pediatria 1998; 24: 568-573.

[21] Roovers EA, Boere-Boonekamp MM, Castelein RM, Zielhuis GA, Kerkhoff TH. *Effectiveness of ultrasound screening for developmental dysplasia of the hip*. Arch Dis Child Fetal Neonatal 2005; 90: F25-30.

[22] Wirth T, Stratmann L, Hinrichs F. *Evolution of late presenting developmental dysplasia of the hip and associated surgical procedures after 14 years of neonatal ultrasound screening*. J Bone Joint Surg Br 2004;86-B4:585-9.

[23] Von Kries R, Ihme N, Oberle D, et al. *Effect of ultrasound screening on the rate of first operative procedures for developmental hip dysplasia in Germany*. Lancet 2003;362:1883-7.

[24] Woolacott NF, Puhan MA, Steurer J, et al. *Ultrasonography in screening for developmental dysplasia of the hip in newborns: systematic review*. BMJ 2005;330:1413-5.

[25] Severin E. *Congenital dislocation of the hip: development of the hip joint after closed reduction.* JBJS [Am] 1950;32-A:507-18.

[26] Staheli LT, Dion M, Tuell JI. *The effect of the inverted limbus on closed management of congenital hip dislocation.* Clin Orthop 1978;137:163-6.

[27] Ponseti IV. *Morphology of the acetabulum in congenital dislocation of the hip*. J Bone Joint Surg Am 1978;60:586-99.

[28] Fleissner PR Jr, Ciccarelli CJ, Eilert RE, et al. *The success of closed reduction in the treatment of complex developmental dislocation of the hip.* J Pediatr Orthop 1994;14:631-5.

[29] Carlioz H, Felipe G. *The natural history of the limbus in congenital dislocation of the hip: an arthrographic study.* In: Tachdjian MO (ed.). *Congenital dislocation of the hip*. New York: Churchill Livingstone 1982, pp. 247-262.

[30] Graf R. *The acetabular labrum in infants*. Orthopäde 1998;27:670-4.

[31] De Pellegrin M, Ciampi P, Fracassetti D. *Il divaricatore di Gekeler. Un nuovo sistema per il trattamento molto precoce della displasia congenita dell'anca*. Torino: Minerva Ortopedica e Traumatologica 1996;47:187-92.

Overview

C. Bufalini, D. Perugia*

INTRODUZIONE

La chirurgia della mano, come specialità, è nata negli USA nel primo dopoguerra (anni 1940-1950) per merito di un uomo: Sterling Bunnell (1882-1957). Egli, durante la sua esperienza nel trattamento dei feriti di guerra, aveva notato quanto fossero più gravi i postumi permanenti di ferite dell'arto superiore e della mano rispetto a quelli relativi all'arto inferiore. Da questa constatazione statistica e medico-legale, egli trasse la forza e la decisione di studiare i processi riparativi delle lesioni della mano, ne individuò le leggi basilari e mise a punto la tecniche chirurgiche. A lui si deve la definizione di "tecnica atraumatica".

Bunnell ebbe numerosi allievi, sia negli USA che in Europa, e da essi, che possiamo definire la prima generazione di chirurghi della mano, la specialità si è consolidata e affermata nei maggiori Centri Ospedalieri e Universitari. Negli USA ricordiamo Littler a New York, Boyes, autore del primo trattato organico della nuova specialità "Bunnell's surgery of the hand", a Los Angeles, Wilson a S.Diego, Swanson a Grand Rapids in Michigan. In Europa allievi di Bunnell sono stati Verdan a Losanna, Tubiana a Parigi, Pulvertaft a Londra, Jorg Boeler in Austria. Essi sono la cosiddetta "seconda generazione" di chirurghi della mano, tra i quali rientrano anche i fondatori dei centri di chirurgia della mano in Italia.

In Italia, negli anni '60, nascono e si consolidano in Ospedali e Università di diverse città reparti dedicati esclusivamente alla chirurgia della mano. Sono prevalentemente di derivazione ortopedica, ma anche plastica e di chirurgia generale, esattamente come era accaduto negli USA. Sul piano scientifico, viene fondata nel 1964 a Firenze la Società Italiana di Chirurgia della Mano, sponsorizzata da Maestri della Ortopedia: Scaglietti, Bonola, Mancini. Ma l'affermarsi anche in Italia della chirurgia della mano come superspecialità autonoma è dovuta soprattutto all'impegno e alla costanza di quei chirurghi di "2° generazione", che recandosi all'estero dagli allievi di Bunnell apprendono da loro le basi teoriche e le tecniche specifiche, le importano in Patria e iniziano ad applicarle nei loro Ospedali-Università, ottenendo prima un riconoscimento dai malati poi, faticosamente, dalle Amministrazioni. Vengono così fondate sezioni aggregate, poi autonome, e infine primariati e cattedre. Nel corso di 30 anni si copre tutto il territorio nazionale italiano, a partire dai Centri più importanti, elencando dal Nord al Sud: Torino, Milano, Brescia, Legnano, Padova, Pordenone, Modena, Firenze, Savona, Roma, Napoli, Palermo. Oggi i "chirurghi della mano di 2° generazione" sono stati tutti, o quasi, sostituiti dai loro allievi o collaboratori più giovani (la 3° generazione!) che si sono ulteriormente moltiplicati, garantendo la presenza del chirurgo della mano anche in molte città e ospedali di media grandezza. Oggigiorno, le tecniche specifiche della Chirurgia della Mano sono patrimonio consolidato non solo dei cultori esclusivi della specialità ma, attraverso le Riviste, i Congressi ed i numerosi Corsi di aggiornamento, anche di molti ortopedici e chirurghi plastici non totalmente dediti a questo tipo di chirurgia. È in questo contesto culturale che maturano e si affermano i contributi originali italiani alle ricerche e alle tecniche della Chirurgia della Mano.

Descriveremo brevemente questi contributi, ricordandoli sulla base della memoria e del vissuto personale, con l'intento di tracciare un quadro generale, senza voler attribuire priorità di tempo né di valore scientifico, e con la consapevolezza di trascurarne molti altri altrettanto validi per voler rimanere nei tempi e nello spirito dell'incarico avuto.

Una ulteriore indicazione limitativa impostaci dagli Organizzatori del Congresso, è quella di citare solo i contributi italiani consolidati dalla diffusa accettazione da parte della comunità scientifica internazionale.

PERDITE CUTANEE

Un contributo importante e ormai storico è quello di Tranquilli Leali (1935) per la ricostruzione delle perdite cutanee apicali del polpastrello: si tratta di un lembo locale V-Y molto pratico ed efficace. È diffusamente applicato in Italia ed anche all'estero grazie ad una pubblicazione in America di Kleinet. Altri chirurghi che lo avevano "scoperto" negli anni '70, molto correttamente riconobbero la priorità della scoperta appena gli fu inviata la pubblicazione originale di Tranquilli Leali.

De Negri, in ordine di tempo il primo primario di Chirurgia della Mano in Italia, a Milano accumulò una enorme esperienza nell'uso dei lembi piani bipeduncolati per le ricostruzioni delle gravi ed estese perdite cutanee del dorso o del palmo della mano o degli sguantamenti secondo una tecnica conosciuta come "intascamento". Esperienza che fu oggetto di numerose pubblicazioni scientifiche e relazioni a Congressi. De Negri, al di là della scelta del tipo di lembo, sottolineò la grande importanza della immediata copertura cutanea delle perdite di sostanze, allo scopo di salvare le importanti strutture sottostanti, tendini, ossa, articolazioni, ricostituendo con il lembo l'ambiente umorale e biologico adatto.

Un lembo originale per la ricostruzione del polpastrello è stato ideato e descritto da Francesco Brunelli: si tratta di un lembo omodigitale vascolarizzato dall'asse digitale a flusso invertito ideale per la ricostruzione di perdite estese del polpastrello.

PLESSO BRACHIALE

Morelli e la sua scuola hanno il merito di avere sistematizzato il trattamento delle lesioni di plesso brachiale, anche quelle oste-

Centro di Day Surgery "Maurizio Bufalini", Firenze; *Clinica Ortopedica e Traumatologica, II Facoltà di Medicina e Chirurgia, Università di Roma "La Sapienza"

triche, e di avere operato un grande numero di casi. Non sono stati pubblicati particolari di tecnica originale ma certamente sono state applicate le tecniche più moderne, anche di neurotizzazione con nervi cranici. La casistica di centinaia di casi è una delle più importati del mondo.
Brunelli si è molto interessato del plesso brachiale, anche delle lesioni attiniche per le quali ha messo a punto il trapianto libero di omento vascolarizzato.

NERVI PERIFERICI

Brunelli ha portato contributi originali tecnici e clinici sulla neurotizzazione diretta dei muscoli paralizzati: il moncone nervoso viene scisso nei suoi componenti fascicolari e ogni fascicolo, eventualmente prolungato con innesto nervoso, viene inserito in zone diverse del muscolo da reinnervare. Importanti anche gli studi sulla rigenerazione neuronale all'interno di un innesto di vena riempita di tessuto muscolare. Certamente molto originale la reinnervazione parziale degli arti inferiori paraplegici da lesione midollare, mediante trapianto del nervo ulnare.
Catalano ha fatto importati ricerche di microchirurgia nervosa sperimentale e ipotizza l'uso clinico di camere artificiali dove la rigenerazione assonale è guidata da microincisioni sulla parete della camera fatte con un raggio laser.
Messina ha descritto una tecnica di neurorrafia nella quale l'epinervio è scollato e retratto e poi come un prepuzio viene ribaltato sulla sede della sutura fascicolare perineurale: si eviterebbe così lo *spronting* degli assoni.

TENDINI FLESSORI ED ESTENSORI

Mantero ha descritto un metodo originale di tenorrafia dei flessori e degli estensori con pull-out distale e mobilizzazione precoce. È stato quindi un precursore, prima di Kleinert, della mobilizzazione accelerata, controllata, delle tenorrafie grazie a un filo di sutura longitudinale all'interno del tendine ed ancorato all'apice del dito.
Anche Brunelli ha realizzato un sistema di sutura simile, presente in commercio.
Messina ha presentato una tecnica personale di tenorrafia dei tendini flessori, basata sul principio di una sutura molto robusta, doppia, che consente una mobilizzazione immediata.

MORBO DI DUPUYTREN

Messina ha realizzato e fatto introdurre in commercio uno splint particolare per il recupero dei casi di grave contrattura digitale nel morbo di Dupuytren.
Bedeschi ha ideato una incisione cutanea nel palmo per il Dupuytren, efficacemente denominata "a nido d'ape", *honeycomb technique.*

RIZOARTROSI

Brunelli ha adottato i principi della artroplastica biologica (trapeziectomia-ricostruzione legamentosa-interposizione) ma utilizzando un tendine differente che viene poi avvolto con metodica diversa. Ceruso avvolge il tendine non attorno ma bensì all'interno del flessore radiale del carpo. Bedeschi ha inventato una protesi di trapezio in titanio non cementata nota come "tripode", nonché una artroplastica con emitrapeziectomia con interposizione stipata e senza ricostruzione legamentosa. Altissimi semplifica la sospensione legamentosa dopo trapeziectomia e minimizza l'interposizione.
Recentemente Bufalini e Perugia hanno pubblicato una tecnica originale che conserva il trapezio e riduce e distrae la trapeziometacarpale appendendo il I al II metacarpo

INSTABILITÀ E FRATTURE DEL CARPO

Sicuramente originale e innovativa è la tecnica proposta da Brunelli per la instabilità scafo-lunato: ricorre al tendine FCR per stabilizzare il polo distale dello scafoide.
Per la frattura e pseudoartrosi dello scafoide, Vespasiani ha proposto una placca vite che si è dimostrata molto efficace, anche se le sue dimensioni e ingombro riducono la mobilità del polso.

FRATTURE DEL RADIO DISTALE

Un metodo originale e del tutto italiano per il trattamento delle fratture di Colles, estensibile anche ad altre fratture ed ad altri segmenti ossei, è quello denominato "Epibloc" ideato da Poggi. Consiste nel ridurre incruentamente la frattura e stabilizzarla con due grossi fili di K divaricati da un sistema trasversale esterno. La divaricazione dei fili produce un impattamento del frammento distale sul prossimale e consente una mobilizzazione precoce del polso e della mano.

MALFORMAZIONI CONGENITE

Bedeschi ha descritto una tecnica originale ed efficace per la correzione della mano torta radiale. In primo luogo sottolinea l'importanza di intervenire precocemente; poi divide l'intervento in tre tempi: il primo di plastica cutanea in allungamento del lato radiale del polso; poi l'applicazione di una trazione transcheletrica con fissatore esterno di sua ideazione; e infine, la centralizzazione cubito-carpale con stabilizzazione temporanea con filo di K e trasferimento tendineo sul lato ulnare della mano.

PARALISI SPASTICA

Landi ha studiato in modo molto approfondito la paralisi spastica e i trasferimenti tendinei più indicati; egli ha dimostrato per primo che i trapianti muscolo-tendinei devono essere effettuati scegliendo nel quadro paralitico quelli meno o non spastici.
Per il contributo scientifico e di diffusione culturale della specialità è necessario ricordare la importanza della rivista della Società Italiana di Chirurgia della Mano, dei corsi annuali organizzati dalle Scuole di Modena, Brescia e Savona, dei trattati e delle monografie.

CONCLUSIONI

La chirurgia della mano è, per merito dei caposcuola come De Negri, Morelli, Brunelli, Tedeschi, Mantero, Cingola, Cherubino,

Bufalini, Messina, Vespasiani, Landi, Corrado, Fonzone Caccese, oramai diffusa e radicata anche in Italia, ove è presente in quasi tutti i grandi presidi ortopedici, spesso affiancata alla microchirurgia ricostruttiva. Spetta alla III, ed ormai anche alla IV generazione di chirurghi, proseguire la strada indicata, richiedendo in tutti gli Ospedali ed Università dei letti e, soprattutto, delle sale operatorie dedicate, aggiornando continuamente diagnosi e tecniche ed allargando l'interesse e le competenze alla microchirurgia ricostruttiva.

I chirurghi della mano devono rimanere nell'ambito della grande specialità madre, l'Ortopedia e Traumatologia, ove dovranno estendere, quando possibile, la manualità atraumatica ad altre regioni dell'arto superiore, nell'interesse dei malati e per la crescita dell'Ortopedia italiana.

Lembi ad isola per le ricostruzioni digitali

Island flaps for digital reconstruction

R. Adani, A. Salento, L. Tarallo, A. Atzei*

RIASSUNTO

Le perdite di sostanza cutanea dei polpastrelli delle dita sono un frequente problema in chirurgia della mano. Spesso possono essere trattate con semplici lembi d'avanzamento; quando la perdita di sostanza cutanea interessa la maggior parte del polpastrello, il ricorso ai lembi ad isola neurovascolari risulta pressoché obbligatorio. Il lembo ad isola omodigitale neurovascolare può coprire limitate lesioni e quello a flusso invertito richiede l'integrità dell'arco digito-palmare intermedio che risulta spesso danneggiato nelle estese lesioni pulpari.
Gli Autori descrivono un lembo eterodigitale che può essere considerato a flusso invertito. La tecnica prevede l'allestimento di un lembo a livello della regione dorso-laterale della falange intermedia del dito adiacente a quello leso, basato sull'arteria collaterale dello stesso. L'arteria digitale comune tra il dito leso e il dito donatore viene legata e sezionata appena prossimalmente alla sua biforcazione. Le due branche convergenti dell'arteria, opportunamente isolate, vengono utilizzate come un unico peduncolo vascolare. La vascolarizzazione del lembo è garantita da un flusso invertito attraverso l'arco digito-palmare trasverso prossimale del dito leso. La branca dorsale del nervo collaterale sensitivo volare viene inclusa nel prelievo del lembo al fine di ottenere un recupero sensitivo. Il lembo è indicato per estese lesioni del polpastrello con esposizione ossea, in zone importanti dal punto di vista sensitivo come possono essere il secondo e il terzo dito.

Parole chiave: ricostruzione del polpastrello, lembo ad isola neurovascolare, lembo ad isola eterodigitale, flusso invertito, microchirurgia

SUMMARY

Loss of digital pulp is a common problem in hand surgery. Most often these lesions can be repaired using simple advancement flaps. However, when a greater part of the pulp is involved with bone exposure, it is necessary to resort to neurovascular flaps. Direct homodigital neurovascular island faps can cover limited defects and the reverse homodigital island flaps require the integrity of the middle transverse digital palmar arch which may be damaged in extensive pulp injuries.
The Authors describe a heterodigital neurovascular island flap, which may be considered as a reverse flow flap. A dorsolateral flap from the middle phalanx, based on the digital artery, is harvested from the adjacent uninjured finger. The common digital artery between the injured finger and the donor finger is ligated and transected just before its bifurcation. At this point the two converging branches of the digital arteries can be entirely mobilized as a continuous vascular pedicle for the flap. The vascularization is now supplied by reverse flow through the proximal transverse digital palmar arch of the injured finger. To provide sensation, the dorsal branch of the digital nerve from the donor finger must be included in the flap.
The flap is indicated for large pulp defects with bone exposure of index and middle finger pulps, which are important for sensation.

Keywords: pulp reconstruction, neurovascular island flap, heterodigital island flap, reverse flow, microsurgery

Dipartimento Emergenza-Urgenza, Sezione di Ortopedia e Traumatologia, Università di Modena e Reggio-Emilia, Policlinico di Modena, Modena; * U.O. Chirurgia Mano, Policlinico G.B. Rossi, Azienda Ospedaliera Verona, Verona

Indirizzo per corrispondenza:
Roberto Adani, Clinica Ortopedica e Traumatologica Policlinico, largo del Pozzo 71 41100 Modena. Tel.: 059 4222549. Fax. 059 4224313. E-mail: adani.roberto@unimo.it

INTRODUZIONE

Le perdite di sostanza cutanea dei polpastrelli delle dita lunghe, hanno da sempre rappresentato un difficile problema di chirurgia ricostruttiva sia dal punto di vista estetico che funzionale. Molteplici tecniche sono state descritte ed utilizzate in questi anni, anche in rapporto all'estensione del difetto cutaneo.
Precursore dei lembi ad isola è il lembo palmare d'avanzamento V-Y riportato nella letteratura inglese da Atasoy nel 1970 [1], ma la cui descrizione originale risale a parecchi anni prima ad opera del dott. Ettore Tranquilli-Leali [2].
I lembi locali d'avanzamento [3 4] possono però coprire solo difetti di piccole dimensioni; quando la perdita di sostanza cutanea interessa la maggior parte del polpastrello il ricorso ai lembi ad isola neurovascolari risulta pressoché obbligatorio.
L'impiego di un'isola di cute sensibile basata su un peduncolo neuro-vascolare è stato introdotto da Littler [5] e utilizzato soprattutto per le ricostruzioni pulpari del pollice [6 7].
I lembi ad isola omodigitali monopeduncolati a flusso diretto, vengono introdotti da Joshi [8] che impiega la cute dorso-laterale del dito, vascolarizzata dalle branche dorsali delle arterie collaterali digitali.
Nel 1980 Venkataswami [9] descrive, per le perdite di sostanza digitali, un lembo ad isola omodigitale neurovascolare monopeduncolato; si tratta di un lembo di forma triangolare che viene sollevato eseguendo solo un parziale isolamento del peduncolo vascolare.

Questo lembo è stato in seguito modificato allestendo un'isola di cute volare prossimalmente al difetto cutaneo e liberando completamente il peduncolo vascolare, esposto mediante un'incisione laterale tipo emi-Bruner o Bruner per aumentare la possibilità d'avanzamento del lembo [10-12]. I lembi ad isola omodigitali neurovascolari non consentono però una completa ricostruzione del polpastrello, possono infatti coprire limitate lesioni, non superiori a difetti cutanei di 2 x 2,5 cm.

La diffusione, a partire dalla metà degli anni ottanta, dei lembi a flusso invertito, ha indirizzato alla applicazione di questa metodica per il trattamento delle perdite di sostanza cutanea delle dita, soprattutto per la ricostruzione dei polpastrelli delle dita lunghe [13].

Il lembo ad isola omodigitale a flusso invertito è basato sulle anastomosi tra le arterie collaterali digitali radiale e ulnare. Tali rami anastomotici sono posti tra la parete posteriore delle guaine tendinee e il periostio, e vengono a formare delle arcate, da cui il nome di archi digito palmari [14]. Questi archi sono tre, localizzati vicino alle articolazioni IF (Fig. 1). La vascolarizzazione del lembo ad isola omodigitale a flusso invertito si basa sulla presenza dell'arco digito-palmare intermedio [15].

Questo lembo può essere reso maggiormente sensibile includendo nel peduncolo il nervo collaterale digitale [16 17]. Condizione indispensabile all'utilizzo del lembo omodigitale a flusso invertito è l'integrità dell'arco digito-palmare intermedio che risulta spesso danneggiato nelle estese perdite di sostanza pulpare.

I lembi eterodigitali diretti non sono utilizzabili per estese perdite di sostanza a livello del terzo dito a causa della insufficiente lunghezza del peduncolo vascolare. I soli lembi liberi sembrerebbero garantire un soddisfacente risultato funzionale ed estetico [18 19].

Nel 1998 abbiamo descritto un nuovo lembo ad isola eterodigitale a flusso invertito per la ricostruzione delle ampie perdite di sostanza cutanea dei polpastrelli delle dita localizzate soprattutto all'indice e al medio [20 21].

TECNICA CHIRURGICA

La tecnica prevede un'accurata valutazione, mediante il test di Allen e con ausilio dell'esame Doppler, della pervietà delle arterie digitali del dito leso e del dito donatore.

L'intervento chirurgico è eseguito in anestesia plessuale e mediante ausilio di mezzi ottici d'ingrandimento.

Il lembo viene disegnato sul lato dorso laterale della falange intermedia del dito adiacente al dito leso con forma e dimensioni proporzionali alla lesione stessa [22].

Si preferisce disegnarlo lievemente più grande rispetto alle dimensioni richieste in modo da non essere sottoposto ad eccessive tensioni al momento della sua sutura. L'utilizzo della cute dorso laterale della falange intermedia consente di lasciare il peduncolo vascolare in posizione volare, al limite del lembo stesso [21] riducendo il difetto al sito di prelievo, e soprattutto evitando di porre l'innesto dermo-epidermico sulla faccia volare del dito con il rischio di possibili cicatrici retraenti e antiestetiche. Nello stesso tempo consente di prelevare un'area cutanea dorsale sensibile, costantemente innervata dalla branca dorsale del nervo collaterale digitale [23].

L'incisione cutanea viene effettuata al bordo prossimale del lembo e prolungata verso il palmo secondo Bruner; una volta identificata l'arteria digitale, la si separa accuratamente dal nervo collaterale sensitivo che viene lasciato in situ. È importante, durante questa fase preservare un abbondante tessuto sottocutaneo attorno al peduncolo vascolare per assicurarsi la presenza delle vene comitanti. Al fine di ottenere un lembo neurovascolare è necessario includere nella dissezione la branca dorsale del nervo collaterale digitale volare, sezionandola prossimalmente a circa 1.5-2 cm dal lembo e lasciandola inserita nel lembo stesso distalmente [22 24].

Il lembo viene infine sollevato in senso disto-prossimale e il peduncolo isolato fino alla sua biforcazione al palmo (Fig. 1a).

Si procede quindi all'isolamento dell'arteria digitale comune e alla

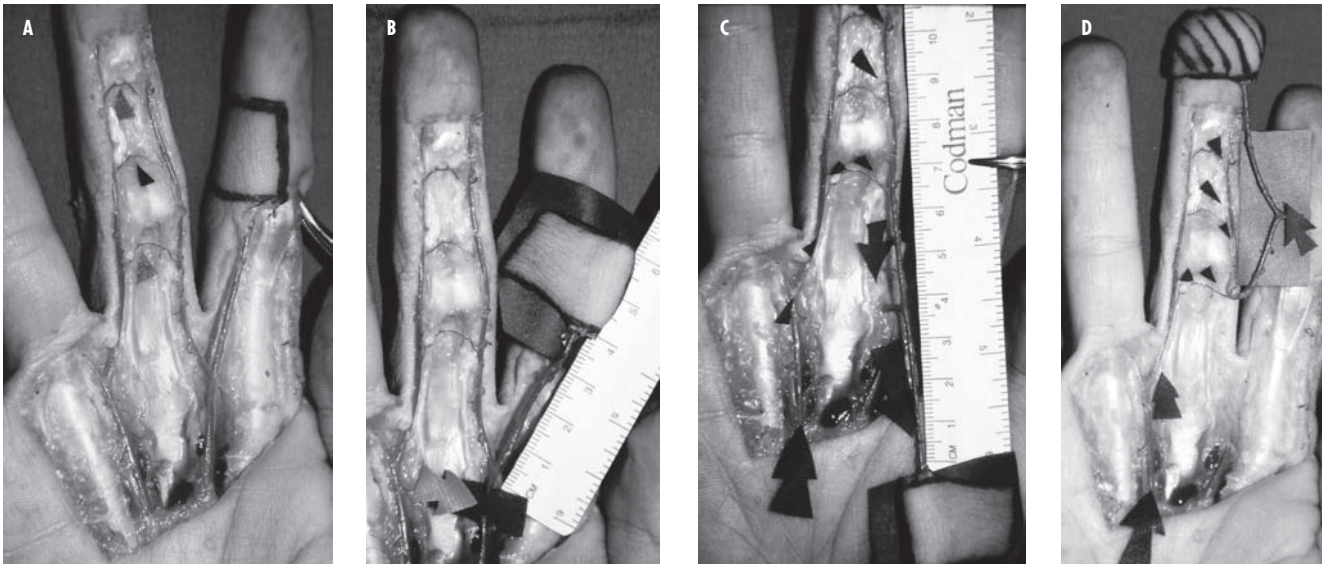


Fig. 1. A) Preparato anatomico dopo iniezione con Latex: si evidenzia l'arteria digitale comune del 2° interspazio con i suoi rami collaterali e le arcate digito palmari del terzo dito. B) Sezione dell'arteria digitale comune prossimalmente alla sua biforcazione. C) Il peduncolo del lembo è così formato dalle due branche divergenti dell'arteria digitale comune. D) Il flusso del lembo si basa sulle arcate digito palmari (frecce piccole) e il lembo può in tal modo, anche se prelevato dalla seconda falange del 2° dito, raggiungere il polpastrello del terzo dito.

legatura della stessa appena prossimalmente alla biforcazione; si esegue infine la resezione dell'arteria digitale comune (Fig. 1b). Questo consente, una volta isolate le due branche digitali convergenti, di ottenere un peduncolo vascolare di dimensioni notevolmente aumentate (Fig. 1c).
L'idea di allestire un lembo basato su una branca arteriosa di una biforcazione ad "Y" trasformandola in una "V" non è nuova. Questo concetto è stato introdotto da Martin [25] e in seguito utilizzato in chirurgia della mano per la ricostruzione del dorso delle dita sfruttando la rete arteriosa digitale dorsale [26-28].
La vascolarizzazione sarà garantita da un flusso invertito unicamente attraverso l'arco digito palmare prossimale nel caso in cui quella intermedio dovesse essere danneggiato. Il lembo potrà quindi raggiungere il difetto cutaneo (Fig. 1d). Il lembo è infine reso sensibile mediante la neuroraffia tra la branca dorsale (inserita nel lembo) e un nervo digitale del dito leso (solitamente, per il secondo e terzo dito, il nervo digitale collaterale radiale).
La zona di prelievo al dito donatore è coperta con un innesto dermo-epidermico prelevato dalla faccia volare del braccio.

CASISTICA

Tra Giugno 1995 - Giugno 2007 sono stati effettuati 26 lembi eterodigitali a flusso invertito in altrettanti pazienti: 18 uomini

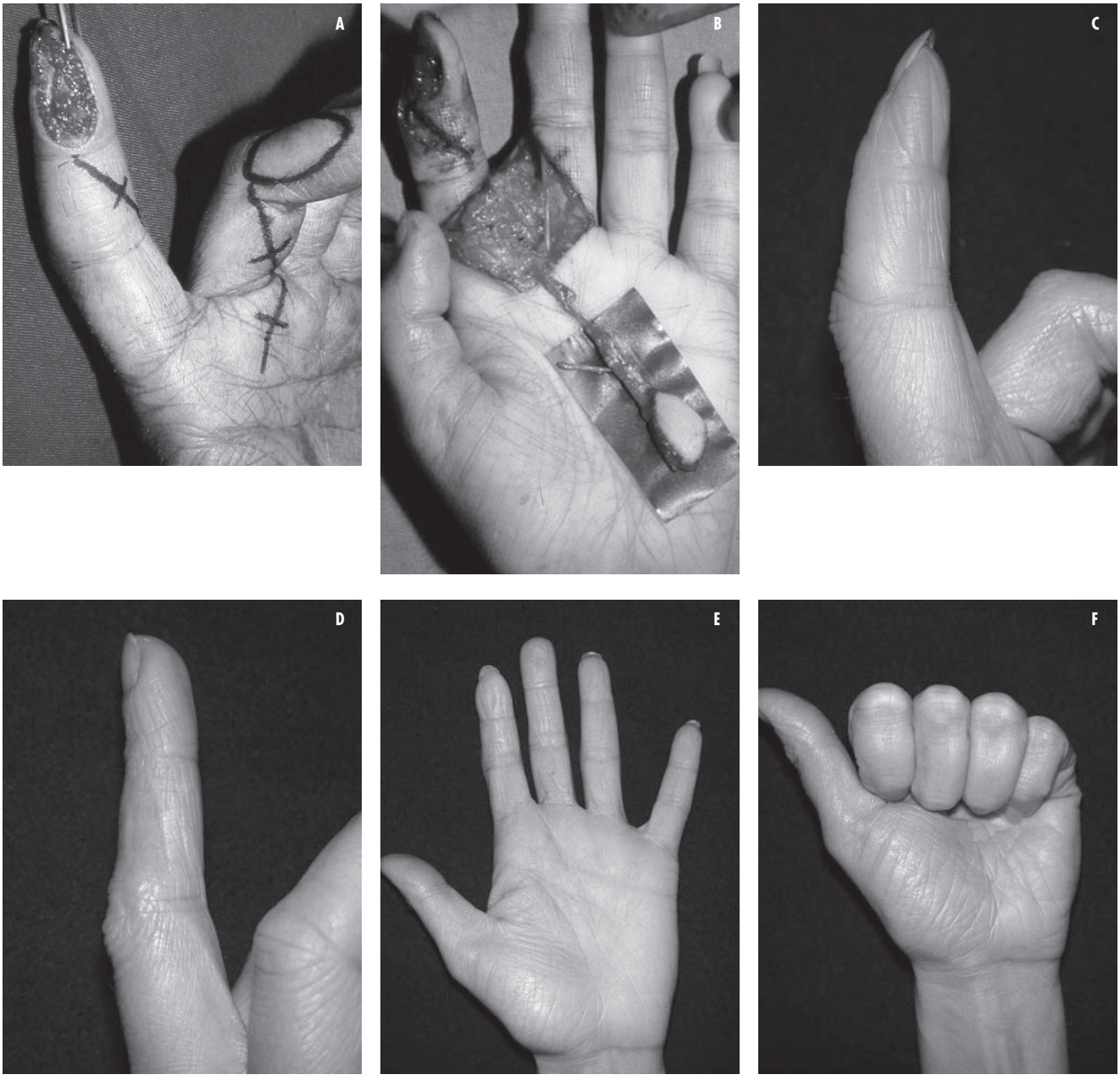


Fig. 2. A) Perdita del polpastrello del 2° dito; disegno del lembo sul lato dorso radiale di F2 del 3° dito. B) Isolamento del lembo dopo sezione dell'arteria digitale comune, il nervo collaterale radiale del terzo dito viene lasciato in "situ" e inserita la sua branca dorsale. C) Risultato a distanza del polpastrello ricostruito. D) Risultato della zona di prelievo. E, F) Risultato funzionale.

e 8 donne con un'età media di 34 anni (range 16-51 anni). Eccetto in due pazienti, la tecnica è sempre stata impiegata per la ricostruzione di perdite di sostanza al polpastrello del dito indice e medio, in situazioni in cui l'impiego di un lembo ad isola omodigitale (a flusso diretto o invertito) sarebbe risultato a rischio. Le dimensioni del lembo sono variate da un minimo di 2 x 2,5 cm ad un massimo di 3 x 3,5 cm. Si è costantemente utilizzata come sede di prelievo la cute laterale della falange intermedia con il peduncolo vascolare localizzato sul lato ventrale del lembo (Fig. 2).
Il lembo, nei 24 casi in cui è stato impiegato in forma "neurovascolare" è sempre stato allestito inserendo la branca sensitiva dorsale, rispettando pertanto il nervo collaterale digitale volare al fine di preservare la sensibilità del dito donatore (Fig. 3).

In soli tre casi, è stata rilevata una precoce stasi venosa nel postoperatorio, prontamente risoltasi mediante la rimozione di alcuni punti di sutura intorno al lembo.
Tutti i lembi sono perfettamente sopravissuti e non sono mai stati riportati casi di necrosi, neppure parziali.
La sensibilità ottenuta è stata in media di 9 mm (s2PD) e di 7 mm (m2PD); questo significa che la sensibilità non raggiunge mai la qualità di un normale dorso digitale [29], ma i risultati appaiono più che soddisfacenti [20 21 24]. Le marginali ipoestesie a livello del dito donatore sono generalmente transitorie e non si è mai rilevata la presenza di neuromi dolorosi.
Riteniamo estremamente importante evitare tensioni nel posizionamento del lembo, non solo per garantirne la sopravvivenza ma

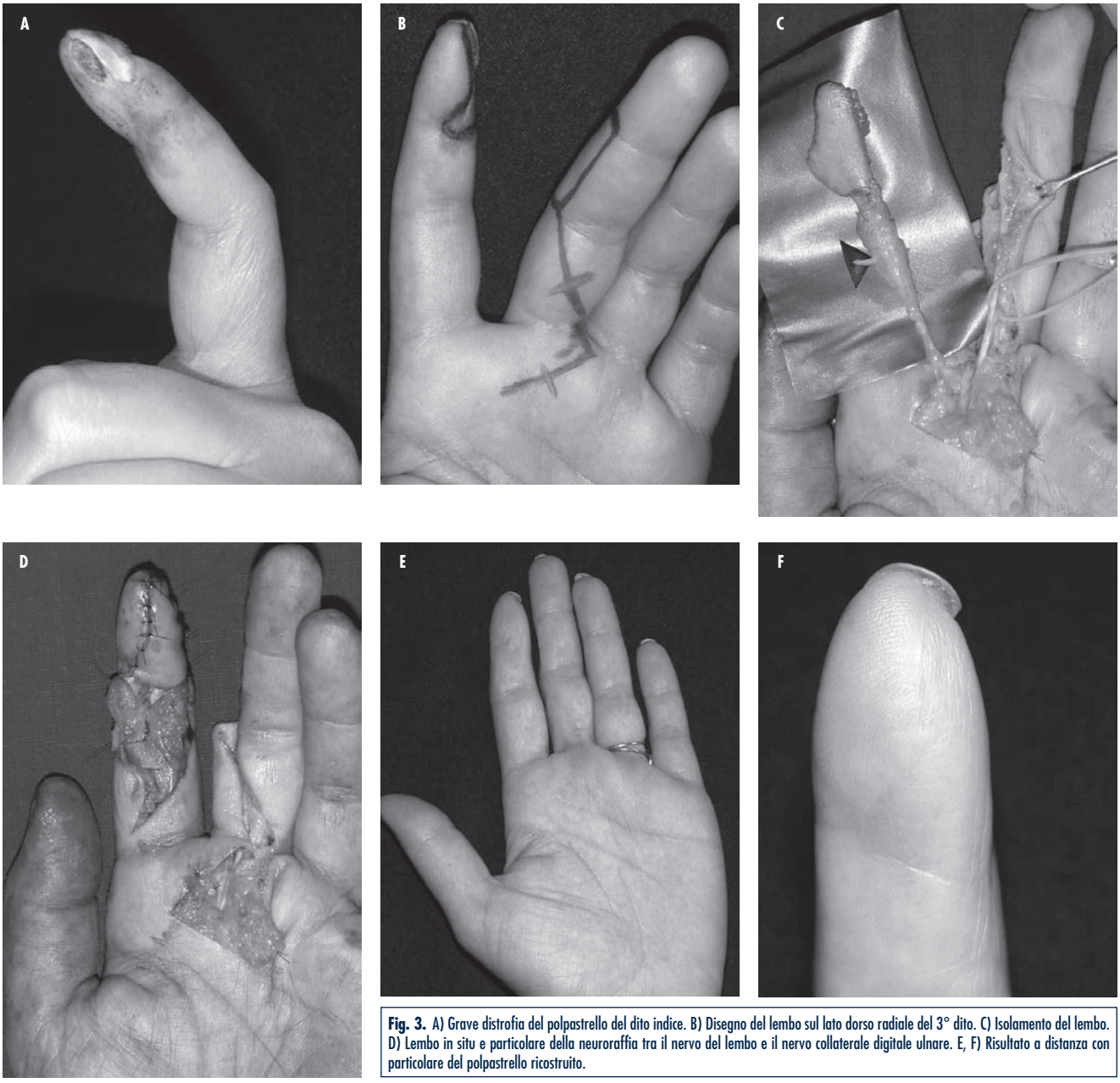


Fig. 3. A) Grave distrofia del polpastrello del dito indice. B) Disegno del lembo sul lato dorso radiale del 3° dito. C) Isolamento del lembo. D) Lembo in situ e particolare della neuroraffia tra il nervo del lembo e il nervo collaterale digitale ulnare. E, F) Risultato a distanza con particolare del polpastrello ricostruito.

particolarmente per favorirne il risultato estetico e funzionale. La lunghezza dell'asse vascolare consente un ampio arco di movimento del lembo evitando inutili flessioni delle IFP come talvolta avviene con i lembi omodigitali [10].

CONCLUSIONI

Vi sono due principali svantaggi nell'utilizzo di questa metodica: il lembo viene prelevato da un dito sano ed è necessario il sacrificio dell'arteria digitale comune per il secondo spazio.
In un precedente lavoro [21], alcuni pazienti furono esaminati con laser flussometria doppler per valutare il circolo arterioso pulpare del dito donatore e del dito leso in rapporto ai controlaterali.
I risultati ottenuti evidenziarono una significativa riduzione del flusso ematico sia a livello del dito donatore che in quello ricostruito, in particolare nei primi mesi dopo l'intervento chirurgico. Con il passare del tempo si instaurerebbero delle situazioni di compenso vascolari in grado di riportare il flusso ematico verso una quasi normalità.
Vi sono, d'altra parte, numerosi vantaggi:

- possibilità di un solo tempo chirurgico per la ricostruzione di estese lesioni del polpastrello con cute soffice e ben vascolarizzata;
- la lunghezza del peduncolo vascolare garantisce un ampio arco di rotazione del lembo consentendo di ricostruire il polpastrello dell'indice e del medio senza la necessità di flettere l'IF;
- la tecnica consente una mobilizzazione precoce;
- la ripresa della sensibilità è soddisfacente;
- il lembo viene prelevato a livello dorso-laterale della falange intermedia riducendo notevolmente il danno estetico e funzionale al dito donatore.

In conclusione, il lembo ad isola eterodigitale neurovascolare a flusso "reverse" può essere utilizzato in caso di estese perdite di sostanza cutanea dei polpastrelli con evidente esposizione ossea.
Riteniamo che il suo impiego vada riservato a quelle situazioni in cui un altro lembo ad isola neurovascolare (omodigitale diretto o reverse) non potrebbe essere utilizzato con sufficienti garanzie di successo e infine per perdite di sostanza localizzate in zone importanti [30] dal punto di vista sensitivo come possono essere il lato radiale del polpastrello del secondo e terzo dito.

BIBLIOGRAFIA

1. Atasoy E, Ioakimidis E, Kasdan ML, et al. *Reconstruction of the amputated fingertip with a triangular volar flap.* J Bone Joint Surg 1970;52A:921-6.
2. Tranquilli-Leali E. *Ricostruzione dell'apice delle falangi ungueali mediante autoplastica volare peduncolata per scorrimento.* Infort Traum Lavoro 1935;1:186-93.
3. Kutler WA. *A new method of fingertip amputation.* JAMA 1947;133:29-30.
4. Iselin F. *The flag flap.* Plast Reconstr Surg 1973;52:374-7.
5. Littler JW. *Neurovascular pedicle transfer of tissue in reconstructive surgey of the hand.* J Bone Joint Surg 1956; 38A:917.
6. Adani R, Pancaldi G, Castagnetti C, et al. *Neurovascular island flap by disconnecting-reconnecting technique.* J Hand Surg 1990;15B:62-5.
7. Adani R, Squarzina PB, Castagnetti C, et al. *A comparative study of the heterodigital neurovascular island flap in thumb reconstruction with and without nerve reconnection.* J Hand Surg 1994;19B:552-9.
8. Joshi BB. *A local dorsolateral island flap for restoration of sensation after avulsion injury of fingertip pulp.* Plast Reconstr Surg 1974;54:175-82.
9. Venkataswami R, Subramanian N. *Oblique triangular flap: a new method of repair for oblique amputations of the fingertip and thumb.* Plast Reconstr Surg 1980;66:296-300.
10. Foucher G, Smith D, Pempinello C, et al. *Homodigital neurovascular island flaps for digital pulp loss.* J Hand Surg 1989;14B:204-8.
11. Adani R, Castagnetti C, Busa R, et al. *Lembi ad isola omodogitali neurovascolari monopeduncolati a flusso diretto.* Riv Chir Riab Mano Arto Sup 1995;32:101-8.
12. Adani R, Busa R, Castagnetti C, et al. *Homodigital neurovascular island flaps with "direct flow" vascularization.* Ann Plast Surg 1997;38:36-40.
13. Kojima T, Tsuchida Y, Hirase Y, et al. *Reverse vascular pedicle digital island flap.* Br J Plast Surg 1990;43:290-5.
14. Zbrdowski A, Gajisin S, Grodecki J. *The anatomy of the digito-palmar arches.* J Bone Joint Surg 1981;63B:108-13.
15. Adani R, Pancaldi G, Busa R, et al. *Il lembo ad isola omodigitale a flusso invertito.* Riv Chir Riab Mano Arto Sup 1993;30:37-48.
16. Adani R, Marcuzzi A, Busa R, et al. *A propos du lambeau en ilot homodigital a contre-courant. Revision de 15 cas et de la litterature.* Ann Chir Main 1995;14:169-81.
17. Adani R, Busa R, Pancaldi G, et al. *Reverse neurovascular homodigital island flap.* Ann Plast Surg 1995;35:77-82.
18. Koshima I, Urushibara K, Inagawa K, et al. *Free medial plantar perforator flaps for the resurfacing of finger and foot defects.* Plast Reconstr Surg 2001;107:1753-8.
19. Lee DC, kim JS, Kish, et al. *Partial second toe pulp free flap for fingertip reconstruction.* Plast Reconstr Surg 2008;121:899-907.
20. Adani R, Scagni R, Tarallo L, et al. *Il lembo eterodigitale a flusso invertito.* Riv Chir Riab Mano Arto Sup 1998;35:111-26.
21. Adani R, Busa R, Scagni R, et al. *The heterodigital reversed flow neurovascular island flop for fingertip injuries.* J Hand Surg 1999;24B:431-6.
22. Dubert T, Valenti P, Le Viet D. *Distal finger mutilation.* In: Tubiana R, Gilbert G (eds.) *Bone and skin disorders*. London: Martin Dunitz LTD 2002 p.517-40
23. Tellioglu AT, Sensoz O. *The dorsal branch of the digital nerve: an anatomic study and clinical applications.* Ann Plast Surg 1998;40:145-8.
24. Adani R, Marcoccio I, Tarallo L, et al. *The reverse heterodigital neurovascular island flap for digital pulp reconstruction.* Tech Hand Up Extrem Surg 2005;9:91-5.
25. Martin D, Legaillard P, Bakhach J, et al. *L'allongement pediculaire en Y-V a flux retrograde: un moyen pour doubler l'arc de rotation d'un lambeau sous certaines conditions.* Ann Chir Plast Est 1994;39:403-14.
26. Karakalar A, Ozcan M. *U-I flap.* Plast Reconstr Surg 1998;102:741-7.
27. Pelissier P, Casoli V, Bakhach J, et al. *Reverse dorsal digital and metacarpal flaps: a review of 27 cases.* Plast Reconstr Surg 1999;103:159-65.
28. Chen S-L, Chou T-D, Chen S-G, et al. *The boomerang flap in managing injuries of the dorsum of the distal phalanx.* Plast Reconstr Surg 2000;106:834-9.
29. Gellis M, Pool R. *Two point discrimination distances in the normal hand and forearm. Application to various methods for fingertip reconstruction.* Plast Reconstr Surg 1977;59:57-63.
30. Leclerq C. *Management of fingertip injuries.* J Hand Surg 1993;18B:415.

Correzione della instabilità scafolunare

Treatment of scapholunate disassociation

G. Brunelli

RIASSUNTO

La instabilità del polso da *disassociazione* tra scafoide e semilunare dipende dalla sublussazione rotatoria dello scafoide il cui polo prossimale si lussa dorsalmente. Numerose tecniche hanno cercato di ricostruire il cosiddetto legamento scafolunare che è invece una *capsula lassa* che deve consentire *flessioni diverse* dello scafoide e del semilunare. La vera causa della instabilità è la rottura del legamento scafotrapezoide.
La sua ricostruzione con una bandeletta del flessore radiale del carpo passata da volare a dorsale ed ancorata al bordo dorsoulnare del radio riduce la lussazione. Lo scafoide tornando entro la sua faccetta articolare del radio ritorna a contatto col semilunare, ripristina l'altezza del carpo, restituisce la stabilità al polso e previene la S.L.A.C.

Parole chiave: instabilità del carpo, instabilità scafolunare, sublussazione rotatoria dello scafoide, legamento scafotrapezoideo

SUMMARY

The scapholunate disassociation is due to rupture of the scaphotrapezoid ligament. Its reconstruction by means of a strip of Flexor Carpi Radialis tendon, passed from volar to dorsal corrects the disassociation and the rotary subluxation of the scaphoid, restores the stability of the wrist and prevents the SLAC.

Key words: SL disassociation, scaphoid rotare subluxatione, SL ligament

La instabilità scafolunare (ISL) del carpo è la forma di instabilità del polso più frequente ed invalidante ed è spesso misconosciuta.
Dipende dalla rottura traumatica del legamento scafo-trapezoideo volare (LSTV) che spezza il *pilastro scafotrapezoidale* il quale normalmente mantiene l'"altezza del carpo" (la distanza fra radio e metacarpo) e le relazioni normali tra le ossa del carpo.
La rottura di questo pilastro rende instabile il carpo con alterazione dei rapporti reciproci delle sue ossa e con il loro scompaginamento progressivo.
Il legamento scafo-trapezoideo volare è poco conosciuto e raramente descritto anche nei testi di anatomia perché è mascherato dalla guaina del tendine del flessore radiale del carpo colla quale è fuso (Figg. 1, 2A).
La ISL è una lesione invalidante che, se non corretta in tempo, consente la rotazione in estensione del semilunare (DISI – *dorsal intercalated segmental instability*) (Fig. 3), sotto la spinta del capitato (tirato in direzione disto-prossimale dalle forze muscolari perchè non più tenuto distalmente dal pilastro scafotrapezoideo) con sconvolgimento dell'architettura del carpo ed esito finale in artrosi e S.L.A.C. (*scapho-lunate advanced collapse)*.
Per molto tempo si è pensato che l'ISL dipendesse dalla rottura del legamento scafolunare (LSL). Invece questo legamento non ha nessuna importanza nella instabilità del carpo *perché non è un vero legamento* ma una capsula lassa la cui lassità è fisiologica perché deve consentire gradi diversi di flessione allo scafoide ed al semilunare.

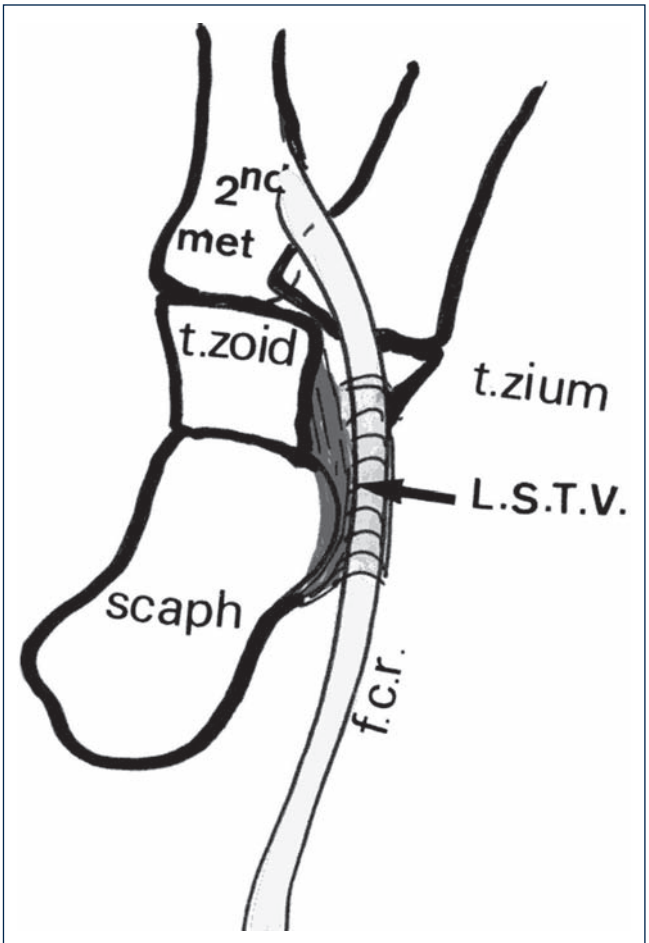


Fig. 1. Il legamento scafo-trapezoideo volare.

Università di Brescia

Indirizzo per la corrispondenza:
G. Brunelli, Via Galvani 26, 25123 Brescia.
E-mail: giorgio.brunelli@midollospinale.com

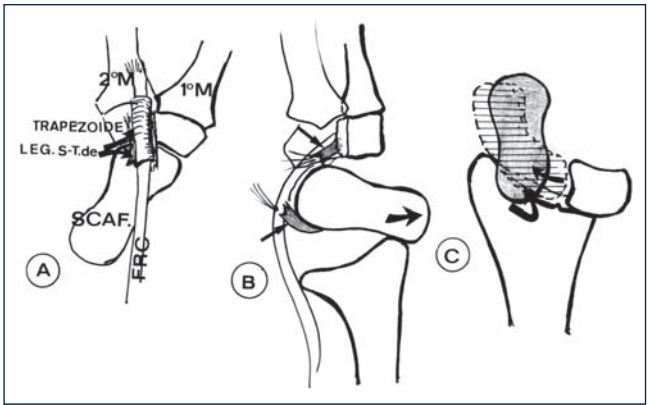


Fig 2. A. Il legamento scafotrapezoideo (che mantiene la solidità del pilastro scafotrapezoideo e la normale distanza tra radio e metacarpali) è nascosto dalla guaina-puleggia del tendine del flessore radiale del carpo con la quale è fuso. B. La rottura di questo legamento interrompe il pilastro e consente allo scafoide di piegarsi (Rotary subluxation) e di lussare il suo polo prossimale fuori dalla sua faccetta articolare del radio. C. in proiezione radiografica anteroposteriore il polo prossimale dello scafoide si sovrappone al bordo dorsale dell'epifisi radiale e, non essendo più contenuto dalla sua fossetta articolare, può allontanarsi dal semilunare (dissociazione).

Nel cadavere è stato dimostrato che la sezione del LSL non provoca instabilità né dissociazione SL né sublussazione dorsale del polo prossimale dello scafoide.
Solo la sezione del legamento scafotrapezoideo volare porta alla ISL.
Infatti lo scafoide può flettersi ed allontanarsi dal semilunare solo se il suo polo prossimale esce dalla sua fossetta dell'epifisi distale del radio (Fig. 2C) e questo è possibile solo se il LSTV è rotto (Fig. 2B).
Finché lo scafoide resta dentro la sua faccetta articolare questa non gli permette di allontanarsi dal semilunare.
In passato erano state ideate numerose tecniche per ricostruire il LSL Erano in genere tecniche indaginose, con passaggi complicati di tendini in varie ossa del carpo, con risultati molto spesso insoddisfacenti perché non ricostruivano il legamento chiave della lesione [1-4].
Per ottenere un raddrizzamento dello scafoide e restituire l'altezza del carpo, in mancanza di un efficace ricostruzione del legamento scafo-lunare, Watson aveva proposto l'artrodesi scafo-trapezio-trapezoidea che all'inizio era stata accettata entusiasticamente dai chirurghi del polso. Tuttavia, a distanza di tempo, questa artrodesi si è dimostrata dannosa per la comparsa di dolorosi fatti artrosici tra radio e scafoide dovuti alla fissità della posizione dello scafoide con frizione dannosa sulla faccetta articolare del radio [5].
Ancora recentemente sono state proposte nuove tecniche di ricostruzione del legamento scafolunato ma queste tecniche *non ricostruiscono il legamento chiave* della lesione (il LSTV) e perciò non riducono la flessione dello scafoide oppure, se riescono ad appaiare scafoide e semilunare fissandoli l'uno all'altro (come con la tecnica dell'innesto di un legamento con due frammenti ossei infissi uno nello scafoide ed uno nel semilunare), eliminando il movimento *fisiologicamente* dissociato delle due ossa, provocano una limitazione invalidante della funzione del polso.
Infatti, normalmente, nella flessione del polso lo scafoide si flette di 92° mentre il semilunare si flette solo di 20°.
Inoltre lo scafoide deve flettersi completamente nella deviazione radiale del polso ed estendersi completamente nella deviazione ulnare.
La inderogabilità di questi movimenti di flessio-estensione, estremamente diversi per le due ossa, spiega anche il fallimento costante delle artrodesi scafo-lunari tentate in passato.
Deluso dalla difficoltà di queste tecniche e dalla loro inaffidabilità, alla fine degli anni '70 cominciai ad interessarmi alla instabilità del polso il che mi portò a tenere una relazione al congresso della Società Italiana di Chirurgia della Mano [6] e poi a sistematiche dissezioni cadaveriche ed alla adozione di un protocollo chirurgico che fu poi standardizzato, dopo miglioramenti progressivi della tecnica [7].
La presentazione in congressi internazionali di questa tecnica portò alla sua adozione da parte di numerosissimi chirurghi della mano di vari paesi del mondo.
La tecnica richiede un duplice approccio: volare e dorsale:
L'incisione volare è fatta sopra il tendine del flessore radiale del carpo (FRC) per 5-6 cm prossimamente alla plica di flessione del polso e viene poi continuata distalmente con una incisione curvilinea che segue dal lato ulnare l'eminenza tenare per altri 3 cm.
Si evidenzia il tendine del FRC, (che si inserisce sulla metaepifisi prossimale del 2° metacarpo), e lo si segue fino alla articolazione scafo-trapezoidale.
Poi si fissura longitudinalmente il tendine e se ne ricava una bandeletta lunga circa 7 cm. che viene lasciata attaccata distalmente (Fig. 4a).

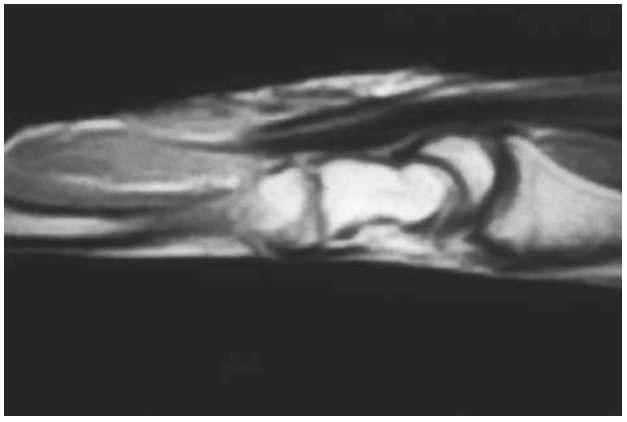


Fig 3. Posizione in DISI del semilunare (MRI).

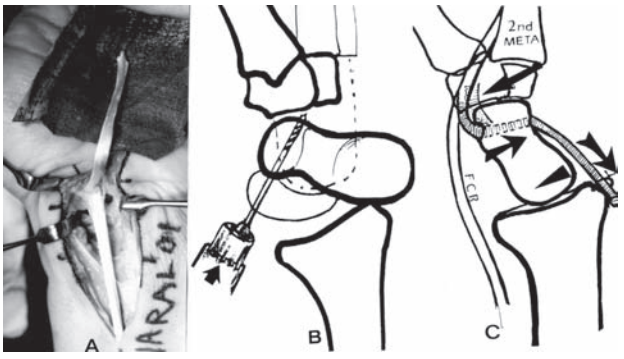


Fig 4. A. fotografia della bandeletta di FRC preparata per la trasposizione. B. perforazione del polo distale dello scafoide. C passaggio della bandeletta tendinea nel tunnel e suo ancoraggio al radio con riduzione della rotazione della sublussazione del polo prossimale.

Poi con un bisturi n° 11 si penetra nello spazio tra scafoide e semilunare, che solitamente è riempito di tessuto fibroso più o meno sclerotico a seconda dell'anzianità delle lesione, e si rimuove questa cicatrice.
Si penetra poi nell'articolazione scafo-trapezoidea dal lato volare cruentando parzialmente la sede della guaina del tendine di modo che, dopo che il tendine sarà stato trasferito dorsalmente, la sua parte a contatto con il trapezoide e con il polo distale dello scafoide vi si fissi con una forte cicatrice fibrosa.
A questo punto si volta la mano e si incide la cute dal lato dorsale, obliquamente, per circa 5 cm, parallelamente al tendine dell'estensore lungo del pollice a circa 1 cm di distanza dal lato ulnare. Si incide poi il retinacolo e si apre la capsula con un lembo triangolare a base radiale tra i legamenti radio-piramidale e trapezio-piramidale che vengono risparmiati. Anche dal lato dorsale si aprono sia lo spazio tra scafoide e semilunare che quello tra trapezoide e scafoide asportandone il tessuto cicatriziale. A questo punto lo scafoide può essere mobilizzato e lo si fa dal lato volare spingendone il polo distale in senso dorsale. Con questa manovra il polo prossimale rientra con uno scatto nella sua faccetta articolare.
Con un perforatore di 3 mm circa di ∅ si pratica un tunnel nel polo distale dello scafoide, parallelo alla faccia articolare distale, a 3/4 mm da essa (Fig. 4B).
Preso il capo prossimale della bandeletta di FRC con un cappio di nylon la si passa nel tunnel: da volare a dorsale. Tirando la bandeletta si avvicina ulteriormente lo scafoide al trapezoide e si sutura sotto discreta tensione il tendine ai residui fibrosi del bordo dorso-ulnare del radio (Fig. 4C). In questo modo il tendine ha una direzione obliqua *parallela alla posizione obliqua dello scafoide*.
La sutura del tendine al radio limita discretamente la flessione del polso ma questa limitazione non è pregiudizievole alla funzione della mano mentre lo sono invece le modifiche apportate alla mia tecnica da alcuni Autori che (per evitare la sutura al radio e la conseguente modesta limitazione della flessione del polso), suturano il tendine, in modo quasi orizzontale, ai legamenti piramido-semilunare o piramido-capitato o lo fissano con ancorette al semilunare o al capitato.
Queste modifiche riducono sensibilmente la stabilità della riduzione dello scafoide con rischio di recidive di instabilità.
La riduzione ottenuta con la tecnica originale viene fissata per 30 giorni con un filo di Kirschner che prende il polo distale dello scafoide e lo ancora al capitato.
Questo intervento è indicato nelle I.S.L. inveterate.
Nelle lesioni che vengono diagnosticate precocemente può essere sufficiente la riduzione manuale della flessione dello scafoide e la sua immobilizzazione temporanea con filo di Kirschner per 30 giorni per ottenere la *cicatrizzazione del legamento scafo-trapezoideo* (non di quello scafo-lunare) che nei primi giorni dopo il trauma è ancora cruento.
Dopo l'intervento il polso viene immobilizzato con una polsiera ortopedica per 30 giorni dopo i quali si asporta l filo di Kirschner.
Ho operato 44 casi (controllati) dal 1991. Essi sono stati rivisti con un decorso postoperatorio medio di 4 anni e 7 mesi.
In tutti i casi si è avuta riduzione anatomica della lesione (Fig. 5).
In nessun caso si sono avute recidive.
Tutti i pazienti salvo 2 hanno ripreso la loro attività professionale.

Fig 5. Riduzione anatomica della posizione dello scafoide dopo intervento.

Fig 6. Radiografia che mostra la completa restaurazione della flessione e dell'estensione dello scafoide nella abduzione e adduzione.

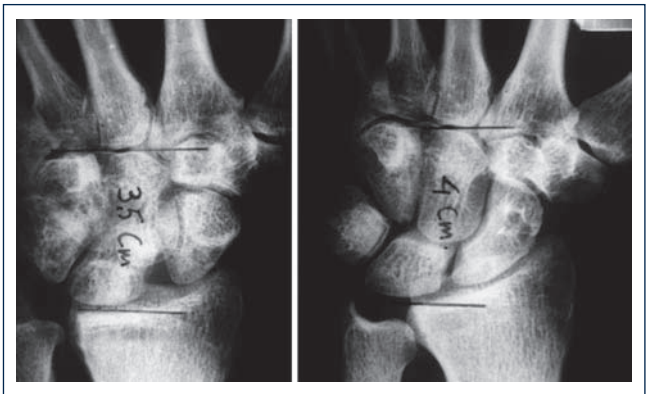


Fig 7. Nella radiografia preoperatoria la distanza tra radio e metacarpali è di 35 mm mentre in quella post-operatoria la distanza è ritornata normale 40 mm.

Dei 2 che non l'anno ripresa uno era già in età di pensionamento, l'altro era stato operato tardivamente con già evoluti fatti artrosici per cui aveva dolore modesto sotto sforzo.
Tutti i pazienti avevano obbiettivamente una modesta limitazione della flessione del polso
(tra i 20 ed i 30°) ma nessuno si è mai lagnato di questa limitazione. Il dolore era assente in 39 casi su 44. In 5 era moderato per

stanchezza o per sforzo. Tutti si dichiararono contenti del risultato dell'intervento e disposti a subirlo nuovamente al polso controlaterale se necessario.

La flessione e l'estensione dello scafoide nella adduzione ed abduzione era normale in 36 casi e leggermente limitata in 8 (Fig. 6) a dimostrazione del recupero funzionale completo del polso.

L'altezza del carpo era restaurata in tutti i casi in quanto il ricostruito pilastro scafo-trapezoidale restituiva la normale distanza fra radio e metacarpali (Fig. 7).

In nessun caso c'è stata evoluzione in SLAC o comunque artrosi.

In conclusione possiamo dire che la riparazione del legamento scafo-trapezoideo (e non di quello scafo-lunare) per mezzo di una linguetta di tendine del flessore radiale del carpo ha risolto il difficile problema della instabilita scafo-lunare che è la forma assolutamente più frequente tra tutte le forme di instabilità del carpo.

BIBLIOGRAFIA

1. Linscheid RL, Bobyns JH, Beabout JW, et al. *Traumatic instability of the wrist: diagnosis, classification and pathomechanics.* J Bone joint Surg 1972;54 A:1612-32.
2. Sebald S, Dobins JK, Linscheid RL. *The natural history of collapse deformities of the wrist*. Clin Orthop 1974;104:140-8.
3. Watson HK, Ballet FL. *The SLAC wrist: scapholunate advanced collapse pattern of degenerative arthritis*. J hand Surg (Am) 1984;9:358-65.
4. Glickel SZ, Millendee LH. *Ligamentous reconstruction for chronic intercarpal instability*. J Hand Surg (Am) 1984;9:515-27.
5. Watson HK, Hempton RF. *Limited Wrist arthrodesis. The triscaphoid joint.* J Hand Surg 1980;5:320-7.
6. Brunelli G, LiBassi G, Stefani G. *La instabilità del polso (Wrist Instability).* Riv Chir Mano 1981;18:27-46.
7. Brunelli GA, Brunelli GR. *A new technique to correct carpal instability with scaphoid rotare subluxation.* J Hand Surg (Am) 1995;20:S82-S85.

Innovazioni nella chirurgia dei tendini flessori

Innovations in flexor tendon surgery

B. Battiston*, P. Triolo*, G. Vasario, P.L. Tos*, L.G. Conforti*, M. Riccio*****

RIASSUNTO

Le lesioni tendinee complesse dei flessori a livello della mano rappresentano ancora oggi una sfida per il chirurgo. Nonostante il miglioramento delle tecniche chirurgiche ricostruttive, la formazione di tessuto cicatriziale a livello della sede di ricostruzione ed i suoi effetti sulla funzione di scorrimento dello stesso sono variabili difficilmente controllabili dal chirurgo, portando talvolta a fallimenti o risultati funzionali scadenti.
Per superare questi problemi sono state proposte nel tempo diverse soluzioni che vanno dal miglioramento delle tecniche di sutura, all'uso di meccanismi di barriera anticicatriziali sia per proteggere le suture che nelle tenolisi conseguenti ad insuccessi. I fallimenti vanno affrontati con soluzioni chirurgiche complesse: tenolisi, tenoartrolisi, innesti tendinei in uno o due tempi chirurgici fino allo studio e sviluppo di tendini artificiali o l'uso di innesti tendinei microvascolari.

Parole chiave: lesioni dei tendini flessori, suture tendinee, protesi tendinee

SUMMARY

The severe flexor tendon injuries of the hand still represent a challenge for the surgeon. Even with the improvement of the surgical repairs, the excessive scar tissue formation at the site of reconstruction is difficult to manage and may lead to failures or poor functional results.
Several solutions have been proposed to avoid these problems: better suture techniques, the use of barrier agents against scar both in primary sutures and in tenolysis following failures. Poor results are to be treated by sophisticated surgical techniques: tenolysis, teno-arthrolysis, tendon grafts (one or two-stage) up to the use of vascular grafts or tendon prosthesis.

Key words: flexor tendon lesions, tendon sutures, tendon prostheses

*U.O.D. Microchirurgia Ricostruttiva, I Divisione Ortopedica, Ospedale C.T.O., Torino; **Divisione di Ortopedia e Traumatologia, Ospedale Giovanni Bosco, Torino; ***U.O.S. Chirurgia della Mano, Chirurgia Plastica Università di Ancona, Ancona

Indirizzo per la corrispondenza:
Bruno Battiston, MD, Responsabile U.O.D. Microchirurgia ricostruttiva, I Divisione Ortopedica, Ospedale CTO, via Zuretti 29, 10100 Torino. Tel.: 011 8136096. Fax: 011 6933792. E-mail: bruno.battiston@virgilio.it

INTRODUZIONE

Le lesioni dei tendini flessori sono fra i danni più comuni a livello della mano e rappresentano una vera sfida per il chirurgo.
Nonostante gli sforzi effettuati per migliorare la tecnica chirurgica di riparazione primaria nei traumi della mano, sono ancora numerosi gli insuccessi dovuti a rotture secondarie e aderenze cicatriziali specie per lesioni localizzate a livello della cosiddetta "terra di nessuno" o zona 2 (Fig. 1). Questo è dovuto alla particolare anatomia e vascolarizzazione dei tendini flessori a questo livello [1 2].
Negli ultimi 25 anni sono state pubblicate un grande numero di ricerche rivolte al miglioramento delle conoscenze sulla struttura dei tendini [3 4], sui loro meccanismi di azione [5], la loro risposta biologica alle ferite e alle riparazioni [6], le caratteristiche meccaniche dei vari tipi di suture e gli effetti post-operatori degli stress da movimento sulla tenuta e sulla cicatrizzazione [7].
I principali concetti che guidano attualmente il trattamento di queste lesioni sono quelli di effettuare riparazioni sufficientemente solide da consentire una guarigione "intrinseca" (con un processo cicatriziale che avviene all'interno del tendine stesso) e allo stesso tempo una mobilizzazione che eviti la formazione di aderenze cicatriziali con le strutture circostanti. Ovviamente, la tecnica chirurgica non è tutto e la rieducazione riveste un ruolo importante nel risultato finale [8].

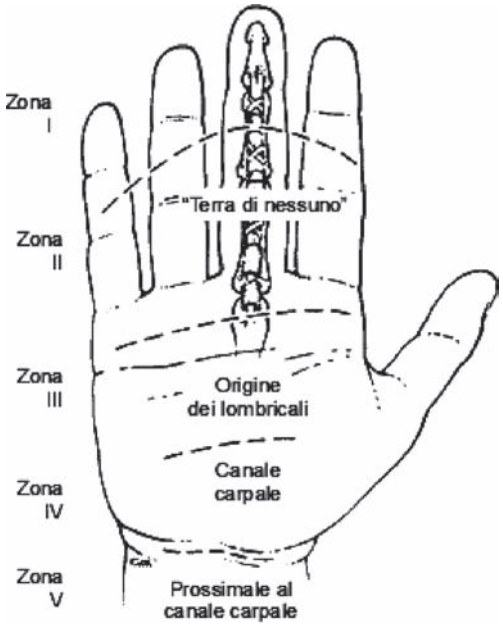


Fig. 1.

Nel caso la nostra riparazione chirurgica non abbia comunque portato ad una buona funzione finale diverse sono le tecniche che si possono impiegare per migliorare il risultato: dalle tenolisi agli innesti tendinei, fino alla sostituzione del tendine danneggiato con protesi tendinee.

DISCUSSIONE

La sutura

Le caratteristiche di un'ideale riparazione primaria dei tendini flessori sono:

– suture facilmente inseribili nel tendine;
– giunzione regolare dei monconi e minimo "gap" a tale livello;
– minima interferenza della riparazione con la vascolarizzazione del tendine;
– sufficiente solidità e resistenza della sutura durante la guarigione per permettere l'applicazione di tensioni e movimentazioni primarie al tendine.

Anche se ancora utilizzate e valide le suture appoggiate, ancorate e con pull-out (Brunelli [9], Mantero [10], Messina[11]), attualmente la maggior parte dei lavori indirizza ad una riparazione primaria che debba prevedere una sutura centrale (core suture) possibilmente a fili multipli in materiale monofilamento o intrecciato del calibro 3/0 o 4/0 non riassorbibile cui si associa una sutura continua circonferenziale dell'epitendine a livello dei sito di sezione eseguita accuratamente con materiale monofilamento 5/0 o 6/0. La sutura centrale ha forme e variazioni numerose e ognuna con una sua validità, a partire dalla Kessler, sicuramente la più usata, alla Tajima modificata da Strickland [2] fino alle suture a 6 fili di Savage [12] o di Tang [13], che di gran lunga hanno le caratteristiche meccaniche più valide.

Una novità è quella dell'utilizzo di dispositivi meccanici per la riparazione tendinea con l'obiettivo di aumentare la tenuta della sutura.

Un dispositivo per riparazione intratendinea è il Teno Fix® che è composto da due ancoraggi intratendinei in acciaio inossidabile, ognuno dei quali presenta un core e una spirale di fissaggio, collegati tra loro da un singolo filo di sutura 2-0 in acciaio inossidabile del diametro di 0,3 mm (Fig. 2). I lavori presentati da Su e colleghi utilizzando questo sistema appaiono promettenti[14 15], ma a nostro avviso risultano difficili da praticare, andando ad ampliare eccessivamente l'esposizione tendinea e risultando eccessivamente invasivi sulle porzioni tendinee sane con rischi di estrusione secondaria.

Anche noi abbiamo messo a punto e brevettato un sistema di sutura meccanica interno.

Tale supporto meccanico è stato progettato come una piastra molto sottile, con un numero multiplo coppie di fori con diametro pari a 0,5 mm simmetrici rispetto all'asse longitudinale della piastra stessa, utili per il passaggio del filo di sutura necessario a fissare la piastra ai due lembi di tendine danneggiato. L'inserimento del dispositivo avviene nella zona centrale del tendine, opportunamente preparata per accoglierlo, applicando poi alcuni punti di sutura (Fig. 3 A-E). L'obiettivo finale è quello di realizzare un tenuta più efficiente e riproducibile trasferendo il limite della tenuta meccanica dai fili di sutura alla resistenza intrinseca del dispositivo.

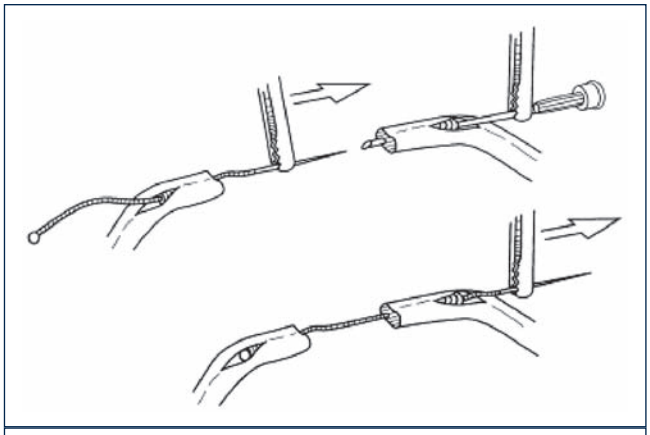


Fig. 2.

Il dispositivo è stato sottoposto a test meccanici di trazione lineare, di trazione su puleggia e a test ciclici di trazione, misurando il carico di rottura ed il carico che genera un gap di 2 mm tra le due estremità del tendine nel sito di riparazione. I test sono stati effettuati su tendini flessori di maiale (anatomicamente simili a quelli umani). Ogni prova è stata effettuata sia su un gruppo di tendini suturati con il dispositivo in esame sia su un gruppo di controllo suturato con tecnica di sutura Doppia Kessler (quadruple strand). L'utilizzo di materiale riassorbibile è stato pensato per evitare successivi problemi di ingombro od estrusione secondaria. I test di rottura hanno fornito valori risultano in linea ed in alcuni casi superiori agli studi riguardanti altri dispositivi [14] e significativamente migliori sia dei casi controllo da noi effettuati (Kessler four-strand) sia da molte configurazioni di sutura presenti in letteratura [15]. I risultati delle prove di trazione effettuate sui campioni *dopo la ciclizzazione a fatica* sono migliori di quelli espressi con modelli analoghi per diversi tipi di suture multiple strand [7].

Il progetto, le analisi preliminari, i test eseguiti ci consentono di affermare che questo tipo di riparazione tendinea apre nuove ed interessanti prospettive di applicazione clinica.

Dispositivi contro la formazione di aderenze

Negli ultimi dieci anni sono stati effettuati numerosi studi su sistemi biologici o biocompatibili per minimizzare la formazione di adesione tra il tendine ed il tessuto circostante nella zone di riparazione. Tali sistemi consistono generalmente in una sottile membrana con la quale rivestire il sito di rottura permettendo una migliore escursione del tendine. I primi tentativi in questa direzione prevedevano l'uso di cellophane, polietilene e silicone, materiali che presentavano una buona risposta nella prevenzione della formazione di adesione, ma non garantivano la diffusione di glucosio e proteine a basso peso molecolare essenziali alla guarigione tendinea.

Recentemente è stata introdotta una nuova sostanza, un gel a base di acido ialuronico (Hyaloglide®), che agisce come barriera anti-adesione. Tale gel, applicato attorno al tendine dopo la riparazione, per le sue proprietà visco-elastiche agisce da lubrificante favorendo lo scorrimento tendineo. Inoltre esso modula il processo di guarigione estrinseco che è coinvolto nella formazione

di aderenze. Gli studi preliminari sul suo utilizzo sono promettenti nonostante il suo utilizzo possa soltanto essere considerato come "adiuvante" della tecnica chirurgica utilizzata [17].

Il trattamento dei fallimenti

Il blocco di scorrimento del tendine flessore può essere trattato mediante una tenolisi che deve tenere conto di alcuni elementi essenziali come la presenza di una buona mobilità articolare passiva, la coesistenza di lesioni associate, età, esigenze occupazionali ed aspettative del paziente [18]. Il tempo ottimale di intervento secondo tutti gli Autori è di almeno 3 mesi dopo il fallimento di una tenorrafia. Una buona tecnica chirurgica, oltre ad una meticolosa ed ampia liberazione del tendine, deve tener conto dello stato delle pulegge e di una loro eventuale ricostruzione. Tuttavia, si devono anche prendere in considerazione tecniche più invasive come la TATA (teno-artrolisi-totale anteriore) per dita con importante rigidità in flessione [19]. Al termine della lisi possono essere utilizzati presidi "barriera" alla formazione di aderenza come già descritto in precedenza. Fondamentale è poi l'impostazione di un adeguato protocollo rieducativo postoperatorio con mobilizzazione immediata [8].

Uno studio multicentrico patrocinato dalla Società Italiana di Chirurgia della Mano, a cui abbiamo partecipato, ha verificato l'utilizzo di gel di acido ialuronico (*Hyaloglide®)* dopo tenolisi in Zona II [20]. Una serie di pazienti operati di tenolisi è stata trattata in modo random con o senza acido ialuronico e successivamente rivalutata. La mobilità in termini di Total Active Motion si è dimostrata significativamente più alta nel gruppo trattato rispetto al gruppo di controllo (Tab. I). Inoltre, i pazienti trattati hanno perso un minor numero di giorni lavorativi rispetto al gruppo di controllo.

Quando si è in presenza di una rottura tendinea secondaria o comunque di fronte ad una lesione con "gap" tendineo si deve ricorrere ovviamente a innesti che possono essere effettuati in un tempo solo o in due tempi [21].

Alcuni Autori, specie in terreno cicatriziale ed in caso di fallimenti ripetitivi, propongono innesti tendinei vascolarizzati [22].

Nei casi difficili un'altra soluzione può essere quella dell'utilizzo di una protesi tendinea. Negli anni ne sono stati prodotti diversi modelli sperimentali e sono state messe a punto varie tecniche di impianto al fine di migliorare i risultati [23].

Le protesi tendinee presentano teoricamente indubbi vantaggi: consentono infatti una precoce mobilizzazione attiva e passiva, stimolano la formazione di una guaina di scorrimento rivestita all'interno da cellule pseudosinoviali, permettono di conservare l'ampiezza delle pulegge rimaste, favorendo l'immissione

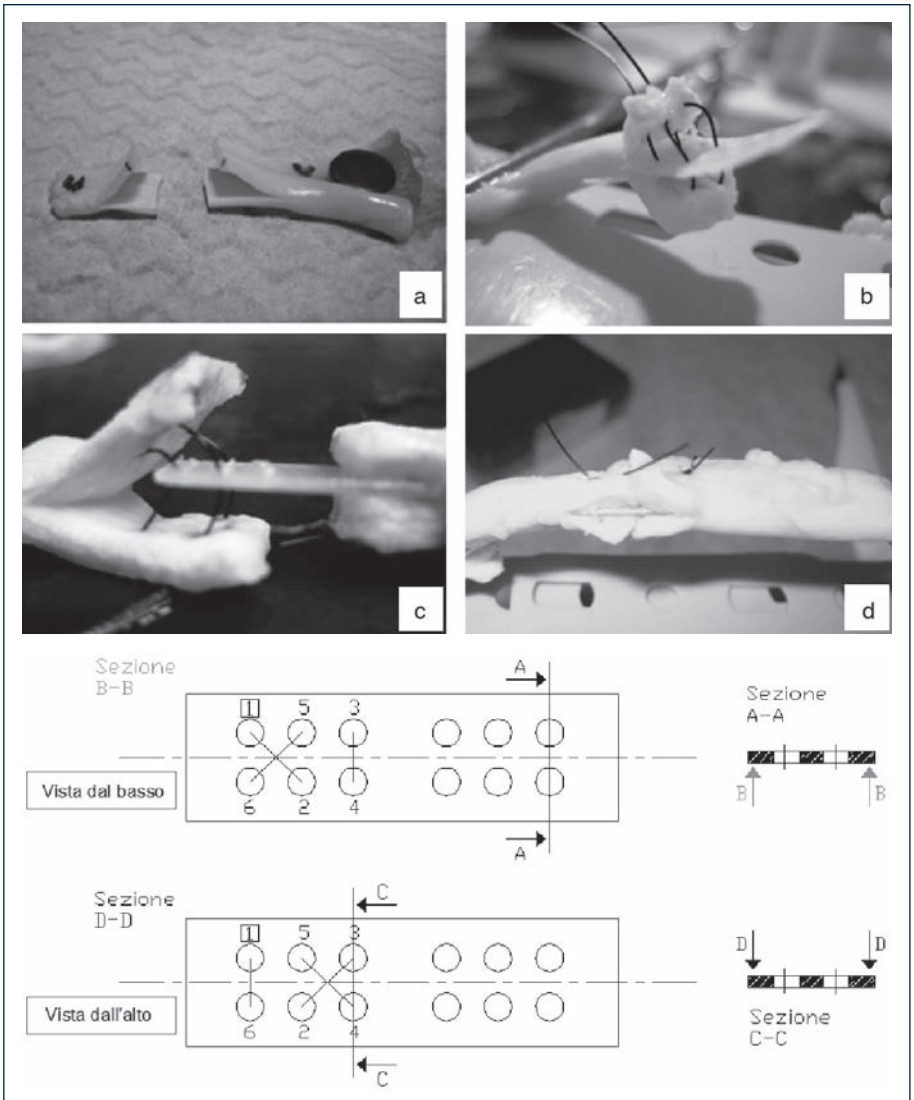


Fig. 3. Tecnica di inserimento del dispositivo nel tendine: A. preparazione dei due lembi tendinei; B. inserimento del dispositivo nel tendine preventivamente preparato; C. chiusura del tendine sul dispositivo ed esecuzione della sutura; D. situazione finale con la placchetta inserita. E. esecuzione della sutura: si entra nel foro 1 dall'alto si rientra in 2 fuoriuscendo verso l'alto, si prosegue verso 3, poi verso 4 fuoriuscendo verso l'alto, si rientra in 5 verso il basso e si termina fuoriuscendo da 6; si ottengono per ogni lato un punto a X ed un braccio lineare.

Tab. I. Modifiche in TAM% alle diverse visite in relazione alla visita basale.

Visit	Control (n = 19) Mean (SD)	Hyaloglide (n = 26) Mean (SD)	p(*)
T30	9,7 (17,78)	26,7 (20,50)	0,0059
T60	18,0 (23,46)	36,4 (23,48)	0,0129
T90	20,2 (23,00)	40,9 (24,94)	0,0069
T180	28,1 (22,61)	43,1 (25,05)	0,0441

(*) Student's t test. n: number of patients; SD, standard deviation.

secondaria dell'innesto nella neo guaina e potendo, in assenza di complicazioni, permanere in sede per un tempo molto prolungato [24].

Da alcuni anni utilizziamo presso il nostro Centro la protesi tendinea descritta da Brunelli che può essere utilizzata sia come impianto temporaneo prima dell'innesto definitivo che come impianto attivo permanente [25]. Essa è costituita da un'anima centrale a nastro in fibre poliamidiche rivestita in Silastic a sezione ellittica con l'estremità prossimale in fibra nuda e fenestrata e quella distale con placca in titanio forata per permettere la fissazione ossea con viti e l'osteointegrazione a livello della 3° falange (Fig. 4 A-H).

Una protesi tendinea deve però essere utilizzata in casi selezionati, qualora si renda necessaria la ricostruzione della funzione tendinea in letti fibrotici con copertura cutanea spesso insufficiente, in presenza di lesioni associate e/o in seguito agli esiti di precedenti insuccessi ricostruttivi.

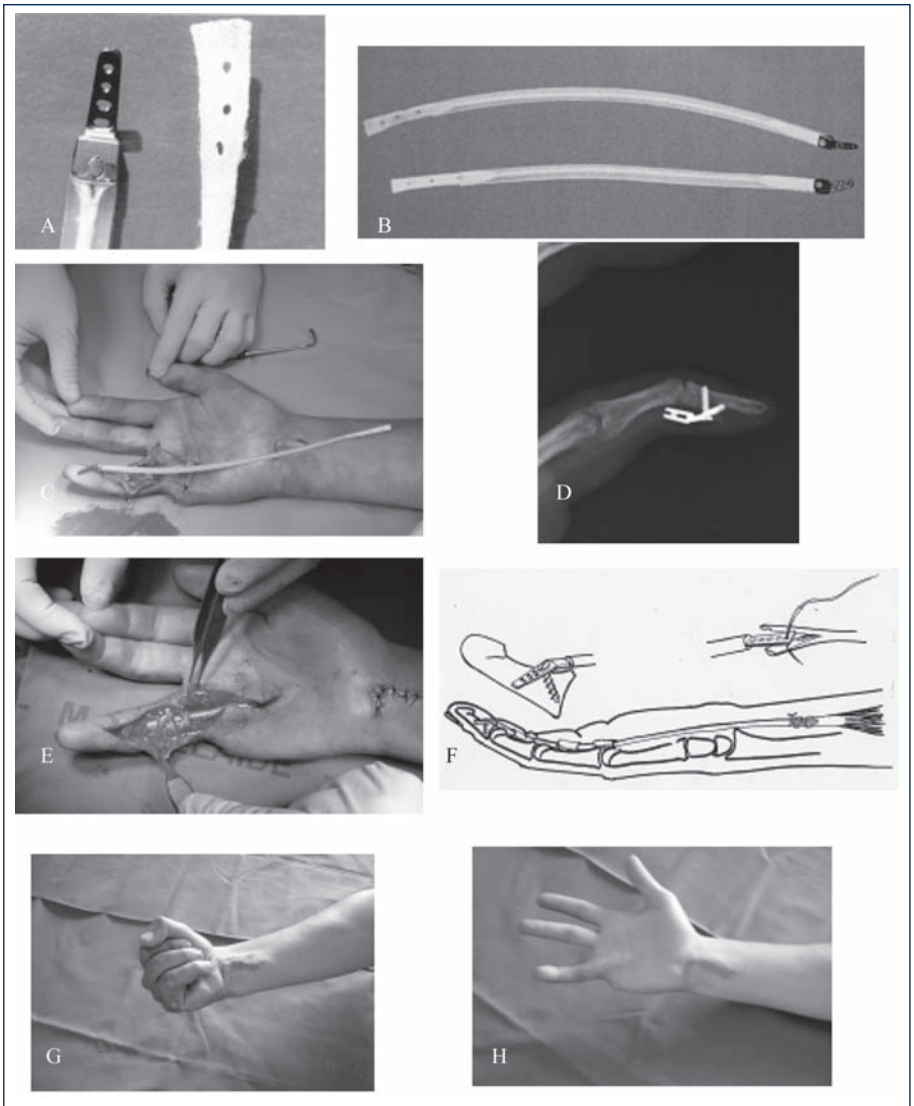


Fig 4. A-H. Protesi di Brunelli. C-F. Tecnica chirurgica di posizionamento. G-H. Risultato clinico a 6 mesi.

CONCLUSIONI

Quello che si ricerca nella riparazione tendinea è una solidità della stessa per consentire una mobilizzazione immediata ed evitare quindi i blocchi cicatriziali del tendine riparato.

Uno dei maggiori problemi è la struttura stessa del tendine per cui l'accoppiamento tendine-sutura-tendine risulta un importante fattore limitante (aratura dei fili di sutura nella struttura del tendine, etc.). L'idea quindi di utilizzare un accoppiamento tra il tendine ed una struttura più valida interposta (tendine-device-tendine) è una delle linee di studio secondo noi più interessanti negli ultimi anni, anche se molta letteratura indaga ancora semplicemente sul rafforzamento dei vari tipi di sutura.

Gli insuccessi di una tenorrafia che possono portare ad una tenolisi secondaria sono diminuiti dal 41% come riportato da Bunnel nel 1944 [1] al 16% riportato recentemente da Amadio [26], con scomparsa quasi completa di complicanze altamente temibili come le rotture tendinee, a testimonianza dei progressi ottenuti in questa chirurgia.

Ciononostante, il chirurgo della mano deve essere in grado di affrontare gli insuccessi sia cercando di prevenirli, aiutando la sua chirurgia con sistemi antibarriera e con protocolli ben impostati di rieducazione, sia utilizzando tecniche chirurgiche complesse (tenolisi, tenoartrolisi, innesti tendinei in uno o due tempi) che possono arrivare anche ad innesti tendinei vascolarizzati o all'uso di protesi tendinee definitive.

BIBLIOGRAFIA

1. Bunnel S. *Surgery of the hand.* Philadelphia: JB Lippincott 1944.
2. Strickland JW. *Development of flexor tendon surgery: twenty-five years of progress.* J Hand Surg (Am) 2000;25:214-35.
3. Harrison RK, Jones ME, Clayton E, et al. *Mapping of vascular endothelium in the human flexor digitorum profundus tendon.* J Hand Surg (Am) 2003;28:806-13.
4. Lapiere CM, Nusgens B, Pierard GE. *Interaction between collagen type I and type III in conditioning bundles organization.* Connect Tissue Res 1977;5:21-9.
5. Peterson WW, Manske PR, Bollinger BA, et al. *Effect of pulley excision on flexor tendon biomechanics.* J Orthop Res1986;4:96-101.
6. Carlstedt CA, Madsen K, Wredmark T. *Biomechanical and biochemical studies of tendon healing after conservative and surgical treatment.* Arch Orthop Trauma Surg 1986;105:211-5.
7. Choueka J, Heminger H, Mass DP. *Cyclical testing of zone II flexor tendon repairs*. J Hand Surg (Am) 2000;25:1127-34.
8. Strickland JW, Glogovac SV. *Digital function following flexor tendon repair in Zone II: A comparison of immobilization and controlled passive motion techniques.* J Hand Surg (Am) 1980;5:537-43.

[9] Brunelli G, Vigasio A, Brunelli F. *Slip-knot flexor tendon suture in Zone II allowing immediate mobilisation.* Hand 1983;15:352-8.

[10] Mantero R, Bertolotti,P. *(Early mobilisation in the treatment of lesions of the flexor tendons of the digital canal (author's transl)).* Ann Chir1976;30:889-96.

[11] Messina A, Messina JC. *Double armed reinsertion suture (DARS) of the profundus flexor tendon with immediate active mobilization of the finger. 63 cases.* Ann Chir Main Memb Super 1977;16:245-5.

[12] Savage R. *In vitro studies of a new method of flexor tendon repair.* J Hand Surg (Br) 1985;10:135-41.

[13] Tang JB, Gu YT, Rice K, et al. *Evaluation of four methods of flexor tendon repair for postoperative active mobilization.* Plast Reconstr Surg 2001;107:742-9.

[14] Su BW, Protopsaltis TS, Koff MF, et al. *The biomechanical analysis of a tendon fixation device for flexor tendon repair.* J Hand Surg (Am) 2005;30:237-45.

[15] Su BW, Solomons M, Barrow A, et al. *Device for zone-II flexor tendon repair. A multicenter, randomized, blinded, clinical trial.* J Bone Joint Surg (Am) 2005;87:923-35.

[16] McLarney E, Hoffman H, Wolfe SW. *Biomechanical analysis of the cruciate four-strand flexor tendon repair.* J Hand Surg (Am) 1999;24:295-301.

[17] Thomas SC, Jones LC, Hungerford DS. *Hyaluronic acid and its effect on postoperative adhesions in the rabbit flexor tendon. A preliminary look.* Clin Orthop Relat Res 1986;(206):281-9.

[18] Battiston B, Castagnetti C, Pfanner S, et al. *La tenolisi dei flessori.* Riv Chir Mano 2003;40.

[19] Saffar PH, Rengeval JP. *La teno-arthrolyse totale anterieure. Technique de traitement des doigts en crochet.* Ann Chir Main 1978;32:578-82.

[20] Riccio M, Battiston B, et al. *Efficacy of Hyaloglide® in the prevention of adhesion formation after tenolysis of flexor tendons in zone II: a randomized, controlled, multicenter clinical trial.* BJ Hand Surg; in press.

[21] Hunter JM. *Staged flexor tendon reconstruction*. J Hand Surg 1983;8:789-93.

[22] Guimberteau JC, Bakhach J, Panconi B, et al. *A fresh look at vascularized flexor tendon transfers: concept, technical aspects and results*. J Plast Reconstr Aesthet Surg. 2007;60:793-810.

[23] Honner R, Meares A. *A review of 100 flexor tendon reconstructions with prosthesis.* Hand 1977;9:226-31.

[24] Hunter JM, Singer DI, Jaeger SH, et al. *Active tendon implants in flexor tendon reconstruction.* J Hand Surg 1988;13A:849-59.

[25] Battiston B, Triolo P, Chirila L, et al. *One stage flexor tendon reconstruction using Brunelli active tendon implant.* J Hand Surg (Am), in press.

[26] Amadio PC, Wood WP, Cooney WP, et al. *Staged flexor tendon reconstruction in the fingers and hand.* J Hand Surg 1988;13:559-62.

La tenorrafia dei flessori

Flexor tendons repair

R. Mantero, M.I. Rossello

RIASSUNTO

L'autore ricorda l'evoluzione dei concetti della riparazione dei tendini flessori fino allo sviluppo delle tecniche ispirate alla filosofia della mobilizzazione precoce, evidenziando i momenti salienti di questo processo.
Dopo aver esaminato le caratteristiche delle tecniche cosiddette immobilizzanti, di quelle ispirate ad una mobilizzazione passiva protetta e di quelle invece studiate per permettere una mobilizzazione precoce attiva, conferma il convincimento della bontà della filosofia della mobilizzazione precoce nel trattamento delle lesioni dei flessori al canale digitale, così come appare confermato dalle esperienze pubblicate da altri Autori che hanno adottato tale principio.

Parole chiave: tendini flessori, pull-out, mobilizzazione precoce

SUMMARY

Author recalls the evolution of the concepts about flexor tendons repair unto the developement of techniques inspired to the immediate mobilization philosophy, pointing out the crucial moments of the process.
After a brief exam of the characteristics of so called immobilizing techniques, of the techncniques inspired to a passive protected mobilizatrion and of those techniques studied for a immediate active mobilization, the author confirms his appreciation of immediate mobilization philosophy in the treatment of flexor tendons injuries at the digital channel, as appears furthermore confirmed from the experiences published by other Authors who have assimilated this principle.

Key words: flexor tendons, pull-out, immediate mobilization

INTRODUZIONE

Da oltre 50 anni il problema della riparazione dei flessori impegna chi si dedica alla riparazione delle lesioni della mano, ed ancora oggi non si è arrivati ad una tecnica, o se si vuole, ad una tecnologia che ci possa far considerare risolte le difficoltà e gli insuccessi legati a queste lesioni. Ancora oggi ci troviamo ad operare un meccanismo complesso e delicato con presupposti biologici non sono chiari nonostante la notevole mole di ricerche e test di laboratorio espressa negli anni; non è del tutto certa l'anatomia funzionale vascolare, pur essendo ben dimostrata l'esistenza di una rete arteriosa e venosa e di un sistema linfatico intratendineo. Anche il ruolo del liquido sinoviale, che in un certo periodo ha avuto notevole risalto in seguito alle ricerche di Autori come Lindasy, Tustanoff, Richards, Eiken, Lundborg e Rank [1] lascia largo margine ad alcuni ragionevoli dubbi.
È evidente, in ogni caso, che le necessità nutritizie del tendine sezionato e suturato possono essere soddisfatte o dall'apporto vascolare (vincula) o per diffusione del liquido sinoviale: da qui le proposte di rispettare meticolosamente i vincula e di ricostruire la guaina del canale digitale. Il processo di guarigione di un tendine appare in definitiva simile ai processi di guarigione della maggior parte dei tessuti, necessitando di un apporto vascolare, cioè ossigeno, e di un contributo di cellule capaci di formare un callo di riparazione.
Nonostante questi presupposti possiamo dire che i meccanismi di guarigione ancora oggi non sono ben definiti, e questo ha portato a sviluppare differenti correnti di pensiero e quindi differenti strategie di trattamento anche e soprattutto per le lesioni dei flessori in quella che a ragione ancora oggi viene chiamata *Terra di nessuno.*

Centro regionale di chirurgia della mano, Ospedale S. Paolo, Savona

Indirizzo per la corrispondenza:
Mario Igor Rossello, via Buozzi 62, 17100 Savona. Tel.: 019 860378. E-mail: igor.rossello@virgilio.it

MATERIALI E METODI

La tecnica immobilizzante
La convinzione delle scarse capacità intrinseche di guarigione del tendine (in particolare per insufficiente proliferazione fibroblastica autogena e per il danno ischemico intrinseco), portarono autorevoli Autori, a ritenere che la guarigione del tendine richiedesse l'apporto dei tessuti circostanti, in forma di processi aderenziali attraverso i quali potessero arrivare al tendine capillari neoformati e fibroblasti, processi aderenziali non più indispensabili una volta avvenuta la guarigione del tendine. Questa convinzione ebbe come logica conseguenza lo sviluppo di strategie di trattamento in due tempi, con una sutura primaria, le cui caratteristiche di tenuta non dovevano essere particolarmente avanzate, seguita da immobilizzazione del tendine allo scopo di favorire un processo aderenziale in grado di garantire l'apporto fibroblastico ed ematico necessario, seguita, in un secondo tempo, da una tenolisi.

La tecnica di mobilizzazione precoce passiva
In verità questo ragionamento si presta a numerose critiche, in particolare sulla reale necessità delle aderenze nel processo di guarigione: come possono consolidarsi gli innesti tendinei che tutti

facciamo, senza alcun apporto vascolare e senza guaina, come possono sopravvivere i tendini dopo estese tenolisi, che ovviamente comportano una totale deconnessione vascolare? Queste domande, che a tutt'oggi sono senza risposta, i risultati spesso deludenti della tecnica ed altre ragioni unicamente empiriche hanno stimolato i chirurghi della mano a ricercare strategie di trattamento sempre più mobilizzanti. Il primo passo in questa direzione fu quello di sviluppare tecniche di sutura che garantissero la solidità necessaria ad evitare la formazione di un "gap" tra i monconi di lesione nel rispetto della anatomia vascolare del tendine e della necessità di permettere uno scorrimento privo di ostacoli all'interno del canale digitale. Moltissimi Autori si sono dedicati ai materiali e al tipo di sutura, ad iniziare da Kessler, Allieu, Kleinert [2], seguiti da numerosi altri come Tsuge e Ikuta [3], fino alle più recenti suture "Multistrand"; una infinità di studi hanno valutato le resistenze tensili, i carichi di rottura, gli allungamenti, il tipo di nodo, la posizione del o dei nodi all'interno o all'esterno del tendine, la necessità o meno di una sutura a sopraggitto per rifinire la tenorrafia, con conclusioni spesso contraddittorie. Ciò che accomuna tutte queste tecniche è la strategia di mobilizzazione passiva protetta, attuata con uno splint le cui caratteristiche sono evolute nel corso degli anni, ma che in sostanza sfrutta l'antagonismo dei sistemi muscolari flessorio ed estensorio per concedere una estensione attiva del dito leso senza tensione del muscolo flessore, seguita dal richiamo in flessione del dito a mezzo di un elastico: il sistema consente quindi un'escursione del tendine flessore minimizzando i carichi sulla sutura. Questo approccio alle lesioni dei flessori è attualmente quello più diffuso al mondo, grazie all'impatto nel mondo scientifico dell'enorme mole di lavori incentrati su di esso, e forse anche per motivi geopolitici, e, in ogni caso, ha permesso di migliorare notevolmente i risultati della riparazione dei flessori. Anche in questo caso però non troviamo risposte esaustive delle problematiche biologiche, meccaniche e biomeccaniche della riparazione del tendine flessore, anzi si aggiungono ulteriori problematiche: il trattamento postoperatorio non è così facilmente comprensibile da parte dei pazienti e richiede uno splint piuttosto ingombrante; la effettiva escursione del tendine nel periodo postoperatorio non è verificabile e lo schema motorio del normale meccanismo di flessione è sovvertito.

La tecnica di mobilizzazione attiva precoce

La sostanziale assenza di una definizione scientifica valida in senso galileiano dei processi di guarigione dei flessori e dei fattori che possono influenzarla, non consentì, come del resto tutt'ora non consente, di esprimere valutazioni assolute sulla validità o meno delle tecniche di riparazione, come dimostrano i risultati sostanzialmente sovrapponibili riportati da Autori che operano su basi filosofiche completamente diverse e quindi con tecniche e criteri diversi.

Già negli stessi anni nei quali oltreoceano venivano sviluppate le tecniche esposte proprio in Italia si cercò di dare un taglio netto al pessimismo dilagante e di iniziare un percorso rivoluzionario, sulla via della mobilizzazione precoce attiva, in netto contrasto con le convinzioni fino ad allora maturate. Nel 1973, contemporaneamente a Kleinert, Mantero et al. [4] (Fig. 1) presentarono un metodo personale di tenorrafia con pull-out per la mobilizzazione la più precoce possibile nelle lesioni al canale digitale dei flessori, Messina nel 1974 [5] pubblicò la sua tecnica "double armed suture" per la mobilizzazione precoce dei tendini flessori, Brunelli nel 1978 [6] presentò un suo metodo di tenorrafia dei flessori con mobilizzazione immediata. Tutte queste tecniche sono accomunate dai seguenti elementi:

- messa in opera di un sistema di trasferimento della trazione espressa del muscolo flessore direttamente sull'apice digitale, eliminando qualsiasi tensione a livello della sutura tendinea, alla quale viene richiesto solo di permettere l'accostamento dei monconi tendinei evitandone l'affastellamento ("bulking" degli Autori anglosassoni o effetto "champignon" degli Autori francesi). Questo risultato viene ottenuto con un filo "pull-out" ancorato nel moncone prossimale con un punto ad "omega" nella tecnica di Mantero (Fig. 2), con un'ansa doppia nella tecnica di Brunelli e con una serie di passaggi nella tecnica di Messina, e fissato distalmente ad un bottone posizionato sull'apice del polpastrello (Fig. 3). La rifinitura a livello della lesione tendinea viene eseguita in modi diversi, con fini punti staccati o a sopraggitto in Prolene 6/0, in Surgaloid 5/0, esprimendo la scarsa importanza meccanica di tale sutura;
- riparazione delle pulegge di riflessione indispensabili ma non dell'intero canale digitale;
- inizio estremamente precoce della mobilizzazione attiva del dito

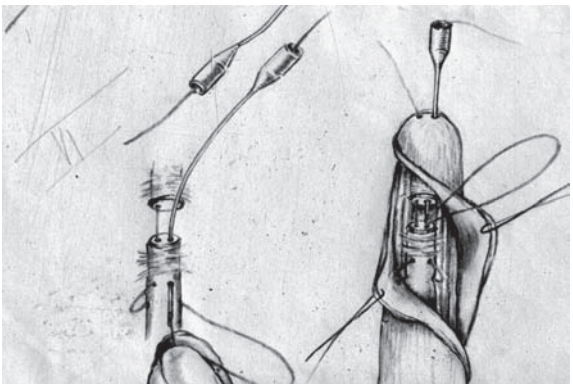


Fig. 1. Disegno originale della tecnica di Mantero.

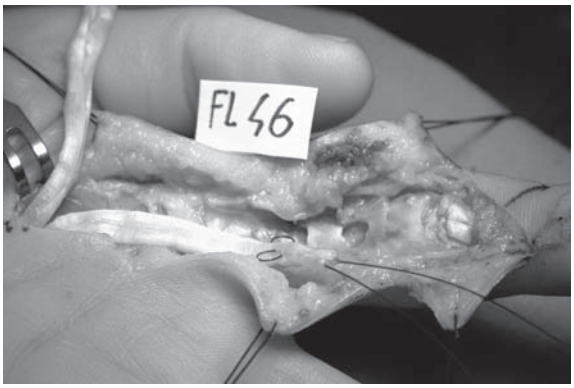


Fig. 2. La confezione dell'ansa a "Omega".

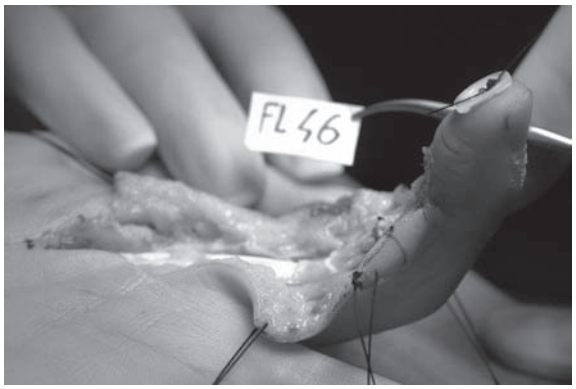


Fig. 3. Fissaggio distale del "Pull-out" con il bottone sul polpastrello e tenorrafia semplice.

Fig. 4. Mobilizzazione attiva precoce.

Fig. 5. Mobilizzazione attiva precoce.

leso, a partire dalla 3°-4° giornata dall'intervento, in assenza di qualsiasi tipo di tutore statico o dinamico (Figg. 4-5).

L'analisi dei risultati ottenuti con queste tecniche, ricavabili non solo dai lavori pubblicati dagli Autori originali o dai loro allievi, ma anche da altri chirurghi che hanno fatto proprie le loro convinzioni, dimostrarono un sostanziale miglioramento complessivo, ed in particolare un aumento percentuale dei risultati ottimi e buoni (Fig. 6), mantenendo invariate le percentuali di insuccesso, e quindi diminuendo le percentuali di risultati intermedi.

Fig. 6. Risultato ottimo a distanza di 1 anno.

DISCUSSIONE

Il nostro convincimento della validità del concetto contenuto nella tecnica di Mantero, ed in definitiva sulle tecniche basate su analoghi presupposti, si basa sui seguenti punti, come peraltro abbiamo già evidenziato nella nostra pregressa produzione scientifica [7-11]:

- la scarsa conoscenza dei meccanismi di riparazione del tendine, in particolare dei meccanismi intrinseci, ci invita a non traumatizzare ulteriormente le aree perilesionali del tendine: la confezione dell'ansa ad "omega" che deve essere posizionata almeno un centimetro prossimalmente al livello di sezione, nella metà volare del solo moncone tendineo prossimale, è estremamente poco invasiva, ed ancor meno lo è il tragitto rettilineo del filo pull-out nel moncone tendineo distale;
- la necessità di confezionare un sistema sufficientemente solido, che eviti il "gap" a livello della lesione, ci pare ben assolta sia dall'ansa ad omega prossimale (che ripete il passaggio intratendineo del punto di Kessler) che dalla resistenza tensile del nylon 2/0 utilizzato dalla tecnica, dato ampiamente confermato dalla ridottissima percentuale di deiscenza della tenorrafia sia nelle lesioni semplici che nelle lesioni complesse;
- la tecnica è di esecuzione relativamente semplice e richiede come strumentario solo materiali di comune reperibilità;
- il periodo postoperatorio non richiede splint né particolari caratteristiche di "compliance" dei pazienti;
- lo schema motorio della flesso-estensione digitale è conservato, e non sono normalmente richiesti esercizi complessi per la rieducazione del dito leso: solo una percentuale di casi necessita della cooperazione del fisioterapista per ottimizzare il risultato.
- il confronto tra i risultati riferiti dai diversi Autori che impiegano questa tecnica e gli Autori che utilizzano procedure di altra ispirazione ci appare favorevole. Ricordiamo, tra i più recenti, i lavori di J. Colville (1991) [12], C. Wulle (1993) [13], D. Guinard (1999) [14], D. Thomas, F. Moutet, D. Guinard e D. Corcella (2000) [15].

L'enorme lavoro di ricerca e di verifica dei risultati e quindi delle tecniche di tenorrafia ha permesso di migliorare di molto i risultati della riparazione delle lesioni dei tendini flessori in zona 2, ma a tutt'oggi la definizione "no man's land" appare ancora valida, ed esprime efficacemente i limiti delle nostre conoscenze biologiche e biomeccaniche sull'apparato tendineo flessorio. È nostra opinione che la filosofia della mobilizzazione attiva immediata sia la strada da percorrere per migliorare ulteriormente i nostri risultati.

BIBLIOGRAFIA

[1] Lundborg G, Rank F. *Experimental studies on cellular mechanism involved in healing of animal and human flexor tendon in synovial environment*. Hand 1980;12:3-11.

[2] Kleinert HE, Kutz JE, Atasoy E, et al. *Primary repair of flexor tendons.* Orthop Clin North Am 1973;4:865-76.

[3] Tsuge K, Ikuta Y, Matsuishi Y. *Intra-tendinous tendon suture in the hand*. Hand 1975;7:250-5.

[4] Mantero R, Bertolotti P, Badoino C. *Il pull-out in "no man's land" e al canale digitale nelle lesioni dei flessori (metodo personale)*. Riv Chir mano 1973-74;11:119-30.

[5] Messina A. *La "double armed suture": nuovo metodo di riparazione per la mobilizzazione precoce dei tendini flessori delle dita*. Riv Chir mano 1973-74;11:131-6.

[6] Brunelli G, Monini L. *Tenorrafia dei flessori delle dita al canale digitale con mobilizzazione immediata*. Riv Chir Mano 1978;15:147-52.

[7] Mantero R, Bertolotti P. *La mobilizzazione precoce nel trattamento delle lesioni dei tendini flessori al canale digitale.* Rev Esp Cir mano 1975;5:3-7.

[8] Mantero R, Bertolotti P. *La mobilisation précoce dans le traitément des lesions des tendons flechisseurs au canal digital*. Ann Chir 1976;30:889-96.

[9] Mantero R, Bertolotti P, Ghigliazza GB. *Le lesioni recenti dei tendini flessori.* Riv chir mano 1988;25:25-33.

[10] Grandis C, Rossello MI. *Dieci anni di esperienza con il pull-out intertendineo nella chirurgia dei tendini flessori al canale digitale (zona 1-2).* Riv Chir mano 1988;25:43-9.

[11] Rossello MI, Costa M, Buluggiu G. *Pull-out aprés Mantero dans les lésions des flechisseurs*. Ann Kinesither 1993;20:412-8.

[12] Colville J. *Tenorrafia dei tendini flessori con mobilizzazione immediata*. Hesperia Aggiornamenti 1991.

[13] Wulle C. *Nachutersuchungsergebnisse der Behandlung der Beugesehnenverletzung nach Mantero in Zone 1 un der distalen zone 2*. Handchir Mikrochir Plast Chir 1993;25:276-9.

[14] Guinard D, Montanier F, Thomas D, et al. *The Mantero flexor tendon repair in zone 1*. J hand Surg Brit 1999;24B:148-51.

[15] Thomas D, Moutet F, Guinard D, et al. *Mobilisation postopératoire immédiate des tendons flechisseurs*. Ann Kinesither 2000;27:338-47.

Sindromi compartimentali (S.C.) perinatali e loro sequele: aspetti classificativi e di trattamento

Compartment syndromes and their sequelae at the upper limb in the newborn: classification and guidelines for treatment

A. Landi, M. Abate

RIASSUNTO

Scopo. Gli Autori intendono inquadrare le sindromi compartimentali e le loro sequele.
Materiali e metodi. Propongono una nuova classificazione su base eziologia che permetta di rendere meno sfumata la linea di confine tra sindromi compartimentali, sindrome di Volkmann e lesione vascolari perinatali.
Conclusioni. Tale classificazione renderà possibile un precoce e mirato trattamento di ciascuna patologia perinatale al fine di ridurre al minimo le sequele altamente invalidanti legate a queste patologie.

Parole chiave: Sindrome, volkmann, neonato, ischemia, neurolisi

SUMMARY

Purpose. The Authors intend to classify the Compartment Syndromes and their sequelae in the Newborn.
Materials and methods. They suggest a new aetiological classification that makes the borderline between C.S., Volkmann ischaemic contracture and vascular injuries more clear.
Conclusions. The classification will allow to perform early and accurate therapy for these pathologies avoiding the invalidating sequelae.

Key words: sindrome, volkmann, newborn, ischaemia, neurolysis

INTRODUZIONE

Sono sicuramente acquisiti oggi i valori di pressione compartimentale nell'adulto normoteso oltre i quali (30 mmHg), se mantenuti in continuità per 4-6 ore, la sopravvivenza del muscolo può essere severamente compromessa. L'insulto muscolare può evolvere in esiti cicatriziali (retrazione ischemica) o verso la necrosi colliquativa. Nel neonato la pressione compartimentale, non essendo stata misurata in maniera routinaria, non è riferibile a gradienti standardizzati di riferimento. Si può unicamente ipotizzare che, essendo la pressione diastolica del neonato a termine di circa 40 mmHg, ogni piccolo aumento di pressione compartimentale potrebbe provocare un difetto di perfusione muscolare[1].

S.C. Chirurgia della Mano e Microchirurgia, Policlinico di Modena

Indirizzo per la corrispondenza:
Dott. A. Landi, Largo del Pozzo 71, 41100 Modena. E-mail: landiantonio@virgilio.it

MATERIALI E METODI

L'esperienza su cui si basa questo studio fa riferimento ai 32 casi già riportati dal GEOP (gruppo di ortopedia pediatrica) raccolti in Francia, Canada, Portogallo e Belgio cui vanno aggiunti i 3 casi, trattati dalla Chirurgia della Mano di Modena, per un totale di 35 casi.
Nella classificazione proposta da Landi gli agenti eziologici possono essere riconducibili a tre gruppi fondamentali (Tab. I). Tale suddivisione potrebbe essere applicabile anche alle rare S.C. del neonato, che sono ancora oggi di difficile inquadramento, ma che rientrano, comunque, nell'ambito delle sindromi compartimentali atipiche dell'arto superiore [2] e sono raggruppabili sia per l'atipicità della sede di manifestazione che per peculiarità eziologia. Con queste premesse, potrebbe apparire artificioso suddividere le sindromi compartimentali e di Volkmann perinatali dalle lesioni vascolari, anche perché le une non escludono le altre soprattutto in base alla nostra classificazione. Esiste, inoltre, anche nel neonato una patologia di frontiera dove, nell'insufficienza vascolare sia sul versante arterioso che venoso, la gravità non è tale da comportare una gangrena periferica ma più limitatamente una ischemia compartimentale (per la minor resistenza all'ischemia del muscolo) che, se non trattata, evolve verso la contrattura ischemica muscolare (gruppo I della presente classificazione). L'incertezza classificativa [3] rimane, dunque, alla base dell'errore che fa includere i casi di gangrena delle estremità nell'ambito della Sindrome di Volkmann perinatale.

DISCUSSIONI

La maggior parte delle sindromi compartimentali è inquadrabile nel gruppo II A e B della presente classificazione(Tab. I).
La manifestazione clinica della sindrome compartimentale è da ricondursi ad una paralisi del nervo radiale del neonato [4] e questa viene messa in stretto rapporto inizialmente ad una zona eritematosa con edema del sottocute situata in corrispondenza della superficie laterale del braccio. L'evoluzione naturale dell'evento conduce ad una necrosi del sottocute ed ad una paralisi del nervo

Tab. I. Classificazione della sindrome compartimentale in base a criteri eziologici.

	Tipo I	Tipo II	Tipo III
A	Lesione di un vaso arterioso principale maggiore prossimamente alla regione di ischemia muscolare	Sindrome compartimentale conseguente a patologie multifattoriali esclusivamente locali	Fattori sistemici prevalenti che inducono: a)variazione acuta della permeabilità capillare (*leak syndrome*) b)miotossicità nei vari compartimenti muscolari del corpo (overdose di eroina, abuso di alcool o teofillina etc.)
B	Sindrome da rivascolarizzazione tardiva	Patologie locali associate a malattie sistemiche aggravanti (materne e/o fetali)	
C	Lesione isolata del peduncolo vascolare in muscoli di tipo I (con un solo peduncolo arterioso)		
D	Occlusione completa del circolo venoso (*plegmasia cerulea dolens*)		

radiale che di norma recupera spontaneamente nel giro di uno-tre mesi. I corrispettivi esiti stabilizzati cicatriziali a livello cutaneo potrebbero identificarsi con lo "pseudosclerema"(Fig. 1) da non confondere con la forma generalizzata dello "sclerema neonatorum" [5]. Per quanto riguarda il trattamento, di norma, la fasciotomia decompressiva non viene espletata in tempo utile in quanto già al momento della nascita sono presenti gli esiti stabilizzati.
Il trattamento si avvale dell'utilizzo delle consuete tecniche di chirurgia palliativa proporzionali al numero di muscoli interessati e sovrapponibili a quelle utilizzate per la paralisi dei nervi periferici.
La manifestazione tipica di una sindrome di Volkmann al momento della nascita si caratterizza in un quadro clinico sufficientemente stereotipato [6]. La presenza di un'escara cutanea (lesione sentinella) è pressocché costante e solo eccezionalmente assente e potrebbe coincidere con la sede di maggior compressione intrauterina (Fig. 2). Su gli 11 casi riportati da Cham [7], il quadro clinico più frequente corrisponde a quello dell'adulto con deformità della mano in flessione e deviazione ulnare. Il danno epifisario è pressoché costante e si manifesta con la chiusura precoce ed accorciamento dell'arto associato spesso a deviazioni angolari (Fig. 3). Contrariamente alla Sindrome compartimentale non esiste un trattamento codificato della Sindrome di Volkmann stabilizzata pur in fase diagnostica precoce a parte l'escarectomia e la neurolisi precoce.

Fig. 2. Neonata con S.Volkmann intrauterina da posizione. Particolare della "lesione sentinella".

Fig. 1. Particolare della cicatrice all'avambraccio dx.

Fig. 3. Grave anomalia di avambraccio e polso in bambino con esiti di S. di Volkmann. Aspetto Rx-grafico.

Buona parte del trattamento è rivolto alla prevenzione di posture fisse e delle rigidità articolari.
Il trattamento degli esiti prevede un codice di priorità legato all'entità del danno muscolare che, se esteso ad entrambe le logge, comporta il possibile utilizzo di lembi muscolari miocutanei liberi da intraprendere assai precocemente e comunque entro i primi 2 anni di vita.
L'ischemia neonatale dell'arto superiore rappresenta una entità rara dovuta ad un'embolizzazione massiva la cui causa può essere materna, fetale o iatrogena per cateterismi cardiaci od arteriosi periferici nel trattamento dei neonati nei reparti di terapia intensiva.
Alla nascita l'aspetto delle estremità è proporzionale alla durata ed entità dell'evento causale.
La prima fase asfittica si traduce con un calore intenso. Segue una fase cianotica con colore bluastro delle estremità che successivamente diventa fredda ed ipoestesica [8]. La persistenza della anossia porta all'instaurarsi di disturbi trofici: bolle emorragiche e porpora. Durante questi stadi sussiste ancora una possibilità di reversibilità del fenomeno. La fase successiva di necrosi è ben evidenziata dalla presenza di tegumenti neri spesso già incartapecoriti.
La necrosi si demarca dalla superficie in profondità fino a causare a volte l'autoamputazione dell'arto od una necrosi irreversibile presente già al momento della nascita.
Le possibilità terapeutiche sono sia mediche che chirurgiche. La terapia trombolitica, sia sul versante arterioso che venoso, si è dimostrata efficace nel neonato. Come attivatori del plasminogeno vengono utilizzati streptokinasi ed urokinasi. Il trattamento chirurgico, invece, consiste nella trombectomia mediante catetere di Fogarty, nella ricostruzione del segmento vascolare con l'applicazione di tecniche microchirurgiche associate ad interventi di fasciotomia finalizzati alla decompressione dei compartimenti muscolari.

CONCLUSIONI

Le sindromi compartimentali, gli esiti stabilizzati di Volkmann rappresentano per la prognosi funzionale del neonato affetto, un evento assai invalidante, ma correggibile attraverso un iter chirurgico inteso a preservare comunque al meglio la possibilità di bimanualità.
La gangrena su base vascolare rappresenta la sequela di un episodio vascolare grave che se trattato tempestivamente può presentare ancore caratteri di reversibilità.
Le amputazioni a livello di braccio, gomito e dita comportano tutte le conseguenze legate alla perdita di una parte anatomica che nell'età perinatale e pediatrica ha come unico vantaggio il poter ancora utilizzare al meglio tutti i possibili compensi elaborabili dalla plasticità cerebrale del piccolo paziente.

BIBLIOGRAFIA

[1] Ragland R 3rd, Moukoko D, Ezaki M, et al. *Forearm Compartment Syndrome in the Newborn: Report of 24 cases*. J Hand Surg 2005;30A:997-1003.

[2] Landi A, et al. *Atypical compartment syndromes of the upper limb.* Martin Dunitz 1997, pp. 365-379.

[3] Romanã MC, et al. *Ischemia neonatale degli arti superiori.* Monografia Soc It Chir Mano 2003;5:73-6.

[4] Hayman M. *Newborn radial nerve palsy: report of four cases and review of pubblished reports.* Pediatr Neurol 1999;21:648-51.

[5] Lightwood R. *Radial Nerve Palsy associated with localized subcutaneous fat necrosis in the newborn.* Arch Dis Child 1951;26:436-7.

[6] Carr MM, al-Qattan M, Clarke HM. *Extremity gangrene in utero*. J Hand Surg 1996;21:652-5.

[7] Cham PM, Drolet BA, Segura AD, et al. *Congenital Volkmann ischaemic contracture: a case report and review.* Br J Dermatol 2004;150:357-63

[8] Friedman J, Fabre J, Netscher D, et al. *Treatment of acute neonatal vascular injuries. The utility of multiple interventions.* J Pediatric Surg 1999;34:940-5.

Overview

G. De Giorgi, A. Piazzolla, A. Luca, S. De Giorgi

RIASSUNTO

La Società Italiana di Chirurgia Vertebrale-Gruppo Italiano Scoliosi, fondata nel 1977, è l'alveo in cui scorre da oltre 20 anni il progresso scientifico e tecnologico delle patologie del rachide.
Le acquisizioni nei differenti capitoli della patologia vertebrale, registrate annualmente e discusse nei congressi, sono state raccolte dapprima nella rivista "Progressi in Patologia Vertebrale" e successivamente in "Il Rachide: Italian Journal of Spinal disorders".
Lo sviluppo della strumentazione CD, le tecniche informatiche, che con lo studio tridimensionale del rachide hanno modificato, oltre alla chirurgia, anche i corsetti, la biomeccanica che ha permesso la corretta interpretazione dell'imaging, rapportandola alla patogenesi delle defomità e della patologia degenerativa, le teniche chirurgiche di non-fusion che si vanno affermando e vengono realizzate con chirurgia mininvasiva, sono le tappe del nostro progresso.
Numerosi autori italiani di differenti settori hanno marcato il progresso con pubblicazioni in Italia e all'estero, scrivendo libri e capitoli in testi stranieri, con attività didattica in corsi, master e congressi e da ultimo elevando ed adeguando ai tempi la capacità assistenziale.
Alcune tecnologie nell'ambito della osteosintesi e della non-fusion o alcuni trattamenti di escissione e ricostruzione vertebrale per patologie tumorali, fanno riferimento ad autori italiani anche presso gli ortopedici stranieri.

Parole chiave: rachide, biomeccanica, GIS, SIOT

SUMMARY

The "Spine Surgery – Italian Scoliosis Group Society", founded in 1977, is the riverbed in which the scientific and technological progress in spinal diseases flows since more than 20 years.
The annual knowledges about different fields of spine pathology discussed during the meetings were collected before in the journal "Progressi in patologia vertebrale" and later on in the "Italian Journal of Spinal Disorders".
Our development got into the succession of knowledges: in the surgery with the development of the CD instrumentation; in the computer assisted techniques which modify spinal surgery and braces by the 3D study of the spine; in biomechanics which lets the right interpretation of the imaging related to the pathogenesis of the deformity and of degenerative pathology and opens the field to non fusion techniques which are more and more growing up and are performed by less invasive surgery techniques.
Several Italian authors, in different fields, marked the progress in Italy and abroad, by writing books and chapters in foreign texts, by didactic activity in courses, masters and congresses and finally by ameliorating the treatment abilities.
Some technologies about osteosynthesis and non fusion or same treatments of excision and reconstruction of tumors are related to Italian authors even for foreigner orthopaedics.

Key words: spine, biomechanics, GIS, SIOT

Dipartimento di Metodologia Clinica e Tecnologie Medico-Chirugiche, U.O. Ortopedia e Traumatologia I, Università di Bari

INTRODUZIONE

Il LIII Congresso SIOT di Pisa del 1968, la contestuale monografia di Marchetti [1] sulla scoliosi e cifosi, la fondazione, sempre a Pisa, nel 1977, del Gruppo Italiano Scoliosi (GIS) (11 soci fondatori e 100 ordinari) rappresentano la partenza del nostro progresso scientifico e tecnologico.
La costituzione del GIS istituzionalizzò un incontro annuale tra gli ortopedici con interesse culturale sulle deformità, coagulò le esperienze delle differenti Scuole e fu il volano del progresso e della ricerca scientifica dei decenni successivi. In ambito GIS, attualmente Società Italiana di Chirurgia vertebrale-GIS, sono stati finora organizzati XXXI Congressi nelle più importanti città italiane con temi fondamentali per il progresso scientifico del nostro settore. I nostri congressi e la nostra rivista ((inizialmente "Progressi in Patologia Vertebrale" e successivamente "Il rachide: Italian Journal of Spinal Disorders) sono le gambe su cui in questi 30 anni abbiamo camminato!
La fine degli anni '70 è stato un periodo in cui in Italia le Scuole chirurgiche più importanti, tramite i loro più promettenti giovani, instaurarono rapporti di frequentazione e collaborazione con i più importanti Istituti americani ed europei.
Al fianco dei maestri italiani Scaglietti, Monticelli, Gui, Boni, Fineschi, Marchetti, Pipino, autori come Risser, Roy Camille, Harrington, Hogdson, Louis, Stagnarà, Winter, Moe, Bradford, Hall, Zielke, Dubousset, divennero sempre più familiari a tutti i giovani italiani che si interessavano di colonna vertebrale.
I Testi fondamentali di Stagnarà, Moe, Blount vennero, agli inizi degli anni '80, tradotti e diffusi in Italia.
Contestualmente chirurghi italiani sempre più numerosi frequentavano Congressi delle Società straniere, divenendo soci della SRS, del GES, della BSS, della CSRS e colleghi stranieri conoscevano le artrodesi apicali di Marchetti e Faldini, il sistema incruento di riduzione della spondilolistesi e quello chirurgico con il gancio a cavaliere di Bartolozzi-Scaglietti, la terapia della spondilolistesi

per via anteriore di Marchetti, il trattato sull'ernia del disco cervicale di Fineschi, l'opera di Boni sulla stenosi cervicale.
Cominciarono riunioni scientifiche congiunte con inglesi, americani e francesi; Monticelli, Stagnarà e Nachemson, a metà degli anni '80 fondarono l'ESDS (*European Spine Deformity Society*), il cui primo Congresso si tenne a Roma nel 1986. Essa ha annoverato numerosissimi soci italiani anche in ruoli direttivi (Monticelli) e di segreteria (Costanzo). Postacchini è stato fondatore e presidente della ESS (*European Spine Society*) prima che la stessa, insieme alla ESDS, confluisse nell'attuale SSE (*Spine Society of Europe*) che annovera tra i soci, anche parte degli attuali 400 membri della nostra Società di chirurgia vertebrale-GIS.
Sin dalla costituzione del GIS e fino agli inizi degli anni '90, si deve rimarcare il ruolo svolto da Savini [2], in qualità di segretario del GIS prima e di responsabile della Sezione di Chirurgia Vertebrale presso il Rizzoli dopo. Savini ha il merito della messa a punto del corsetto basso bolognese (CLB), ha introdotto in Italia il sistema di trazione Halo, ha intrapreso l'approccio anteriore per fratture e tumori, mettendo a punto un suo strumentario di stabilizzazione anteriore nel 1986.
Con Savini il Rizzoli ha riaffermato il ruolo di punto di riferimento per chirurghi italiani e stranieri. Questo Autore ha contribuito significativamente alla stima verso l'Italia di colleghi stranieri come Bradford che gli ha affidato la stesura del capitolo sui tumori benigni e maligni del rachide nel Testo "The pediatric Spine" del 1985.
Un significativo contributo italiano all'ortopedia del rachide è da riconoscere ad Ascani [3] per il lavoro sul "fattore discale", utile per la scelta dell'area di artrodesi, per lo strumentario, realizzato insieme a Zielke, ideato per il trattamento delle scoliosi gravi infantili, per lo studio policentrico sull'evolutività della scoliosi dopo la fine della crescita e per la sua attività chirurgica in molte malattie pediatriche vertebrali.
Ponte, a Pietraligure, ha sviluppato un suo corsetto "Riviera", ancora oggi apprezzato negli Stati Uniti. In chirurgia, inoltre, lo stesso Autore ha messo a punto la tecnica di trattamento delle cifosi, con approccio posteriore, resezioni laminari multiple, strumentazione ed artrodesi che porta il suo nome e viene attuata secondo gli stessi principi in molte parti del mondo.
Nel Congresso della SRS di Monterey del 2006 gli è stata affidata, data la sua grande esperienza nel settore, una dimostrazione per i più giovani, della tecnica dei gessi di Risser.
La travelling fellowship della SRS ha fatto tappa in Italia, sia a Verona (Bartolozzi) che a Roma (Ascani), nel 1993, a testimonianza della stima dei colleghi americani verso di noi. Gli italiani sono inseriti nella Faculty dei più prestigiosi congressi stranieri (SRS) ed internazionali (SSE; CSRS), fanno parte del Board di riviste internazionali quali *Spine*, *European Spine Journal*, *Journal of Bone and Joint Surgery*, etc. Autori italiani scrivono monografie in inglese (Denaro), capitoli di testi stranieri (Boriani, Bartolozzi, Fabris) e contribuiscono, con la traduzione, alla diffusione, in Italia (Bartolozzi, Costanzo, Brayda, etc.), del progresso nel settore che si realizza all'estero.
La biomeccanica vertebrale, l'imaging radiologica di ausilio nella diagnostica e di supporto, con i navigatori, alla chirurgia, il progresso su " sostituti ossei" e genetica, i nuovi strumenti chirurgici, mettono a disposizione del ricercatore e del clinico informazioni, possibilità tecnologiche, acquisizioni pratiche che permettono traguardi sempre più ambiziosi nell'approcciare il trattamento delle patologie vertebrali più difficili e gravi.
Per analizzare il progresso, raggiunto nei diversi settori, considereremo separatamente deformità, fratture, ernia discale, discopatia degenerativa, spondilolistesi, fratture da osteoporosi e tumori.

DEFORMITÀ

Agli inizi degli '80 in Francia, Perdriolle e principalmente Dubousset hanno caratterizzato, sul piano biomeccanico ed anatomopatologico la scoliosi come deformità tridimensionale.
Dubousset e Graf [4] per primi hanno utilizzato l'informatica per meglio analizzare la deformità in maniera tridimensionale (1983).
In Italia, l'analisi tridimensionale del rachide attuata con un approccio informatico, messa a punto da De Giorgi et al. [5], è stata applicata allo studio delle possibilità correttive dei corsetti ed ha evidenziato che quest'ultimi (Milwakee e Boston) non garantiscono la correzione reale, tridimensionale della deformità ed aggravano il dorso piatto.
Becchetti e Perdriolle hanno dimostrato come la scoliosi si sviluppi nei tre piani dello spazio modificando gravemente l'assetto meccanico del rachide. Essi hanno evidenziato la ridotta crescita dei piatti cartilaginei, nella sede postero laterale del corpo vertebrale, dal lato concavo della curva.
Con le nuove conoscenze anatomo radiologiche l'obiettivo del trattamento ortopedico o chirurgo è stata la correzione 3D della deformità. In questo schema, nell'attuare i moderni gessi correttivi, Becchetti ha proposto e realizzato modifiche al gesso di Risser ed a quello di Maguelone, utilizzato da Perdriolle; attualmente, annoveriamo il metodo italiano di Becchetti [6], adottato anche all'estero, per il trattamento ortopedico con correzione 3D delle scoliosi toraciche e toracolombari.
Per la correzione tridimesionale delle scoliosi e quindi per recuperare anche il piano sagittale, De Giorgi ha introdotto in Italia il corsetto "Chêneau", perchè il primo realizzato sulla base delle nuove conoscenze ed Aulisa, sempre partendo dagli stessi concetti, ha proposto un corsetto basso, molto efficace, che porta il suo nome.
Il concetto biomeccanico della tridimensionalità della scoliosi è stato alla base dell'espandersi in tutto il mondo della nuova tecnica chirurgica di Cotrel-Dubousset dopo la sua pubblicazione nel 1984 sulla "Revue de Chirurgie Ortopédique". Essa si caratterizza per la possibilità di correzione della deformità sul piano frontale, sagittale ed orizzontale, attraverso la manovra di derotazione di un'asta presagomata ed ancorata con ganci a vertebre "strategiche", dal lato concavo della curva.
Questo sistema, rapidamente introdotto anche in Italia da De Giorgi e da Frassi, ha generato, sin dal suo apparire, un grande interesse scientifico mondiale ed ha dato origine, nel 1986 al Gruppo Internazionale Cotrel Dubousset (GICD); in esso la presenza italiana è stata numerosa ed attiva (Fabris, De Giorgi, Parisini, Frassi, Brayda- Bruno, Logroscino, Catani).
L'Italia ha partecipato concretamente al progresso, in ambito nazionale, della metodica CD con la diffusione e l'allargamento

delle indicazioni, e lo sviluppo di strategie chirurgiche, come testimoniato dalle numerosissime pubblicazioni riportate sin dal 1988 ad oggi. Intorno al CD si è sviluppata, in tutto il mondo, una proficua didattica che ha comportato l'organizzazione di corsi per l'impianto dello strumentario sul cadavere. In Italia possiamo registrare un corso a Padova nel 1991 ed uno a Bari nel 1992, la pubblicazione di un atlante sulla tecnica (De Giorgi insieme ai due autori francesi) [7], la monografia di Fabris sulle strategie di correzione delle deformità, delle fratture e del rachide degenerativo giunta tra il 1995 ed il 1999 alla IV Edizione [8], la traduzione in italiano del manuale di Dubousset sulla scelta dell'area di artrodesi (Brayda).
Alcuni di noi facendo parte di un gruppo di chirurghi internazionali *ad hoc* reclutati (De Giorgi, Logroscino, Fabris) hanno partecipato direttamente all'evoluzione tecnologica del sistema, discutendo le modifiche allo strumentario di impianto e di quello ancillare, allorché dal CD si è passati al CD Horizon e quindi all'attuale CD Legacy.
Nell'ambito del CD si deve sottolineare l'importanza di Logroscino che ha ideato e messo a punto la placca per l'osteosintesi cranio vertebrale diffusa in tutto il mondo. Lo stesso autore è stato un acceleratore del nostro progresso in quanto ha attuato, in Italia, le tecniche più innovative per la chirurgia anteriore e posteriore del rachide, ha organizzato il Congresso GIS del 2003 e nel 2006 ha scelto, come tema del Congresso SIOT, "Le nuove frontiere in chirurgia vertebrale".
La strumentazione CD, nota per la correzione della scoliosi ed utilizzata in tutto il mondo per il trattamento di tutte le patologie vertebrali, dopo 25 anni dalla sua comparsa è attuale e validissima perchè poco o nulla si è aggiunto a quanto messo a punto originariamente dagli autori.
Oggi, in rari casi di scoliosi gravissime, dopo un contributo italiano (ESJ 1999) vi è la possibilità di semplificare la correzione con l'utilizzo di 4 aste anziché delle 3 proposte dagli autori e di associare la toracoplastica secondo la scuola di Firenze ripresa da Bartolozzi.
Suk ha dimostrato che l'utilizzo delle viti peduncolari a livello toracico incrementa la correzione della curva sul piano frontale; questa possibilità, vista inizialmente come un superamento del CD, ha avviato una ricerca che a tutt'oggi mira a comprendere se l'utilizzo delle viti possa almeno eguagliare il recupero del piano sagittale ottenibile con il classico CD. Gli autori italiani (Parisini, Balsano, De Giorgi), sono inseriti nella attuale problematica sull'utilizzo o meno delle viti per la correzione delle curve toraciche.
Anche se il CD non è stato ancora superato ha però avuto il merito di accelerare in tutto il mondo lo sviluppo della ricerca sugli strumentari del rachide. In Italia, tra queste nuove tecnologie, annoveriamo il SIR di Bartolozzi e Consoli [9]. Considerando le deformità vertebrali, non si può tacere il contributo di progresso costituito dall'opera di Canepa e Stella (Piccin ed. 2002), che raccoglie l'esperienza clinica di 40 anni di attività professionale svolta presso l'Istituto Gaslini di Genova ed incentrata sulla patologia del rachide considerata nei suoi rapporti con la genetica e le disendocrinie.
Un particolare contributo allo sviluppo delle conoscenze nell'ambito della patologia vertebrale va ricondotto alla scuola bolognese del Rizzoli del dopo Savini. Parisini e Di Silvestre, insieme ai collaboratori, partecipano da protagonisti ai congressi italiani del GIS, a quelli della Società Europea del rachide e della SRS ed hanno dato alle stampe importanti contributi su riviste italiane e straniere sulle fratture vertebrali nei bambini, sull'ernia del disco in età infanto-adolescenziale, sulla sindrome di Marfan e sulla neurofibromatosi, sulle complicanze dell'uso di viti toraciche nel trattamento delle scoliosi. Nel 1992 gli stessi hanno pubblicato su Progressi in Patologia Vertebrale i risultati ottenuti con un fissatore peduncolare (FIRP) sviluppato al Rizzoli. Parisini, già Presidente del GIS, nel 2006 ha organizzato a Bologna una riunione internazionale di grande successo con tutti i migliori chirurghi vertebrali del mondo. Cervellati, stretto collaboratore di Savini e segretario per molti anni del GIS è l'autore italiano con la maggiore esperienza nel trattamento delle scoliosi neuromuscolari.

TRAUMATOLOGIA

La strumentazione CD e quelle similari di cui oggi si dispone, hanno determinato un nuovo modo di approcciare oltre alle deformità, anche le altre patologie vertebrali tra cui le fratture.
In questo ambito un riferimento per tutti è il recente testo di traumatologia vertebrale di Barneschi (2008), la monografia di Fabris sulle lesioni traumatiche del rachide cervicale del 2004 e quella sulla strumentazione del rachide toracolombare per fratture (1998).
Approccio anteriore, posteriore, combinato, strumentazione corta, suggerita dalla teoria biomeccanica di Harms della "Tension bend" seguita da Tabasso e Formica o lunga, secondo criteri biomeccanici più tradizionali, hanno sostenuto la ricerca clinica cui hanno collaborato, con interventi congressuali, pubblicazioni, monografie, e organizzazione di corsi e Congressi (GIS 2002-Bari) praticamente tutti gli autori italiani.
Segno tangibile di progresso, sul piano organizzativo, sono le Unità spinali e su quello tecnico un trattamento chirurgico efficace e valido per prevenire danni invalidanti e permettere la ripresa della deambulazione in pochi giorni.
In ambito di fratture un recente importante contributo di Boriani, è inserito sul manuale "Intervertebral Fusion" edito da Brantigan e Lauryssen (2006).
Un grande progresso clinico è il trattamento delle fratture osteoporotiche con cifo e vertebroplastica, attuabile con tecnica mininvasiva. Ormai in Italia, questa metodica è entrata nella normale routine dei centri più avanzati ed attraverso i lavori scientifici, le riunioni, i corsi, si va diffondendo presso tutte le U.O. di Ortopedia generale.
Per ultimo il trattamento chirurgico mininvasivo si va estendendo anche alle fratture tipo A della classificazione di Magerl-Harms che interessano il soggetto giovane.
Da un lato la tecnica del "sextant" e dall'altra quella del B.Twin, sviluppata in Italia, sono molto efficaci nel ridare immediata stazione eretta e deambulazione senza dolore nei soggetti, fino ad oggi confinati alla riduzione incruenta ed alla contenzione in gesso, con esclusione del carico per almeno 50 giorni.

ERNIA DEL DISCO

Lo schema biomeccanico delle tre colonne di Louis, la conoscenza del disco come struttura meccanica precompressa, i vincoli stabilizzanti il segmento di moto definiti "freni meccanici" da Pipino ed il suo modello biomeccanico delle piramidi a vertici contrapposti (SIOT 1984), il modulo lombopelvico di Caillet, la valenza biomeccanica del sistema pneumico-toraco-addominale, hanno migliorato la comprensione della patogenesi dell'ernia del disco e della discopatia degenerativa e forniscono la corretta interpretazione dei segni RMN descritti da Modic e da Pfirmann.
Postacchini ha dato alle stampe un testo sulle stenosi nel 1989 ed uno sull'ernia del disco nel 1999 [10], pubblicati anche in inglese, nei quali oltre alla sua esperienza ha puntualizzato ed aggiornato la bibliografia mondiale sui due argomenti. Questo autore è il riferimento internazionale per quanti si approcciano a queste patologie visto che gli sono stati affidati tre capitoli del Testo "The lumbar spine" edito dalla International Society for the study of the lumbar Spine.
Egli ha contribuito al progresso con l'organizzazione di due congressi SIOT, un GIS e due più recenti "Spine Roma". È stato fondatore della *European Spine Society*, ha tenuto Letture magistrali alla Efort su "Lumbar Spinal Stenosis". Riviste italiane e straniere prestigiose lo presentano nell'editorial Board da molti anni (*Spine* da 20 anni, *JBJS* inglese da 15, etc.).
Milano [11] oltre l'annuale partecipazione al GIS con importanti contributi suoi e dei collaboratori, ha riferito i risultati della chirurgia per ernia del disco con follow-up di oltre 20 anni a congressi internazionali come l'*Accademy* e la *Efort*, la *SSE* pubblicandoli su prestigiose riviste (*Spine*, *Euro Spine J*, *JBJS*). Denaro ha pubblicato nel 1999, in inglese, un Testo sulle stenosi cervicali. Solini ha contribuito al progresso tecnologico adottando una sua protesi per le patologie cervicali più gravi [12].
Nel tempo, la terapia per l'ernia è diventata sempre più mirata e mininvasiva con l'utilizzo di nuove tecnologie; il microscopio è stato introdotto in Italia da Postacchini, ormai da diversi lustri, mentre Brayda-Bruno è l'autore di riferimento della tecnica di asportazione videoassistita (MED). Nelle forme di ernia contenuta, è sempre molto attuale la discussione tra coloro che utilizzano metodiche ortopedico-riabilitative e coloro che nel tempo hanno sperimentato trattamenti chirurgici come nucleoaspirazione di Onik (Bartolozzi), laserdiscectomia (Mura) o più modernamente tecniche di radiofrequenza (Balsano, Paliotta, etc.).
L'instabilità segmentaria su base degenerativa è stata trattata per alcuni anni con artrodesi posterolaterale strumentata con CD o sistemi similari. Alla fine degli anni '90 si sono associate nuove tecniche: ALIF, PLIF e più recentemente il TLIF. In questo progredire e variare della chirurgia, gli italiani, da Denaro a Logroscino, a Bartolozzi, Parisini, Brayda-Bruno, Fabris, De Giorgi e Mura hanno evidenziato vantaggi e svantaggi delle metodiche con ricerche pubblicate sia in Italia che all'estero e con le discussioni ai congressi.
Da circa 15 anni si è proposta la toracoscopia per discectomie, biopsie, l'ernia del disco toracica e la laparoscopia per il trattamento dell'instabilità degenerativa segmentaria; Bartolozzi ha dato alle stampe la monografia sulle tecniche toraco e laparoscopiche del rachide.
Attualmente nella discopatia degenerativa si mette in discussione l'artrodesi vertebrale in favore di tecniche che mirano alla conservazione del movimento, utilizzando le moderne protesi di disco oppure i nuovi strumentari di stabilizzazione dinamica e supporto al disco, realizzati anche in Italia (Viking - Caserta).

SPONDILOLISTESI

In questa patologia possiamo annoverare il successo tutto italiano della classificazione di Marchetti-Bartolozzi elaborata dagli autori da poco più di 20 anni, attualmente diffusa in tutto il mondo ed inserita dal 1997 nel testo americano "Book of Spinal Surgery" edito da Lippincott.
Marchetti, socio emerito della SRS, ha diffuso in Italia ed all'estero il trattamento della spondilolistesi grave con l'adozione di differenti procedure di riduzione ed artrodesi attuate per via posteriore, combinata o anteriore.
Bartolozzi [13] è stato il primo ad aver trattato la spondilolistesi lombosacrale con cages inserite per via laparoscopia (1997 e 2000) e ad aver introdotto in Italia (2004) la tecnica della stabilizzazione in situ con vite retrograda transacrale applicata per via mininvasiva. In un importante capitolo dell'enciclopedia medico chirurgica viene descritta la tecnica di riduzione per via posteriore di Fabris.
Lamartina [14] ha definito, sul piano anatomoradiologico, in riferimento alla biomeccanica lombopelvica, il metodo per la scelta dell'area di artrodesi nelle spondilolistesi ad alta displasia. Lo stesso autore, rappresentante italiano dell'A.O. Spine catalizza e sostiene il nostro sviluppo scientifico con la diffusione, insieme al Board del GIS, di un registro Europeo di chirurgia vertebrale (Spine Tango) e dal 2004 organizza i corsi annuali AO di chirurgia vertebrale in Italia ed, in rappresentanza della *A.O. International*, anche in Cina.

TUMORI

Nella patologia tumorale il progresso italiano si è affermato anche in campo internazionale per mezzo di Boriani [15] che ha messo a punto la metodica e gli schemi delle resezioni vertebrali nei tumori. Sul piano tecnico, dopo l'asportazione in blocco di una o più vertebre, riprendendo la tecnica di Roy-Camille, utilizza per la ricostituzione del sostegno anteriore una protesi di sua invenzione costituita da cages in fibre di carbonio collegate con la strumentazione posteriore attraverso viti. La tecnica ed i risultati sono pubblicati su prestigiose riviste e costituiscono capitoli di importanti recenti manuali stranieri di chirurgia vertebrale come "Intervertebral Fusion" di Brantigan-Lauryssen del 2006.
Bartolozzi ed altri hanno avviato il trattamento delle metastasi vertebrali con radiofrequenza e cifoplastica.
In conclusione, in Italia il progresso nelle patologie del rachide, grazie all'operato di tutti i membri della Società Italiana di Chirurgia Vertebrale-GIS, ha mantenuto il passo dello sviluppo internazionale ed oggi offre a tutti i cittadini possibilità di cure analoghe a quelle che vengono attuate nei più progrediti paesi europei, del continente americano ed asiatico.

In questa logica di tipo territoriale, riteniamo di particolare importanza l'attività di Mura che ha sviluppato nell'isola le più avanzate e moderne terapie. Analogamente Milano ha realizzato in Calabria, un Congresso GIS ed ha attuato, per la prima volta a Catanzaro, interventi per correzione delle scoliosi e quelli per via anteriore al rachide cervicale.

Il progresso futuro sarà accelerato dalla nascita di ulteriori Unità Operative Complesse e di Unità semplici di Patologia del rachide su tutto il territorio nazionale e dall'inserimento degli ortopedici nelle Unità Spinali. Le scuole di specializzazione dovranno offrire nella didattica traning chirurgici pratici con corsi, master o cadaver lab, secondo i programmi di formazione più moderni.

La ricerca sarà veloce e rigogliosa e potrà far sviluppare le tecnologie, solo se sapremo poggiarla su una efficiente organizzazione informatica del nostro lavoro a tutti i livelli e se saremo, rapidamente sensibili, alle novità ed allo sviluppo che ricerca di base, biomeccanica, genetica, sostituti di osso, tecniche chirurgiche e nuove tecnologie diagnostiche e terapeutiche ci mettono a disposizione.

BIBLIOGRAFIA

1. Marchetti PG. *Le scoliosi.* Firenze: Nuove Edizioni Enrico Vallecchi 1968.
2. Savini R. *Scritti medici*. Bologna: Aulo Gaggi Editore 1993.
3. Ascani E, Bartolozzi P, Logroscino CA, et al. *Natural history of untreated idiopathic scoliosis after skeletal maturity*; Spine 1986;8:784-9.
4. Graf H, Hecque TJ, Dubousset J. *Approche tridimensionnelle des deformationes rachidiennes. application a l'étude du pronostic des scolioses infantiles*. Rev Chir Orthop 1993;69:407-16.
5. De Giorgi G, Gentile A, Paciulli F. *Analisi tridimensionale computerizzata del rachide applicata alla scoliosi*. Torino: Ed. Minerva Medica 1981.
6. Becchetti S, Senes FM, Pinelli G, et al. *Plaster braces for the reduction of scoliotic curves: method and results*. JJOT 1990;16:53-60.
7. Dubousset J, Cotrel Y, De Giorgi G. *Atlante di chirurgia ortopedica. l'intervento di cotrel-doubousset nella scoliosi idiopatica*. Foggia: Gerni Editori 1989.
8. Fabris DA. *The surgical correction of spinal deformities*. Padova: Cleup University Press 1998.
9. Bartolozzi P, Cassini N, Sandri A, et al. *Il Trattamento chirurgico della scoliosi dell'adolescente con S.I.R.*. GIOT 1999;23.
10. Postacchini F. Le Ernie Del Disco Lombare; Antonio Delfino Editore, 1998
11. Milano C, Mariconda M, Galasso O, et al. *Minimum 25-years outcome and functional assessment of lumbar discectomy*. Spine 2006;31:2593-9; Discussione 2600-1.
12. Solini A. *Non-cemented prosthesis in cervical vertebral-body surgery*. Chir Organi Mov 1985;70:31-40.
13. Bartolozzi P, Sandri A, Cassini M, et al. *L'osteosintesi con stabilizzazione transomatica nelle spondilolistesi ad alta displasia*. GIOT 2005;31:82-9.
14. Lamartina C. *A square to indicate the unstable zone in severe spondylolisthesis*. Eur Spine J 2001;10:444-8.
15. Boriani S, Biagini R, Bandiera S, et al. *Reconstruction of the anterior column of the toracic and lumbar spine with a carbo fiber stackacle cage system*. Orthopedics 2002;25:37-42.

Gli inizi della nostra attività chirurgica nel trattamento delle deformità vertebrali (30-40 anni fa ed oltre)

The beginnings of our surgical practice in the treatment of spinal deformities (30-40 years ago and more)

P.G. Marchetti*, A. Faldini**

RIASSUNTO

Gli Autori riportano la loro graduale esperienza (iniziata nei primi anni '60) nel trattamento chirurgico delle scoliosi, delle cifoscoliosi congenite, delle spondilolistesi e delle spondilosi rizomeliche. Documentano le grandi difficoltà incontrate e le tecniche (spesso originali) di volta in volta ideate e impiegate e che (in una continua evoluzione) preludono spesso a molte delle attuali forme di chirurgia vertebrale.

Parole chiave: scoliosi, cifosi, spondilolistesi, spondilite anchilosante

SUMMARY

The authors report their gradual experience (starting in the early '60) in the surgical treatment of scoliosis, congenital kyphoscoliosis, spondylolisthesis and rhizomelic spondylosis. They show the great difficulties encountered and the techniques (often original) used from time to time, which (in a continuous evolution) anticipate a lot of the current forms of vertebral surgery.

Key words: scoliosis, kyphosis, spondylolisthesis, ankylosing spondylitis

La nostra Specialità si è gradualmente staccata dal tronco comune della Chirurgia Generale soprattutto per la necessità di trovare una soluzione a 3 problemi fondamentali:

1) lussazione congenita dell'anca;
2) piede torto congenito
3) deformità vertebrali.

Quando (verso la fine degli anni '50) LCA e PTC erano problemi quasi risolti, le deformità vertebrali erano invece ancora "il" vero problema della ortopedia e solo nei successivi 40-50 anni il problema fu gradualmente ed infine adeguatamente inquadrato e trattato: quando noi cominciammo (agli inizi degli anni '60) il trattamento delle deformità vertebrali, incontrammo molte e gravi difficoltà, che talvolta ci sembravano insuperabili.

*Istituto Ortopedico Rizzoli, Università di Bologna; **Clinica Ortopedica, Università di Pisa, Via Risorgimento 36, Pisa

Si ringrazia per la collaborazione la disegnatrice anatomica Silvia Bassini.

Il nostro Maestro (prof. O. Scaglietti) decise di affrontare il problema delle deformità vertebrali ed alla fine degli anni '50 inviò a New York allo *Special Surgery* (uno dei 3 o 4 Ospedali al mondo dove da poco tempo già si trattavano chirurgicamente le scoliosi) dal prof. Cobb, prima Alberto Ponte, poi Fiorenzo Travaglini ed infine P. Giorgio Marchetti, che tornò a Firenze nel marzo 1961, esattamente 1 anno dopo che Alberto Ponte all'Istituto Ortopedico Toscano aveva operato la prima scoliosi (11/03/1960) trattata col metodo di Cobb.

Dopo il 1961-62 molti altri colleghi (oltre a Faldini anche Bartolozzi, Frontino, Caruso, Manaresi, etc.) cominciarono (spesso a tempo pieno) ad occuparsi del trattamento chirurgico delle scoliosi: si formò così una grande équipe che con un duro lavoro senza sosta, favorito e privilegiato in ogni modo dal prof. Scaglietti, ci permise di portare al Congresso SIOT del novembre 1968 a Pisa i primi 1000 casi operati [1]

LE SCOLIOSI

La metodica di Cobb usata per i primi 2 anni circa era estremamente complessa ed impegnativa, sia in fase correttiva che contentiva postchirurgica (Fig. 1 A-C).

Le correzioni ottenute erano spesso ottime. La stabilizzazione chirurgica si eseguiva nel gesso con la tecnica di Hibbs, con risultati buoni e spesso quasi incredibili (40 o 45 anni fa!!) (Fig. 1C).

Ma nel suo complesso la metodica di Cobb era davvero, per tutti, estremamente impegnativa.

Nel 1962 cominciammo ad impiegare anche la meno complessa tecnica di Abbott, che per la correzione-contenzione adoperava più semplici gessi di elongazione, con buoni risultati (Fig. 2A-B-C).

Nei primi 3 anni furono trattati con la tecnica di Cobb e con quella di Abbott 43 pazienti.

La *prima svolta per noi decisiva* nel trattamento delle scoliosi avvenne alla fine del '62 con l'introduzione del letto e della metodica di Risser [2], che facilitò moltissimo il trattamento correttivo e contentivo delle scoliosi, che rimaneva ancora un trattamento impegnativo, ma assai meno complesso degli anni precedenti e con risultati molto buoni.

La *seconda svolta fondamentale* nel trattamento della scoliosi fu l'introduzione della tecnica di Harrington [3], che usammo per la prima volta nel 1966, in una grave scoliosi polio operata nel 1965 ed esitata in pseudoartrosi nel 1966. Individuata e trattata la pseudoartrosi, usammo un chiodo di Harrington per ricorreggere e stabilizzare la deformità, con ottimo risultato.

Nei nostri primi 1000 casi (a tutto il 1968) la metodica di Harrington è stata usata 55 volte.

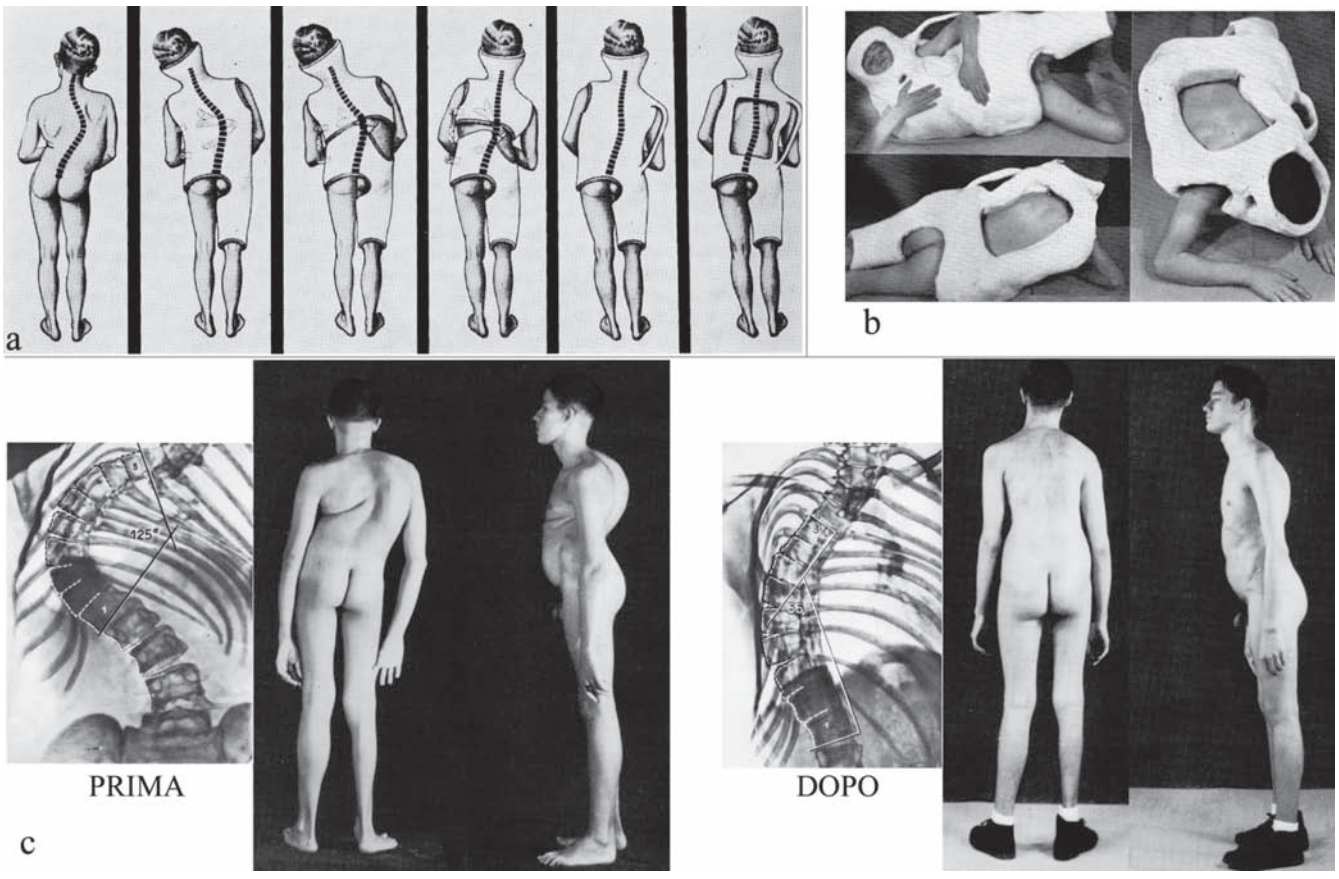


Fig. 1. A. La schematizzazione della tecnica correttiva-contentiva di Cobb. In B il paziente pronto per l'intervento (gesso tipo "turn-buckle"). C. L'ottimo risultato.

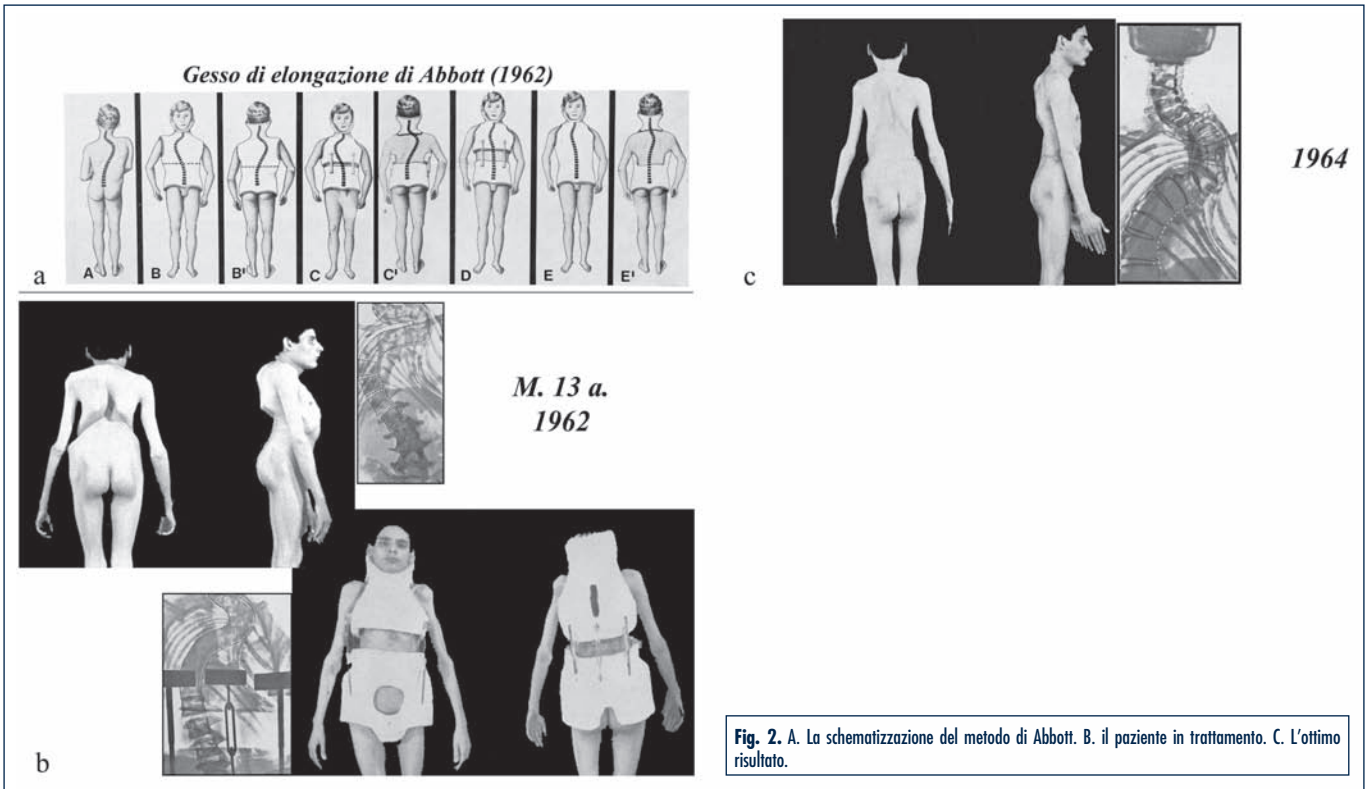


Fig. 2. A. La schematizzazione del metodo di Abbott. B. il paziente in trattamento. C. L'ottimo risultato.

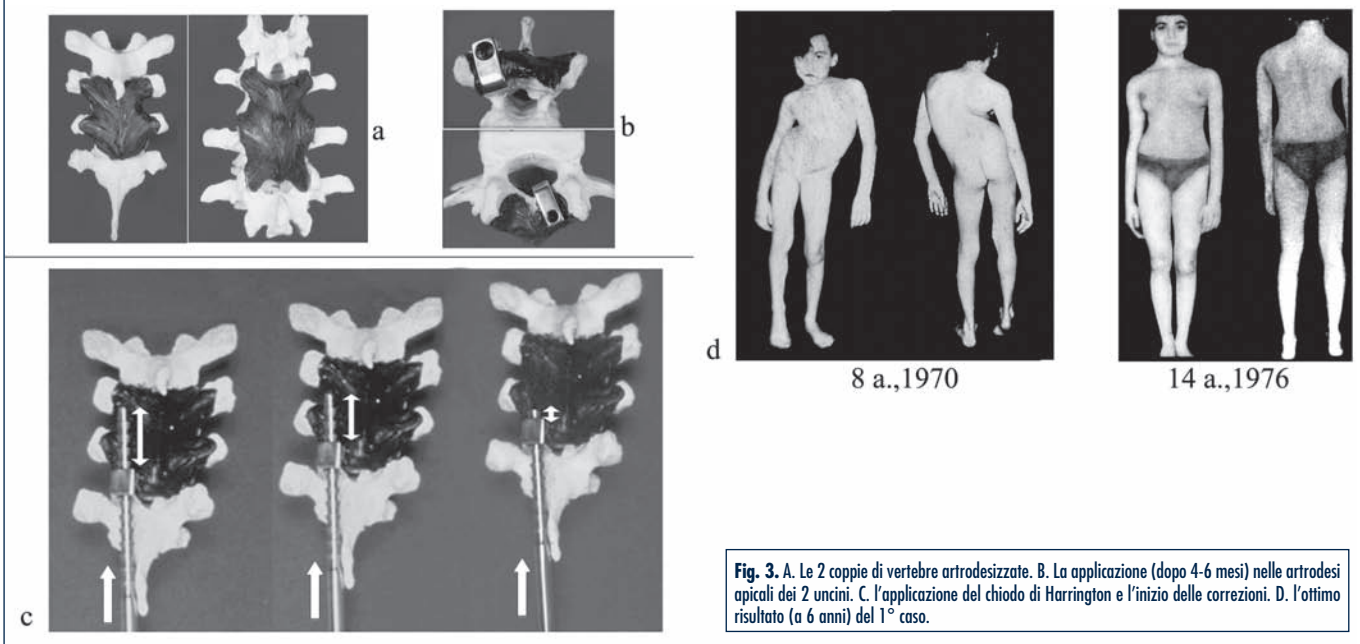


Fig. 3. A. Le 2 coppie di vertebre artrodesizzate. B. La applicazione (dopo 4-6 mesi) nelle artrodesi apicali dei 2 uncini. C. l'applicazione del chiodo di Harrington e l'inizio delle correzioni. D. l'ottimo risultato (a 6 anni) del 1° caso.

Ma in certe scoliosi particolarmente rigide o in pazienti in accrescimento molto defedati e con scoliosi gravi ideammo (Figg. 3-5), ed applicammo una nuova tecnica [1 4-6] (poi nota col termine di "end-fusions") per rinforzare i punti di presa degli uncini, per posizionare e mantenere in loco anche per anni i chiodi di

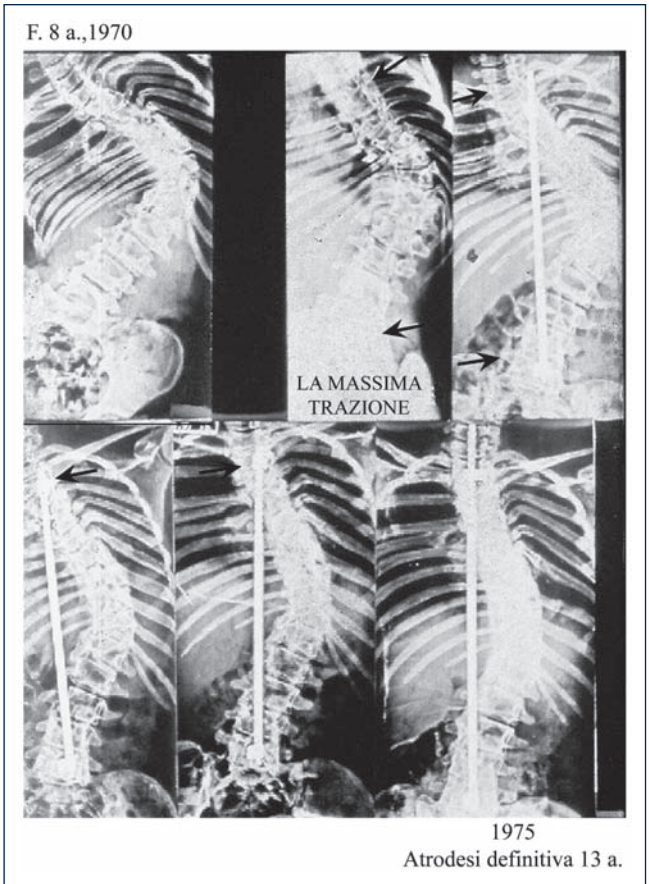


Fig. 4. In alto a sin. la scoliosi iniziale. Al centro la Rx in massima trazione a 6 mesi dalle 2 artrodesi apicali (→) e dopo intensa fisioterapia ed autocorrezione: a destra la applicazione dell'Harrington. In basso alcune progressioni (7 in totale) ed il risultato finale.

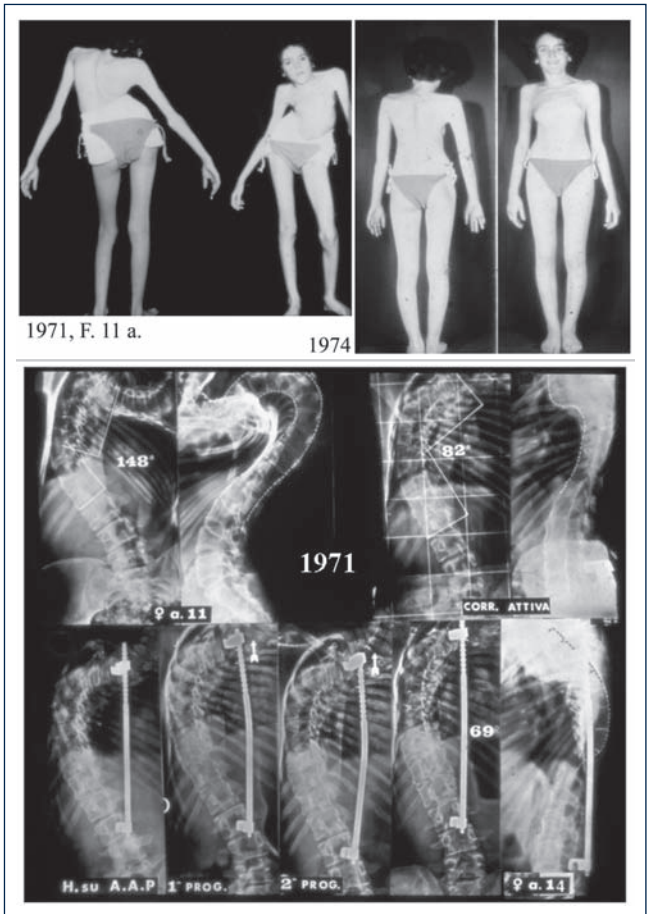


Fig. 5. Secondo caso: in alto gravissima scoliosi prima ed a oltre 3 anni: risultato ottimo. In basso, l'aspetto Rx prima, a 6 mesi dalle "end-fusions" e dopo esercizi respiratori e di correzione attiva e poi durante ed alla fine del trattamento (anche con sostituzione del chiodo).

Harrington, senza artrodesi definitiva [7 8], per correggere gradualmente la deformità, per migliorare anche le condizioni generali del paziente (in particolare dal punto di vista respiratorio) ed infine per procrastinare (anche di diversi anni) la artrodesi definitiva, fino a quando cioè si erano raggiunte favorevoli condizioni clinico-radiografiche.

La tecnica consiste (Fig. 3A-B-C) nell'eseguire l'artrodesi di 2 coppie di vertebre agli estremi della curva con aggiunta di osso iliaco. Nei blocchi ossei che si erano formati, dopo 5-6 mesi si sistemavano i 2 uncini ai quali si connetteva (per via sottocutanea) il chiodo di Harrington, iniziando la correzione.

Ogni 4-6 mesi circa, per lo più in anestesia locale, si procedeva a migliorare la correzione agendo sul blocco prossimale (Fig. 3C).

Alle Figure 3D, 4 è visibile il primo caso che trattammo nel 1970: difficile pensare a casi più gravi: ma il risultato fu ottimo dopo 5 anni. Alla Figura 4 è visibile il riassunto della storia Rx del trattamento: Rx prima del trattamento, Rx in trazione a 5 mesi dalle "end-fusions", continuando a fare intensi esercizi respiratori e trazione attiva. Negli anni successivi varie progressioni ed anche il cambio del chiodo, fino alla artrodesi definitiva.

Alla Figure 5 un caso ancora piu' grave: bimba di 11 anni. Facile immaginare le condizioni cliniche (e specie quelle respiratorie) della paziente: il risultato clinico a 4 anni è ottimo. La storia Rx del trattamento della bimba è illustrata in basso.

Altri colleghi negli anni successivi usarono le "end fusions": per esempio, in Italia, G. Stella al Gaslini di Genova le eseguì in diversi casi, sempre in pazienti molto giovani, con ottimi risultati.

CIFO-SCOLIOSI CONGENITE

Un accenno alle cifoscoliosi da patologia congenita [9 10]. Nel 1972 (Fig. 6A-B) preparammo una serie di chiodi di Harrington molto corti e di uncini in vario modo modificati, così da poter trattare con artrodesi anteriore e in distrazione correttiva le deformità cifotiche: eseguimmo il primo caso nel 1972 (Fig. 6): altri casi alla Figura. 7A-B

Questi casi possono essere considerati i progenitori delle moderne, sofisticate strumentazioni anteriori. Per quanto è a nostra conoscenza, 35 o 40 anni fa questi pazienti forse erano i primi ad essere trattati con artrodesi e strumentazione correttiva per via anteriore.

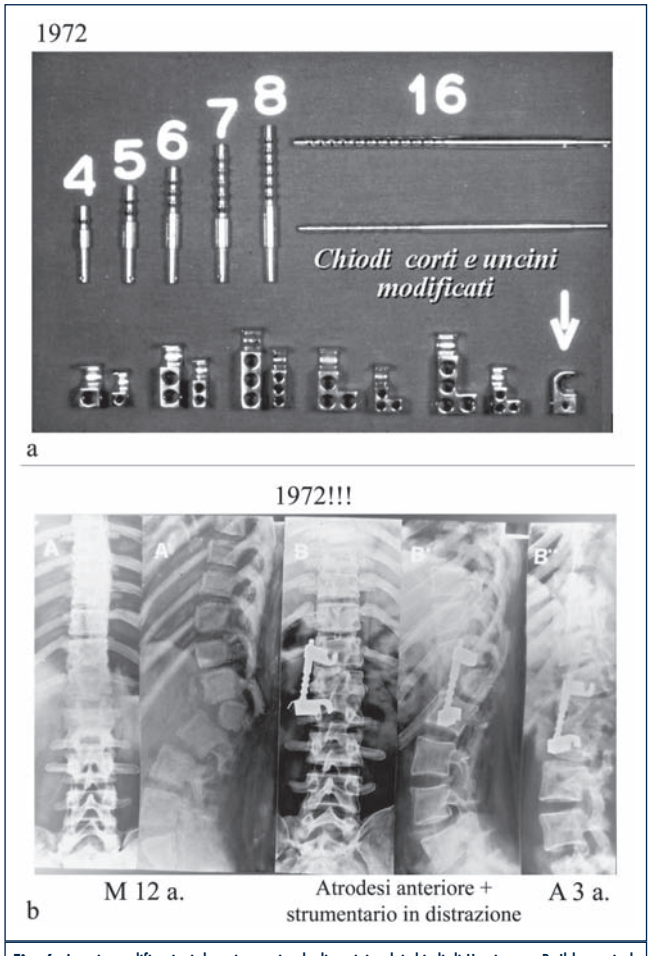


Fig. 6. A.varie modificazioni da noi eseguite degli uncini e dei chiodi di Harrington. B. Il buon risultato a circa 3 anni dalla prima artrodesi e strumentazione anteriore in distrazione di una cifoscoliosi congenita.

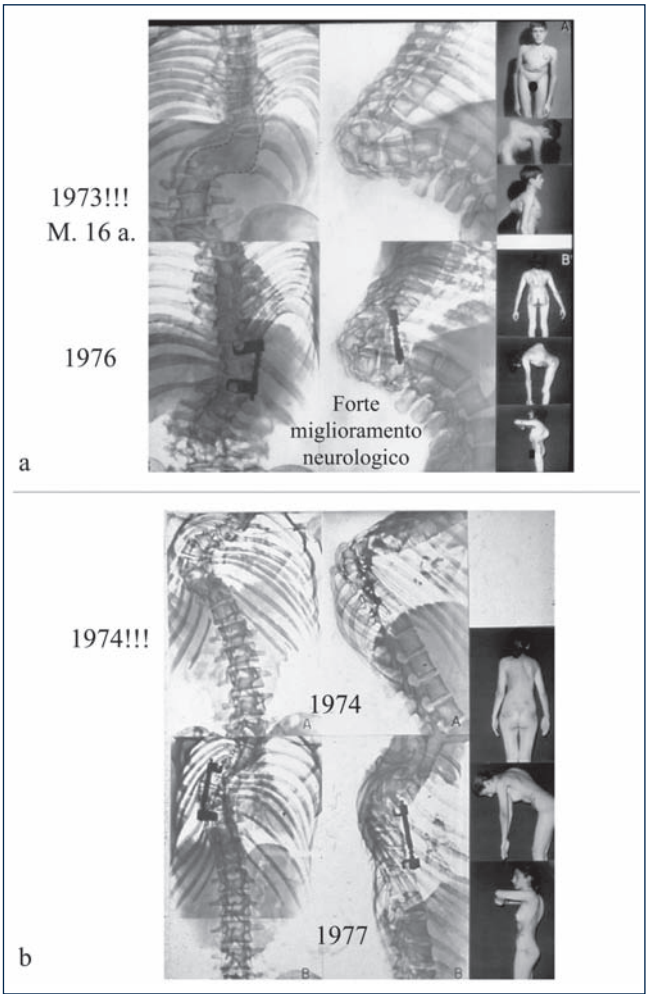


Fig. 7. A. un'altra gravissima cifoscoliosi trattata nel 1973 con artrodesi e strumentazione anteriore correttiva: buon risultato a 3 anni. B. una cifoscoliosi toracica (1974) operata per artrodesi e strumentazione anteriore: buon risultato ad oltre 3 anni.

SPONDILOLISTESI

Visti i risultati ottenuti nelle scoliosi, alla fine degli anni '60 il prof. Scaglietti volle affrontare anche il problema delle spondilolistesi. Con Bartolozzi e Frontino ideò un nuovo metodo di correzione delle spondilolistesi usando trazione, rotazione postero-anteriore del bacino e pressione localizzata sul sacro (Fig. 8A). Anche noi a Pisa iniziammo ad usare il metodo correttivo Scaglietti [4 11 12] con risultati anche ottimi (Fig. 8B), ma che (anche se il paziente veniva mantenuto in gesso correttivo a lungo) recidivavano o comunque tendevano sempre a perdere molta correzione quando erano lasciati liberi. Ci rendemmo rapidamente conto che la chirurgia stabilizzatrice appariva indispensabile. Nei primi anni '70 cercammo di stabilizzare le riduzioni chirurgicamente con vari tipi di strumentazioni posteriori ed artrodesi postero-laterali: ma con risultati insoddisfacenti. Solo nei casi in cui si aggiungeva la artrodesi intersomatica per via anteriore il risultato era costantemente buono.

Dal 1976 usammo perciò [9 11 12] solo la artrodesi intersomatica anteriore, in tutti i casi (oltre 350) di spondilolistesi chirurgiche, con o senza riduzione preoperatoria. Usammo sempre un trapianto massivo iliaco intersomatico ed osteosintesi con vite/i, L5 – trapianto – S1. Alla Figura 9A è illustrato il primo caso operato nel 1976: controllato a 25 anni, dopo 2 gravidanze.

Alla Figura 9B la schematizzazione della tecnica chirurgica usata, con trapianto iliaco intersomatico ed osteosintesi L5-trapianto-sacro. Quando l'estremo superiore di S1 era molto ipoplasico, dal 1978 (Fig. 10A-B) ricorriamo ad una tecnica originale cioè alla osteotomia anteriore in allargamento del sacro per permettere una artrodesi intersomatica su una ampia e superficie, con ottimi risultati (Fig. 10A).

In casi molto gravi occorre spesso realizzare, con interventi estem-

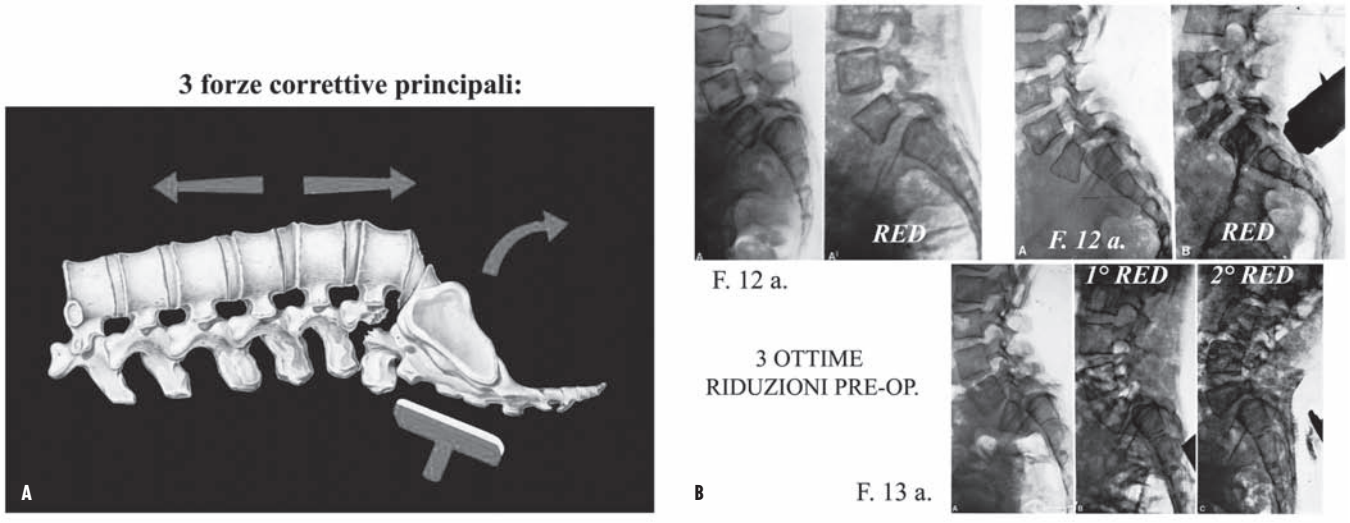


Fig. 8. A. la tecnica di Scaglietti di riduzione della Spondilolistesi. B. alcune buone riduzioni da noi ottenute (una con correzione in 2 fasi.).

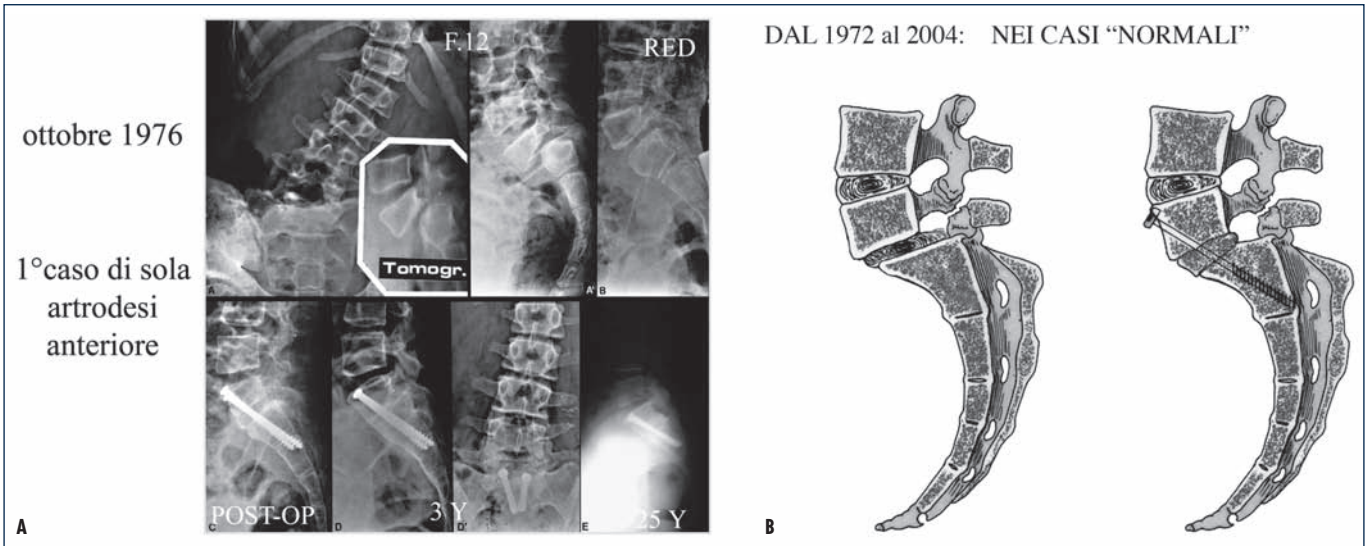


Fig. 9. Il primo caso operato (1976) di sola artrodesi intersomatica anteriore: l'ottimo risultato a 25 anni e dopo 2 gravidanze. In basso la schematizzazione dell'intervento.

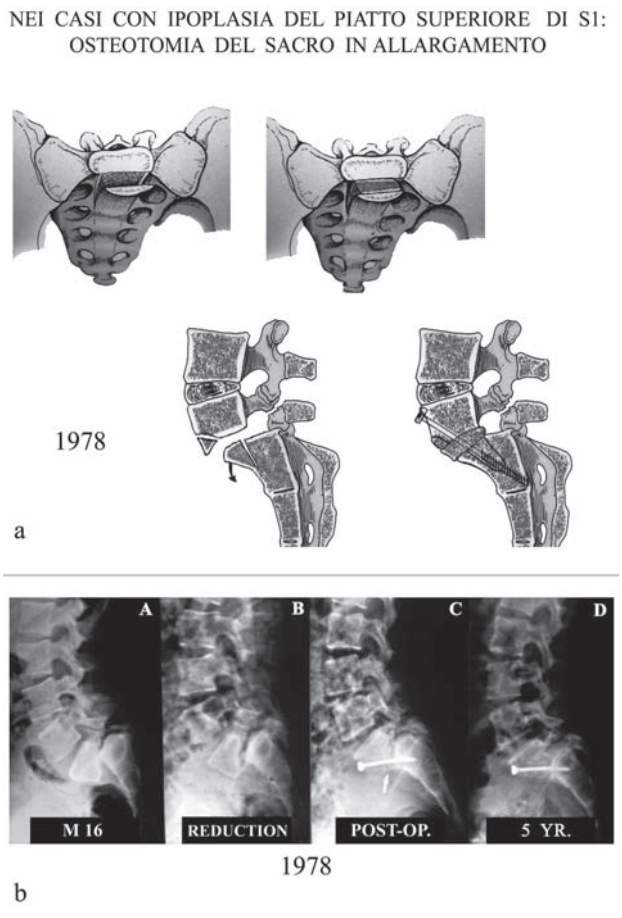


Fig. 10. A. la schematizzazione dell'intervento di osteotomia in allargamento del sacro. B. L'ottimo risultato in un caso a 5 anni.

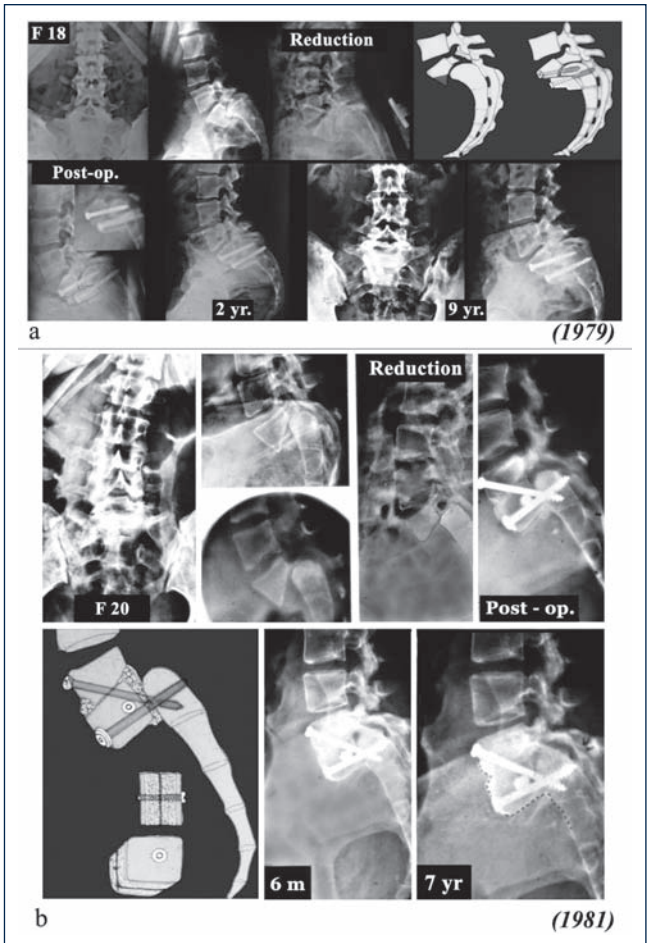


Fig. 11. A-B. 2 ottimi risultati a distanza in artrodesi anteriore L5-S1 con "supporto" di L5.

MARCHETTI E BARTOLOZZI (1982-1994)

- CONGENITE
  - Ad alta displasia
    - con lisi
    - con elongazione
  - A bassa displasia
    - con lisi
    - con elongazione
- ACQUISITE
  - Traumatiche
    - Fratture acute
    - Fratture da "stress"
  - Post-chirurgiche
    - Da chirurgia "diretta"
    - Da chirurgia "indiretta"
  - Patologiche
    - Da patologie locali
    - Da patologie sistemiche
  - Degenerative
    - Primarie
    - Secondarie

Fig. 12 . La classificazione di Marchetti-Bartolozzi. Sottolineate le forme che di solito necessitano di chirurgia.

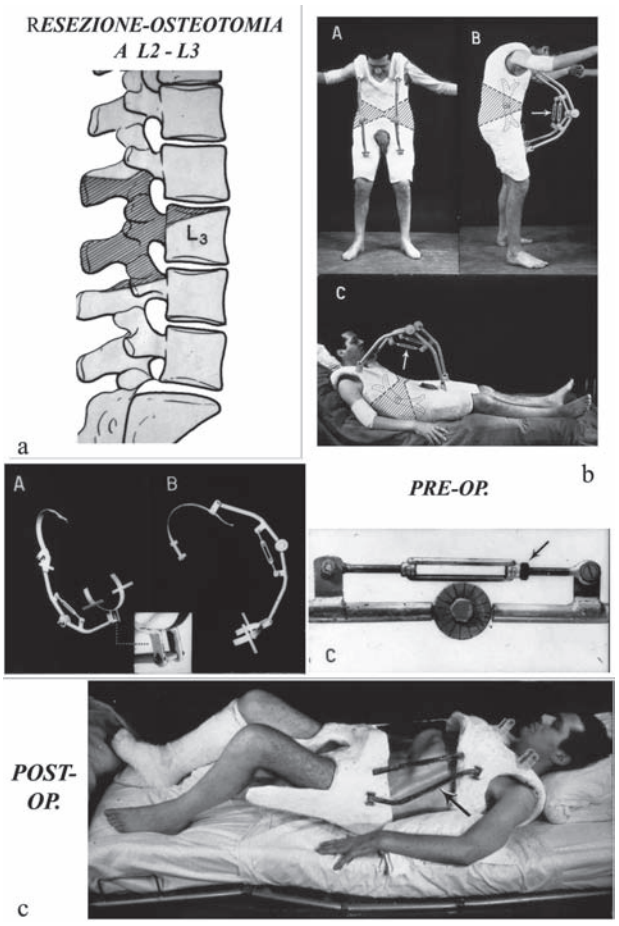


Fig. 13. A. La osteotomia-resezione da noi usata. B. La tecnica di correzione (vedi testo).

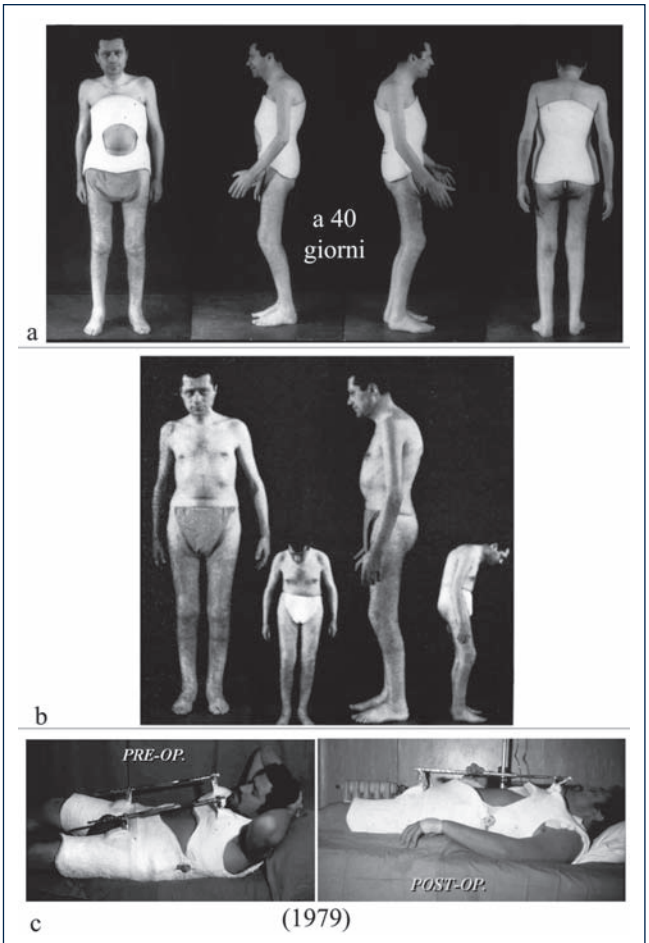


Fig. 14. A. Il corsetto gessato deambulatorio a circa 8 settimane. B. Il buon risultato. C. La modificazione della tecnica con l'uso di barre anteriori rette.

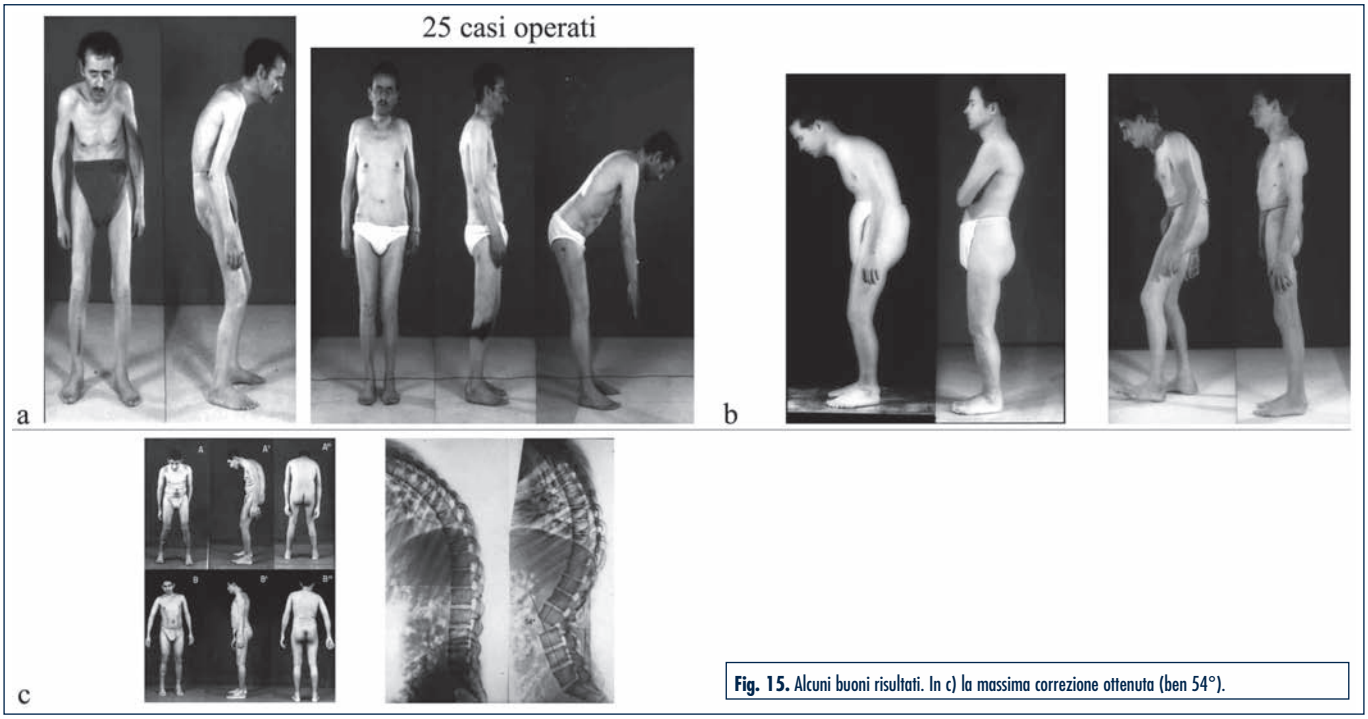


Fig. 15. Alcuni buoni risultati. In c) la massima correzione ottenuta (ben 54°).

poranei, una artrodesi L5 – S1 con supporto anteriore di L5, con risultati molto buoni (Fig. 11A-B).
Molti anni fa, con Bartolozzi, abbiamo proposto una classificazione delle spondilolistesi chiara, completa e basata solo su criteri univoci e che è (Fig. 12) ora molto usata nel mondo [12].

SPONDILOSI RIZOMELICA

Per finire, un accenno al trattamento delle spondilosi rizomeliche, che 30 o più anni fa erano poco trattate chirurgicamente [13-15]. I problemi allora erano gli stessi (correzione e contenzione) di oggi: come li risolvemmo?
Usammo nel 1963 una resezione-osteotomia [15] (Fig. 13A) a livello di L2-L3, con correzione intraoperatoria della deformità, sotto controllo visivo (usata anche in altri 24 casi).
In questi casi (Fig. 13B) si confezionava prima di tutto un gesso preoperatorio articolato che includeva cosce e spalle e che veniva tagliato e rifinito sia per eseguire la chirurgia posteriore e sia per angolare, per mezzo di due aste mobili semicircolari munite di viti continue (→), le 2 parti del gesso, correggendo (sotto vista) la deformità. Ottenuta la correzione le due componenti gessate erano poi solidamente connesse (Fig. 13C). A 40-50 giorni (Fig. 14A-B) si confezionava un corsetto gessato per circa 3 mesi, con ottimi risultati (Fig. 14B).
Un paio d'anni dopo il sistema fu molto semplificato usando per la correzione barre distrattive anteriori rette, come nel paziente della Figura 14C, prima e dopo la correzione.
I risultati furono molto soddisfacenti come alla Figura 15°-C: in c il caso con la massima correzione (ben 54°) ottenuta, necessaria perchè l'apice della cifosi era in sede abnormemente alta.

BIBLIOGRAFIA

1. Marchetti PG. *Le scoliosi*. Bologna: Aulo Gaggi Editore 1968.
2. Risser JC. *Scoliosis: past and present*. J Bone Jt Surg Am 1964;46A: 167-99.
3. Harrington PR, Dickson JH. *An eleven-year clinical investigation of Harrington instrumentation*. Clin Orthop 1973;93:113-30.
4. Marchetti PG: *Modificazioni ed usi speciali per lo strumentario di Harrington*. Policlinico (Sez Chir) 1976;83:540-6.
5. Marchetti PG, Faldini A: *"End-fusions" in the treatment of some progressing or severe scoliosis in childhood or early adolescence*. Paper presented at the Congresso Società Italiana della Scoliosi, Roma 1977.
6. Ascani E, Giglio GC, Pagnotta G. *Strumentazione precoce delle scoliosi infantili senza artrodesi*. Prog Patol Vertebrale 1980;3:247-51.
6. Marchetti PG, Faldini A: "*End-fusions" in the treatment of progressing or severe scoliosis in childhood or early adolescence*. Orthop Trans 1978;2:271.
8. O'Brien JF, Gillespie R, McNeice GM, et al. *Instrumentation without fusion. A clinical experience of sixteen cases*. Paper presented at the 14th annual meeting of the Scoliosis Research Society, Seattle, 1979.
9. Marchetti PG, Bartolozzi P. *The pediatric spine*. New York: Thieme ed. Strasbourg. Tratton inc. 1984.
10. Winter RB. *Congenital Deformities of the Spine*. New York: Thieme-Stratton 1983.
11. Marchetti PG, Bartolozzi P: *Spondylolisthesis. Modern Trends in Orthopaedic Surgery*. Bologna: Aulo Gaggi Editore 1982, pp. 261-268.
12. Marchetti PG, Bartolozzi P. *Classification and treatment of Spondylolisthesis in: Bridwell K, De Wald R. Textbook of Spinal Surgery*. Philadelphia: Lippincott-Raven 1997, pp. 1211-1255.
13. Herbert JJ. *Chirurgie et orthopédie du rehumatisme*. Paris: Masson et Cie 1950.
14. Law WA. *Osteotomy of the spine*. J Bone Jt Surg 1962;44-A:1199-206.
15. Marchetti PG. *Un metodo di correzione-contenzione nelle Osteotomie vertebrali*. Archivio Putti 1967;XXII:88-96.

La stenosi lombare: dalla laminectomia agli spaziatori interspinosi

Lumbar spinal stenosis: from laminectomy to interspinous spacers

F. Postacchini

RIASSUNTO

La stenosi lombare è dovuta, per lo più, ad alterazioni degenerative delle apofisi articolari e dei legamenti gialli, ed è spesso associata a spondilolistesi degenerativa. Negli ultimi decenni il trattamento chirurgico ha subito significative variazioni. La laminectomia bilaterale è stata sostituita, in una larga parte dei casi, dalla laminotomia monolaterale o bilaterale o dalla laminotomia bilaterale con accesso monolaterale. L'artrodesi intertrasversaria non strumentata è stata sostituita dall'artrodesi strumentata intertrasversaria o intersomatica. La percentuale di risultati soddisfacenti tende a diminuire nel lungo termine. Le metodiche mini-invasive, se attuate in casi selezionati, sembrano fornire risultati soddisfacenti in almeno due terzi dei pazienti, ma sono necessari ulteriori studi per validarne l'efficacia.

Parole chiave: stenosi lombare, laminectomia, laminotomia, artrodesi vertebrale, spaziatori interspinosi

SUMMARY

In most cases, lumbar spinal stenosis is due to degenerative changes of the posterior joints and ligamenta flava, and is often associated to degenerative spondylolisthesis. In the last decades, significant changes have occurred in the surgical management. Bilateral laminectomy has been replaced, in a larege portion of cases, by unilateral or bilateral laminotomy or bilateral laminotomy through a unilateral approach. Non-instrumented intertransverse fusion has been replaced by pedicle-screw instrumentation and intertrasverse or interbody fusion. The percentage of satisfactory results tends to decrease in the long term. Minimally invasive procedures, when carried out in selected cases, appear to give satisfactory results in at least two third of patients; however, further studies are needed to validate their efficacy.

Key words: lumbar stenosis, laminectomy, laminotomy, spinal fusion, interspinous spacers

DEFINIZIONE E CLASSIFICAZIONE

L'autore ha definito la stenosi lombare come "Un'abnorme ristrettezza del canale vertebrale osteo-legamentoso e/o dei forami intervertebrali, responsabile di una compressione del sacco tecale e/o delle radici nervose caudali. La ristrettezza del canale vertebrale può essere mono- o plurisegmentaria, e ad un singolo livello può interessare l'intero canale o una parte di esso" [1].

Sulla base di questa definizione, un'abnorme ristrettezza del canale spinale può essere considerata una stenosi se sono soddisfatte due condizioni: che la ristrettezza riguardi il canale vertebrale osteo-legamentoso (delimitato dalle strutture ossee e dai legamenti gialli); e che essa determini una compressione delle strutture nervose contenute nel canale.

La prima condizione implica una netta distinzione tra patologia discale e stenosi. Una protrusione discale nel canale vertebrale può contribuire alla genesi della sintomatologia clinica, ma non è un elemento necessario nel determinismo della stenosi. La peculiarità di questa sta nella compressione del sacco tecale e delle radici spinali da parte delle componenti osteo-legamentose del canale. Di queste, quelle che possono modificarsi nel corso del tempo sono: le apofisi articolari per ispessimento od osteofitosi, o per scivolamento anteriore delle apofisi articolari inferiori di una vertebra con spondilolistesi degenerativa; i piatti vertebrali per osteofitosi posteriore; e i legamenti gialli per aumento del loro spessore. Poiché queste strutture si trovano a livello intervertebrale, è in quest'area che si verifica di norma la stenosi.

La seconda condizione sottolinea il concetto di compressione delle strutture nervose implicito nel termine di stenosi. Questo termine indica una sproporzione dimensionale tra calibro del contenente e volume del contenuto. Se la ristrettezza non è tale da determinare una compressione delle strutture nervose, il canale è da considerare "stretto", ma non stenotico. Questa distinzione è importante poiché il canale vertebrale può avere, costituzionalmente, dimensioni anche molto ridotte in assenza di compressione delle strutture nervose. L'importanza clinica è che non si può porre diagnosi di stenosi solo sulla base di misurazioni dei diametri del canale spinale.

Questi concetti sono stati ribaditi in una monografia[2], in cui è stata proposta una classificazione delle stenosi. Negli anni '90 questa classificazione è stata semplificata[3], comprendendo: 1) stenosi congenite, acondroplasiche e costituzionali; 2) stenosi degenerative senza o con spondilolistesi degenerativa; 3) stenosi da malattia di Paget; 4) stenosi in esito a fratture; 5) stenosi combinate. Un'ulteriore classificazione distingue: A) stenosi centrale; B) stenosi laterale e C) stenosi del forame intervertebrale.

ANATOMIA PATOLOGICA

Alla conoscenza della patomorfologia delle stenosi hanno molto contribuito le indagini radiologiche che visualizzano il canale

Dipartimento di Scienze dell'Apparato Locomotore, Università di Roma, "Sapienza"

Indirizzo per la corrispondenza:
Prof. Franco Postacchini, Clinica Ortopedica Università "Sapienza", P.le Aldo Moro 5, 00187 Roma. E-mail: franco.postacchini@uniroma1.it

vertebrale in sezione assiale. La prima è stata la stratigrafia assiale trasversa, che peraltro forniva immagini poco definite del canale spinale [4]. Ad essa è seguita la TC, che forniva immagini più distinte, ma solo del canale vertebrale osseo [5]. I primi apparecchi di TC, inoltre, avevano una bassa capacità di risoluzione, che consentiva di apprezzare grossolanamente la patomorfologia del canale vertebrale, spingendo anche ad interpretazioni inesatte [6]. Il progressivo miglioramento della TC e soprattutto l'avvento della RM hanno consentito di definire meglio le caratteristiche anatomo-patologiche della stenosi lombare. Ciò anche per il contributo di studi [7-9] che hanno definito il ruolo sia delle dimensioni primitive (costituzionali) del canale vertebrale, sia delle alterazioni degenerative delle apofisi articolari, del disco intervertebrale e dei legamenti gialli. Vari autori hanno esaminato lo spessore dei legamenti gialli, giungendo a conclusioni discordanti. In uno studio istologico ed ultrastrutturale di legamenti gialli di pazienti stenotici, è stato rilevato che nei legamenti gialli di questi pazienti vi è una significativa riduzione delle fibre elastiche ed un aumento delle fibre collagene [8]. Queste alterazioni suggeriscono che, negli stenotici, i legamenti possono anche non essere ispessiti, ma che, per la ridotta elasticità, essi aumentano di spessore nella stazione eretta e nell'estensione del tronco e protrudono nel canale spinale, restringendolo.
Nella stenosi i forami intervertebrali sono spesso ristretti e molti ritengono che la ristrettezza comporti una compressione della radice nervosa che in essa decorre. L'autore ha sempre sostenuto che una stenosi del forame intervertebrale è rara. Ciò è suggerito dal fatto che quando si effettua una decompressione chirurgica delle strutture nervose, quasi mai si esegue una foraminectomia completa, senza che ciò comporti una persistenza di sintomi radicolari. È stato inoltre dimostrato che, almeno nelle spondilolistesi degenerative, l'ampiezza del forame intervertebrale aumenta, invece che diminuire [10].

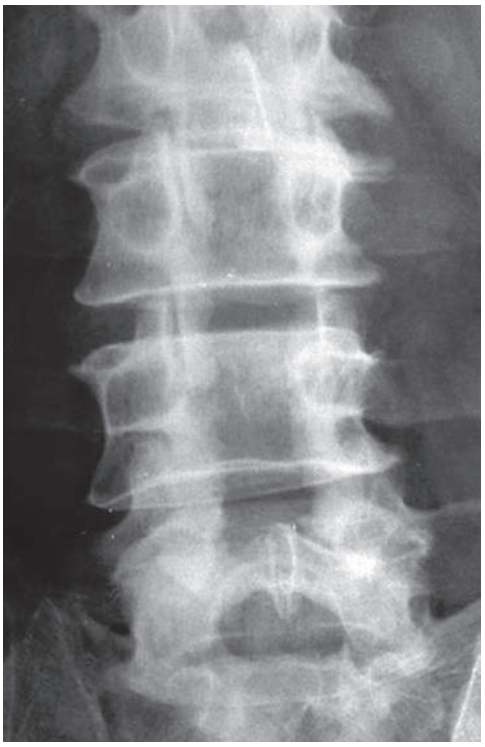


Fig. 1. Laminectomia bilaterale a livello L3-L4 e L4-L5

TRATTAMENTO

La stenosi lombare è una condizione patologica che non ha tendenza alla risoluzione spontanea e nel lungo termine tende ad aggravarsi. Ciò non significa che essa debba essere sempre trattata chirurgicamente nei casi in cui è sintomatica. Tuttavia, vari studi indicano che almeno nella metà dei casi trattati conservativamente la sintomatologia rimane invariata o peggiora nel corso di alcuni anni. Per tale ragione, attualmente, la percentuale di pazienti con stenosi sottoposti ad intervento chirurgico è proporzionalmente maggiore di quella dei pazienti con ernia discale.
La laminectomia bilaterale, ad uno più livelli, è stata per decenni l'unica modalità di trattamento chirurgico decompressivo (Fig. 1). Ad essa è stata associata o meno un'artrodesi intertrasversaria o intersomatica, particolarmente in presenza di una spondilolistesi degenerativa. Nella seconda metà degli anni '80 si è cominciato ad intuire che nei pazienti con sintomatologia radicolare monolaterale poteva essere indicata una laminotomia unilaterale nel lato sintomatico [2]. Successivamente, l'opportunità di salvaguardare il più possibile la stabilità vertebrale ha spinto ad effettuare laminotomie bilaterali ad uno o più livelli contigui (Fig. 2). Uno studio prospettivo randomizzato sui risultati

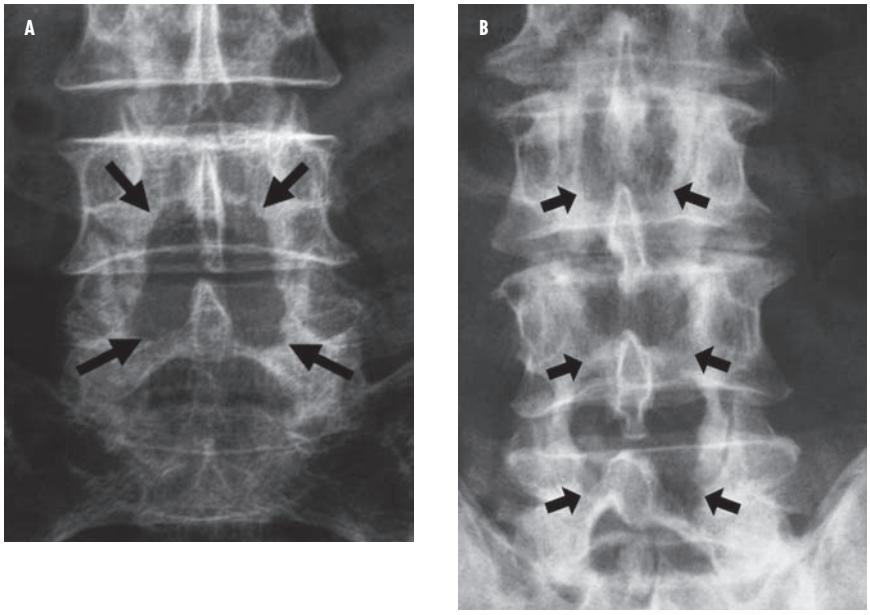


Fig. 2. A) Laminotomia bilaterale ad un singolo livello (A) ed a tre livelli contigui (B). Le frecce indicano le laminotomie.

della laminectomia bilaterale rispetto alla laminotomia bilaterale ha dimostrato che quest'ultima fornisce risultati simili alla prima nei pazienti con stenosi moderata, mentre la laminectomia bilaterale è preferibile nelle stenosi molto marcate [11]. Negli stessi anni si è iniziato a dare molta importanza alle radiografie funzionali nelle spondilolistesi degenerative, sottolineando che in presenza di ipermobilità vertebrale nelle radiografie dinamiche è indicato applicare una strumentazione a viti peduncolari associata ad una fusione vertebrale intertrasversaria, o intersomatica con PLIF o TLIF (Fig. 3), mentre in assenza di ipermobilità può essere praticata una laminotomia unilaterale od anche bilaterale allo stesso livello, soprattutto in pazienti anziani senza significativa lombalgia e con modesto scivolamento vertebrale [3]. Alternativamente, in questi casi, è stata applicata una strumentazione monolaterale con fusione intertrasversaria monolaterale o bilaterale [12]. Nella seconda metà degli anni '90 si è fatta strada la tecnica della decompressione bilaterale con accesso monolaterale (Fig. 4), che l'autore ha trovato indicata solo nei pazienti con stenosi di entità moderata.

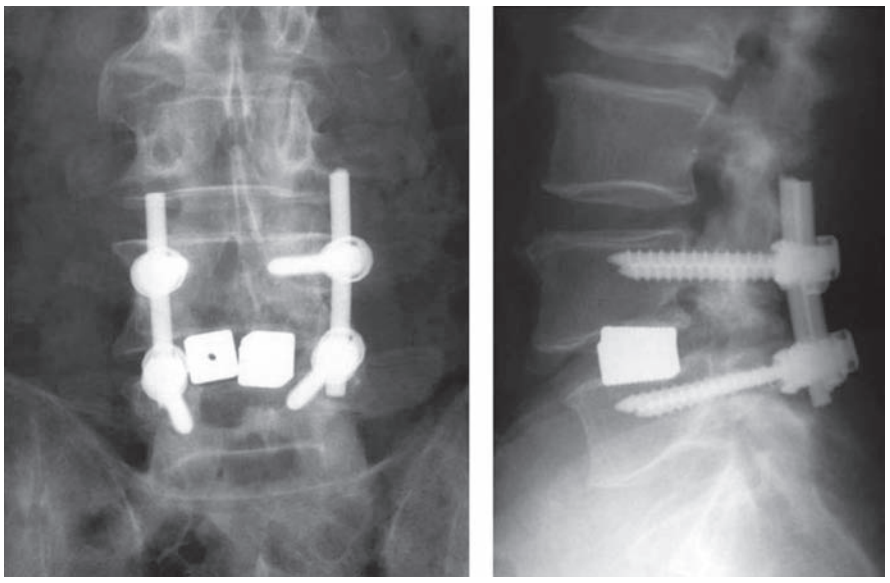


Fig. 3. Paziente con spondilolistesi degenerativa di L4 e stenosi L4-L5 sottoposto a decompressione, strumentazione a viti peduncolari e artrodesi intersomatica PLIF (B e C).

Negli ultimi anni sono stati ideati numerosi spaziatori interspinosi. Alcuni di essi sono stati considerati dispositivi dedicati alle stenosi lombari. Uno spaziatore già in uso da qualche anno (X-Stop) può essere applicato a cielo aperto. Un altro, di introduzione molto recente (Aperius), viene applicato per via percutanea in anestesia locale (Fig. 5). Questi spaziatori limitano il movimento di estensione del segmento di moto, distraggono le due vertebre contigue e particolarmente i legamenti gialli, ampliando il canale vertebrale centrale e il canale radicolare. Si tratta di procedure estremamente attraenti, soprattutto per pazienti anziani, che non vogliono o non possono essere sottoposti a trattamenti più invasivi. Il limite sembra rappresentato dalle spondilolistesi degenerative, soprattutto quelle con ipermobilità vertebrale, poiché lo spaziatore può aumentare l'olistesi.

RISULTATI CHIRURGICI

Sono emersi dati discordanti dagli studi che hanno analizzato i risultati del trattamento chirurgico "classico" delle stenosi lombari centrali. Dall'esperienza dell'autore [2 11 13 14] si possono trarre le seguenti conclusioni. A breve termine, l'80% dei pazienti hanno un risultato soddisfacente, ma nel 20% di essi il risultato si deteriora con il tempo. Il dolore radicolare e la *claudicatio intermittens* sono i sintomi più spesso migliorati. Una decompressione effettuata a più livelli comporta un rischio più elevato di insuccesso che una decompressione ad un livello. I pazienti con stenosi marcata hanno risultati uguali o migliori di quelli con stenosi moderata. L'età del paziente non condiziona significativamente il risultato chirurgico.

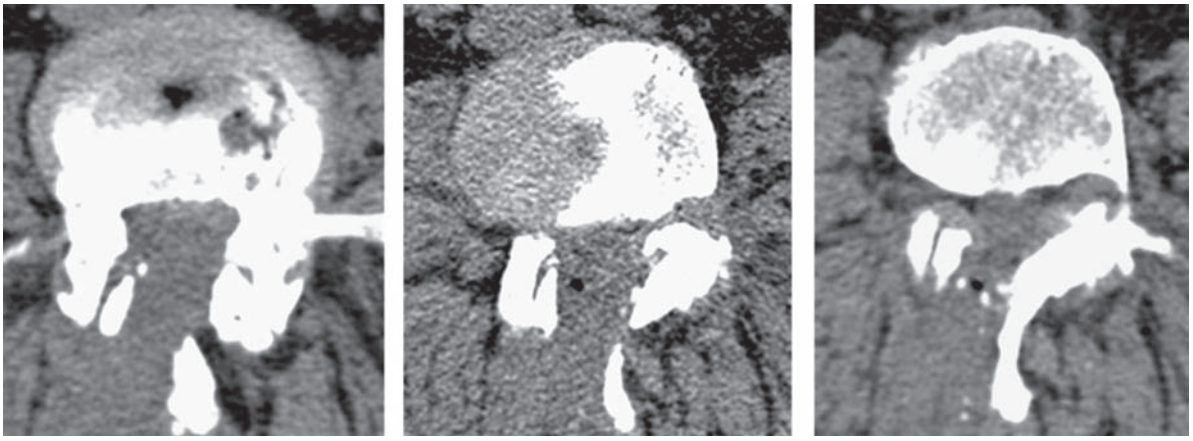


Fig. 4. Immagini TC postoperatorie di paziente con stenosi centrale L4-L5 sottoposto a decompressione bilaterale con accesso monolaterale destro.

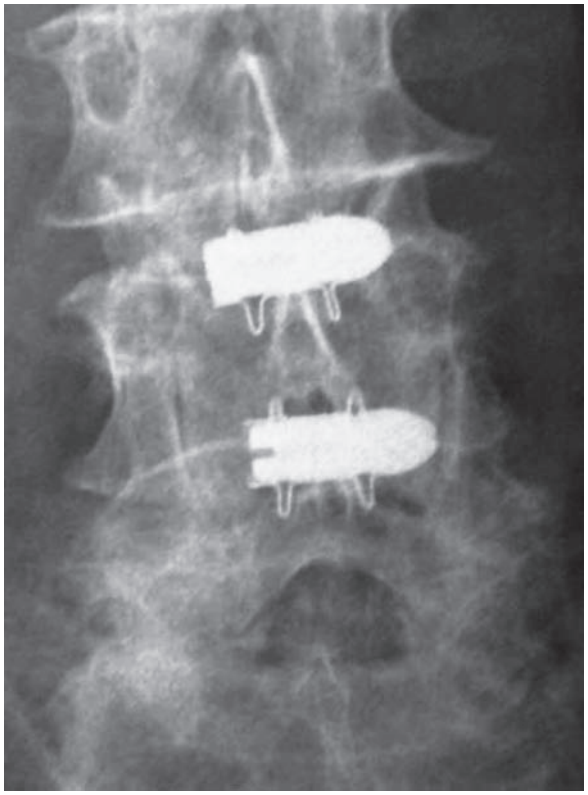


Fig. 5. Spaziatore interspinoso Aperius applicato a L3-L4 e L4-L5 per stenosi centrale a questi livelli.

Pazienti precedentemente operati hanno minori probabilità di ottenere un buon risultato. Circa il 10% dei pazienti vanno incontro ad un secondo intervento per instabilità, comparsa di stenosi ad altri livelli o recidiva della stenosi allo stesso livello. Quest'ultima evenienza, relativamente rara, è dovuta a ricrescita, nel corso di anni, dell'arco posteriore resecato [15].

Nelle stenosi laterali la percentuale di risultati soddisfacenti è di circa l'85%. I pazienti con deficit neurologici preoperatori e quelli con associata ernia discale, seppure di piccole dimensioni, hanno risultati migliori di quelli senza deficit o senza ernia.

Nelle stenosi associate a spondilolistesi degenerativa, la laminotomia monolaterale fornisce risultati soddisfacenti in un'elevata percentuale di casi selezionati. Lo stesso vale per la laminectomia bilaterale associata ad artrodesi, soprattutto nei pazienti operati ad un singolo livello. Quando lo scivolamento è a due o più livelli, un'artrodesi postero-laterale può più facilmente esitare in pseudoartrosi, mentre con un'artrodesi intersomatica si rischia di sottoporre i dischi adiacenti ad eccessive sollecitazioni meccaniche

Spaziatori interspinosi. Con l'uso dell'X-Stop sono stati ottenuti risultati soddisfacenti in circa il 65% dei pazienti. L'autore ha promosso uno studio prospettivo multicentrico su pazienti stenotici operati con l'Aperius e controllati a breve termine [16]. Sono stati rilevati risultati eccellenti o buoni nel 67% dei pazienti, operati ad uno o due livelli, senza differenza significativa nei risultati all'entità e al tipo, centrale o laterale, della stenosi. Sono necessari tuttavia studi a termine più lungo e studi prospettivi randomizzati controllati per validare l'efficacia di questi dispositivi.

BIBLIOGRAFIA

1. Postacchini F. *Stenosi e pseudostenosi lombari. Definizione e classificazione*. Giorn Ital Ortop Traumat 1983;9:355-68.
2. Postacchini F. *Le stenosi lombari*. Bologna: Aulo Gaggi Editore 1988.
3. Postacchini F. *Management of lumbar spinal stenosis*: J Bone Joint Surg 1996;78-B:154-64.
4. Urso S, Postacchini F. *Valore della stratigrafia assiale trasversa nella diagnosi di stenosi lombare*. Giorn Ital Ortop Traumat 1978;4:209-17.
5. Postacchini F, Montanaro A, Pezzeri G, et al. *Computerized tomography in lumbar stenosis. A preliminary report*. J Bone Joint Surg 1980;62-B:78-82.
6. Postacchini F, Pezzeri G. *CT scanning versus myelography in the diagnosis of lumbar stenosis*. Int Orthop 1981;5:209-15.
7. Postacchini F, Ripani M, Carpano S. *Morphometry of the lumbar vertebrae in two caucasoid ethnic groups. An anatomic study*. Clin Orthop 1983;172:296-303.
8. Postacchini F, Gumina S, Cinotti G. *Ligamenta flava in lumbar disc herniation and spinal stenosis*. Spine 1994;19:917-22.
9. Postacchini F, Cinotti G, Gumina S. *Observations on the pathomorphology of spinal stenosis*. Neuro-Orthopaedics 1995;17/18:89-97.
10. Cinotti G, De Santis F, Nofroni I, et al. *Stenosis of the intervertebral foramen. An anatomic study on predisposing factors*. Spine; 2002:27:223-9.
11. Postacchini F, Cinotti G, Perugia D, et al. *The surgical treatment of central lumbar stenosis. Multiple laminotomies compared with total laminectomy*. J Bone Joint Surg 1993;75-B:300-7.
12. Postacchini F, Cinotti G. *Patologie degenerative del rachide lombare*. Giorn Ital Ortop Traumat 2006;37(Suppl. 1):65-72.
13. Postacchini F, Cinotti G, Gumina S, et al. *Long-term results of surgery in lumbar spinal stenosis*. Acta Orthop Scand 1993;64(Suppl. 251):78-80.
14. Cinotti G, Postacchini F, Weinstein JN. *Lumbar spinal stenosis and diabetes: outcome of surgiucal decompression*. J Bone Joint Surg 1994;76-B:215-9.
15. Postacchini F, Cinotti G. *Bone regrowth after surgical decompression for lumbar spinal stenosis*. J Bone Joint Surg 1992;74-B:862-9.
16. Postacchini F, Menchetti PPM, Faraglia S, et al. *Spaziatore interspinoso Aperius nelle stenosi lombari.* XXXI Congresso Società Italiana di Chirurgia Vertebrale-GIS.

La classificazione delle spondilolistesi secondo P.G. Marchetti e P. Bartolozzi

P.G. Marchetti, P. Bartolozzi*, D. Pasquetto*, M. Marino*

RIASSUNTO

Il termine spondilolistesi indica una condizione patologica dovuta allo slittamento di una vertebra rispetto alla sottostante. La spondilolistesi può essere secondaria ad una serie di cause e differire notevolmente nell'aspetto in termini di caratteristiche cliniche e radiologiche. Queste considerazioni, insieme a fattori come la gravità, eziologia, età, sesso, e l'evoluzione, indicano la necessità di differenziare il trattamento a seconda dei casi. Redigere una classificazione delle spondilolistesi in modo che fosse la più corretta possibile non è stata solo una necessità scientifica, ma, soprattutto, pratica. Classificare correttamente ogni singolo caso di spondilolistesi vuol dire comprenderne la gravità clinica, la prognosi, e quindi individuare anche la strategia terapeutica. A tal fine, il sistema di classificazione deve essere chiaro, semplice e completo, e sulla base di criteri del tutto inequivocabili. Questo ci ha spinto nell'ormai lontano 1982 con il prof. P.G. Marchetti a redigere la prima stesura, poi rivista e corretta nel 1997, di una nuova classificazione.

Parole chiave: spondilolisi, spondilolistesi, classificazione

Sistemi di classificazione delle spondilolistesi sono stati proposti da vari autori [1-4]. La classificazione dei Wiltse e colleghi è stata per lungo tempo la più usata.

Classificazione di Wiltse-Newman-Macnab (1976) [4]:

1) displastica;
2) istmica, dovuta a frattura da stress, elongazione o frattura acuta;
3) degenerativa;
4) traumatica;
5) patologica.

1) Una spondilolistesi displastica è causata da displasia del piatto superiore del sacro e dell'arco neurale di L5. Di solito la pars si allunga o si separa. La prima sacrale o l'ultima lombare presentano di solito alterazioni congenite maggiori, la pars è poco sviluppata, e in molti casi il sacro o L5 presentano difetti di sviluppo. Questa situazione può portare nel tempo ad un grave scivolamento.
2) La caratteristica comune delle spondilolistesi istmiche è il sito della lesione. Modifiche secondarie, come ad esempio cambiamenti nella forma di L5, possono verificarsi, ma non sono fattori eziologici essenziali. Questa forma è divisa in tre sottotipi. Sottotipo A, causato dalla rottura della pars a seguito di una frattura da stress, è il più comune dei sottotipi nelle persone di età inferiore a 50 anni. Sottotipo B è causata dall'allungamento della pars senza interruzioni ed è correlata a microfratture ripetute della pars che guariscono spontaneamente, ma lasciano la pars allungata e rendere la vertebra soggetta ad uno scivolamento in avanti. Sottotipo C è il risultato di una frattura acuta, sempre grave della pars.
3) Le spondilolistesi degenerative sono causate da una instabilità cronica del segmento, di solito con rimodellamento dei processi articolari della vertebra scivolata. Questo tipo di spondilolistesi è più comune tra le donne, ed in genere si verifica dopo i 50 anni d'età. Le vertebre più frequentemente coinvolte sono L4-L5, e lo scivolamento non supera il 30%.
4) Le spondilolistesi traumatiche si verificano secondariamente a severe fratture acute dell'uncino osseo e possono coinvolgere qualsiasi segmento. La guarigione spesso è ottenuta mediante una semplice immobilizzazione.
5) Le spondilolistesi patologiche sono una conseguenza di lesioni dell'uncino osseo dovute a patologie generalizzate o locali dell'osso.

La classificazione di Wiltse et al. presenta alcune limitazioni. Essa si basa su un'associazione di criteri eziologici e topografici, non fa riferimento alle sempre più frequenti forme post-chirurgiche, e non consente un'identificazione sufficientemente precisa e riproducibile di tutti i casi. Nel 1982 con il Prof. P.G. Marchetti abbiamo proposto una nuova classificazione [5 6] della spondilolistesi rivista nel 1997 [7]. La nuova versione differiva da quella originale, in quanto introduceva un'ulteriore suddivisione delle forme ontogenetiche, dividendole in forme ad alta o bassa displasia, mentre le post-chirurgiche, le degenerative e le patologiche sono state suddivise in sottogruppi.

ONTOGENETICHE

La definizione del 1982 di spondilolistesi ontogenetiche è stato esteso a tutte le forme displastiche che coinvolgono l'uncino osseo di L5 e del piatto somatico superiore del sacro. Queste condizioni possono portare a vari gradi di spondilolistesi. Una lesione displastica "ontogenetica" non può essere descritta come congenita, nel senso che non implica automaticamente una condizione di franca spondilolistesi alla nascita. L'unica caratteristica congenita è il maggiore o minore grado di displasia (fino alla lisi). Il sito e la gravità di tale aspetto può determinare una spondilolistesi una volta che la colonna vertebrale è sottoposta alla forza peso, alla crescita, e ai processi degenerativi del disco e dei legamenti. Una displasia congenita localizzata può determinare diverse alterazioni dell'uncino osseo con caratteristiche morfologiche distintive. A nostro parere, condizioni come lisi, ptosi, spondilolistesi, ed elongazione dell'arco neurale devono essere inter-

*Clinica Ortopedica e Traumatologica, Università di Verona

pretate come risultati quantitativamente e morfologicamente diversi della stessa causa. Ciò sarebbe coerente con la possibile insorgenza di spondilolisi o spondilolistesi in età precoce, come rilevato in letteratura e nella nostra esperienza personale. La nostra classificazione propone che le forme displastiche e istmiche di spondilolistesi individuate da Wiltse et al. debbano essere classificate in una sola categoria: le ontogenetiche. Ci siamo anche posti il dubbio di considerare le forme istmiche come entità separata per il solo motivo che esse sono caratterizzate anatomicamente e si verificano più spesso. La frequenza delle lesioni istmiche è facilmente spiegata in termini di stress meccanico, di gran lunga maggiore a livello della pars che in altre parti dell'uncino osseo. La pars è più incline a lisi perché offre meno resistenza.

Alcune forme di lisi sono assolutamente acquisite (ad esempio, la lisi da trauma acuto o da stress, che può essere riscontrata in ginnasti e sollevatori di peso) e si verificano in una precedentemente normale struttura ossea; d'altro canto, la lisi istmica può verificarsi nel contesto di una patologia primaria (spondilolistesi "ontogenetica") o secondaria (spondilolistesi acquisita, tumori, ecc.). Nel primo caso, il fattore meccanico è il più importante, mentre nel secondo le cause sottostanti sono più significative.

Non siamo d'accordo con la definizione di spondilolistesi istmica di Wiltse come entità separata. Alcune forme devono essere classificate come displastiche, che costituiscono le forme ontogenetiche, mentre le altre devono essere incluse tra le forme acquisite (traumatiche, patologiche).

La categoria delle forme ontogenetiche comprende secondo noi la maggior parte dei casi di spondilolistesi. Proponiamo, tuttavia, che questi vengano ulteriormente suddivisi in forme ad alta (Fig. 1) o bassa (Fig. 2) displasia. Nei giovani e negli adulti vi è una chiara distinzione tra le due forme in termini di caratteristiche cliniche, di evoluzione, e di trattamento. Inoltre, le forme ad alta displasia sono invariabilmente caratterizzate da un'angolazione (cifosi localizzata) degli assi delle due vertebre, mentre le forme a bassa displasia sono quasi sempre traslazionali, ossia, con le tangenti dei piatti vertebrali adiacenti alla listesi che rimangono quasi parallele. Nelle forme ad alta e bassa displasia distinguiamo quelle con lisi e quelle con allungamento della pars. Questa distinzione è richiesta non solo dalla diversa morfologia, ma anche dalla differenza tra le due in termini di prognosi e di trattamento.
Il trattamento chirurgico delle gravi spondilolistesi dipende dal tipo di sintomi pre-operatori, dal "sagittal balance", e dall'età del paziente. Gli obiettivi sono migliorare l'equilibrio sagittale,

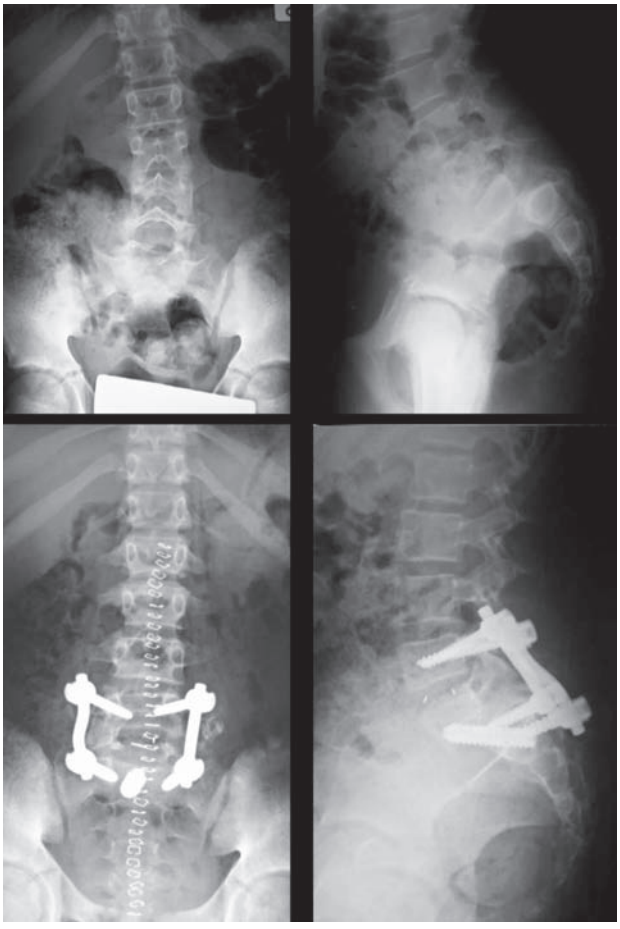


Fig. 1. Spondilolistesi ontogenetica ad alta displasia trattata con decompressione e stabilizzazione L4-S1 con cage tran somatica S1-L5.

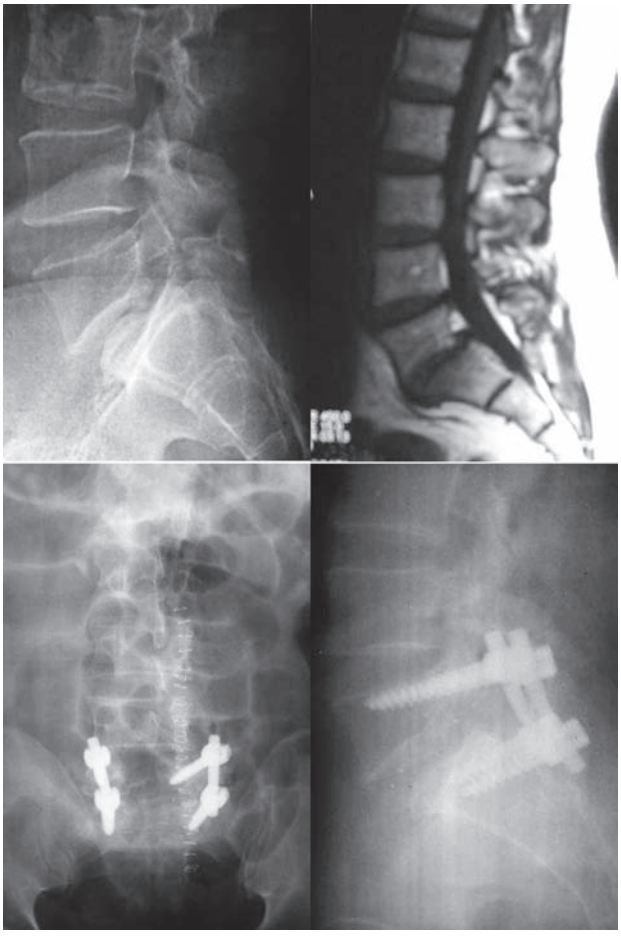


Fig. 2. Spondilolistesi ontogenetica a bassa displasia trattata con decompressione e stabilizzazione circonferenziale L5-S1.

decomprimere le strutture neurali, ottenere una stabilizzazione valida, riducendo così il rischio di disturbi neurologici. Per fare questo nei casi più gravi, eseguiamo in un unico tempo chirurgico posteriore una decompressione-stabilizzazione e una fusione intervertebrale con una cage in titanio S1-L5 [8]. È importante valutare la posizione della vertebra listetica e del corpo vertebrale di L4 in relazione all'asse di carico, al fine di decidere l'area di artrodesi utilizzando l'indice di Vidal e il *sagittal pelvic tilt index* [9], che definiscono la necessità di estendere la stabilizzazione a L4 quando questo è al di fuori dell'asse di carico al fine di evitare stress funzionali che potrebbero causare la degenerazione precoce dei segmenti di moto adiacenti alla zona stabilizzata. La cage transvertebrale S1-L5 in titanio fornisce un supporto anteriore stabile alla giunzione lombosacrale, evitando le complicazioni legate all'approccio anteriore e alle scarse proprietà biomeccaniche degli innesti ossei. L'intervento è caratterizzato da un minimo di rischio neurologico, da un rapido recupero funzionale, e da un alto tasso di fusione. Per le forme a bassa displasia il trattamento conservativo è spesso efficace. L'intervento chirurgico di decompressione e stabilizzazione è limitato ai pazienti che non rispondono al trattamento conservativo, a quelli con sintomi neurologici, o più spesso a quelli che presentano una relativamente rapida progressione.

ACQUISITE

La classificazione delle spondilolistesi acquisite basata interamente su criteri eziopatogenici non è, a nostro avviso, particolarmente difficile.

Per quel che riguarda le forme traumatiche (per la maggior parte traslazionali), non siamo d'accordo con Wiltse e colleghi. Le spondilolistesi dovute a fratture acute della pars è, come spiegato in precedenza, oggetto di distinzione. Quando la frattura è il risultato di un trauma efficiente a livello di un osso sostanzialmente normale, la spondilolistesi è classificata come acquisita. Quando il trauma sarebbe non efficiente in condizioni normali, ma determina una frattura associata a una displasia congenita la spondilolistesi è classificata come ontogenetica. Un'ulteriore considerazione è che le lesioni ossee caratteristiche delle vere spondilolistesi traumatiche si verificano non tanto a livello della pars quanto a livello delle articolari. La lesione è associata a fratture dei processi trasversi e, spesso, con lesioni a organi addominali. Questi sono generalmente casi di traumi gravi. La spondilolisi traumatica causata da una vera frattura acuta della pars raramente si osserva con un lieve scivolamento; una spondilolistesi traumatica di solito è conseguenza di una grave lesione e si presenta con vari gradi di listesi. I casi meno gravi di solito guariscono con la semplice immobilizzazione, mentre i casi più severi richiedono generalmente un intervento chirurgico di stabilizzazione. Le fratture da stress dell'uncino osseo sono un'interessante forma di spondilolistesi e sono comuni tra gli sportivi agonisti, come ad esempio i ginnasti e i sollevatori di pesi. Il sito della lesione è quasi sempre la pars. Molti autori hanno dimostrato che gli atleti possono avere intatte sia L4 che L5 all'inizio della loro carriera competitiva ma presentare una elevata incidenza di spondilolisi istmica o spondilolistesi dopo alcuni anni [10]. La pars è il sito più debole dell'uncino osseo ed è più soggetta a stress. Le spondilolistesi post-chirurgiche sono una forma acquisita raramente discussa in letteratura. Abbiamo osservato un costante aumento della sua incidenza e ciò ci ha spinto a classificarla come entità distinta all'interno della grande categoria delle spondilolistesi acquisite. Alcune forme di spondilolistesi post-chirurgiche sono collegate direttamente ad un intervento chirurgico posteriore allo stesso livello della listesi (post-chirurgiche dirette), mentre in altri casi il sito operato è al di sopra o al di sotto della vertebra attualmente coinvolte, per esempio dopo una fusione spinale (post-chirurgiche indirette). In termini di caratteristiche cliniche e trattamento queste sono forme importanti che spesso sono caratterizzate da sindromi cliniche maggiori e richiedono un trattamento complesso, in particolare nelle forme post-chirurgiche dirette. Le spondilolistesi post-chirurgiche dirette possono essere gravemente progressive e spesso si sviluppa un'angolazione, per questo il trattamento conservativo è spesso insoddisfacente e la stabilizzazione chirurgica è obbligatoria.

Le spondilolistesi patologiche, in accordo con Wiltse et al., includono forme principalmente causate da alterazioni a livello dell'uncino osseo secondarie a patologie ossee generalizzate o locali. Lesioni dell'uncino osseo (lisi o allungamento) possono essere causate da patologie scheletriche sistemiche come ad esempio il morbo di Paget, la malattia di Albers-Schoenberg, il morbo di von Recklinghausen, l'osteogenesi imperfetta, o osteocondrodisplasia. Le lesioni possono essere causate da una patologia ossea localizzata a livello dell'uncino, come un tumore primario o metastatico e infezioni localizzate. In questi casi l'attenzione va focalizzata principalmente alla patologia di base e non alla lisi o alla listesi.

Abbiamo classificato come spondilolistesi degenerative tutti quei casi determinati da instabilità segmentale dovuti a molteplici cause. Questi sono principalmente legati alla degenerazione di entrambi i sistemi articolari anteriore e posteriore (disco e faccette articolari, rispettivamente). In tali casi, l'evoluzione della spondilolistesi coinvolge entrambe le colonne, anche se a nostro avviso è impossibile determinare se la lesione si verifica prima anteriormente o posteriormente. Un'ulteriore distinzione delle spondilolistesi degenerative è tra le forme primarie e quelle secondarie. Le prime si verificano in una colonna "normale", mentre le seconde sono associate a malattie congenite, come ad esempio una segmentazione difettosa. Il trattamento chirurgico, come nelle forme ontogenetiche a bassa displasia, è limitato ai pazienti che non rispondono al trattamento conservativo, quelli con sintomi neurologici radicolari, o più spesso quelli con relativamente rapida progressione.

CONCLUSIONI

Abbiamo presentato una classificazione delle spondilolistesi basata su criteri inequivocabili applicando un approccio patogenetico, che non solo è chiaro, ma anche il più semplice e completo possibile. Abbiamo offerto una guida pratica per l'identificazione di ciascun tipo di spondilolistesi insieme con le relative opzioni di trattamento.

Abbiamo ricercato la massima omogeneità all'interno delle categorie di spondilolistesi. A tal fine, abbiamo basato la nostra classificazione su di un raggruppamento di comuni caratteristiche patogenetiche, radiografiche, prognostiche, e cliniche, con comparabili possibilità di trattamento. Anche se non pretendiamo di avere l'ultima parola su questo tema, ci riteniamo soddisfatti se siamo riusciti a fare un po' di luce sulle numerose questioni irrisolte circa la spondilolistesi.

BIBLIOGRAFIA

[1] Taillard WF. *Les spondylolisthesis*. Paris: Masson 1957.

[2] Borkow SE, Kleiger B. *Spondylolisthesis in the newborn*. Clin Orthop 1971;81:73-6.

[3] Bradford OS. *Spondyolysis and spondylolisthesis*. Spine 1979;4:423-7.

[4] Wiltse LL, Newman PH, MacNab I. *Classification of spondylolysis and spondylolisthesis*. Clin Orthop 1976;117:23-9.

[5] Marchetti PG. *Instructional course lecture on spondylolisthesis*. Dallas, TX: American Academy of Orthopaedic Surgeons 1978.

[6] Marchetti PG, Bartolozzi P. *Spondylolisthesis: modern trends in orthopaedic surgery*. In Gaggi A (ed). Bologna 1982, p. 165.

[7] Marchetti PG, Bartolozzi P. *Classification of spondylolisthesis as a guideline for treatment.* In: Bridwell KH, DeWald PL (eds.). *The textbook of spinal surgery (Second Edition)*. Philadelphia: Lippincott - Raven Publ. 1997, pp. 1211-1254.

[8] Bartolozzi P, Sandri A, Cassini M, et al. *One-stage posterior decompression-stabilization and trans-sacral interbody fusion after partial reduction for severe L5-S1 spondylolisthesis*. Spine 2003;28:1135-41.

[9] Schwab FB, Farcy JPC, Roye DP. *The sagittal pelvic tilt index as a criterion in the evaluation of spondylolisthesis: preliminary observations*. Spine 1997;22:1661-7.

[10] Mazel C. *Le spondylolisthésis du sportif.* La Presse Médicale 1991;20:596-600.

Contributi alla conoscenza della fisiopatologia, anatomia-patologica, correlazioni anatomo-cliniche e trattamento della cervicoartrosi

A contribution to knowledge of physiology, anatomo-clinical correlations and surgical treatment of degenerative cervical spine disease

V. Denaro, N. Papapietro, S.A. Barnaba, R. Papalia, A.C. Di Martino, G. Vadalà, A. Marinozzi

RIASSUNTO

Il contributo della nostra scuola allo studio e trattamento della patologia della colonna cervicale (degenerativa, traumatica, neoplastica) negli ultimi trent'anni, non è affatto trascurabile. I primi studi eseguiti su unità funzionali cervicali di cadavere furono volti all'identificazione dei vari quadri anatomo-patologici dei diversi stadi evolutivi della cervicoartrosi, a cui ricondurre e correlare i vari quadri clinici (radicolopatia, mielopatia). Sulla base poi dei quadri anatomo-patologici e clinici correlati, è possibile porre indicazioni al gesto chirurgico finalizzato, razionalmente, alla rimozione diretta e/o indiretta della causa di danno neurologico.

Stiamo inoltre effettuando studi in vitro ed in vivo su animali di grossa taglia volti ad identificare le nuove prospettive terapeutiche in materia di degenerazione con l'applicazione di nuove biotecnologie, come il trapianto intradiscale di cellule staminali dell'adulto, l'iniezione di fattori di crescita e l'utilizzo di tecnologie di terapia genica.

Il *trattamento chirurgico* basato su una diagnosi circostanziata, frutto di una completa evidenza degli esami strumentali (radiologici ed elettrofisiologici) e, dopo un'accurata diagnostica differenziale, rimane ad oggi l'unica scelta terapeutica possibile.

Alla luce dell'esperienza maturata negli ultimi 30 anni possiamo quindi sul piano chirurgico affermare che per le compressioni *segmentarie di un livello/ due livelli* è indicata la decompressione ampia anteriore trans discale in diastasi *associata sempre a stabilizzazione ed artrodesi (trapianto autologo, trapianto allogenico, associato a stabilizzazione con placche), o cages;* per *stenosi anteriori di tre o più livelli* è indicato l'intervento di decompressione ampia anteriore che abbiamo chiamato *somatectomia subtotale multipla* (Boni, 1969); per *stenosi a più livelli* a maggior componente posteriore trova indicazione la *laminectomia* associata alla stabilizzazione.

Rimane categorica l'indicazione chirurgica precoce all'insorgere dei primi sintomi neurologici motori: è ormai acquisito che i risultati della chirurgia sono inversamente proporzionali al tempo intercorso tra l'esordio dei sintomi e l'atto chirurgico.

Parole chiave: artrosi cervicale, stenosi cervicale, radicolopatia, mielopatia, somatectomia, laminectomia

Area di Ortopedia e Traumatologia, Università Campus Bio-Medico di Roma

Indirizzo per la corrispondenza:
denaro@unicampus.it; s.barnaba@unicampus.it

SUMMARY

In the last thirty years our scientific contribution in the field of research and treatment of pathological conditions affecting the cervical spine (either degenerative, traumatic, or neoplastic), can be defined as relevant. The early studies performed on functional units from cadaveric specimens were directed towards the identifications of the different developing pathological conditions of the degenerative cervical spine, and thereafter the anatomoclinical correlation was performed. This latter represents the necessary knowledge to propose finalized surgical indications in order to either directly or indirectly remove the cause of the stenosis, provided that each anatomoclinical picture is directly related to a well defined clinical syndrome.

The kind of surgical treatment is based on well defined factors: patients evaluation start with the analysis of the subjective clinical picture and findings that lead to a suspicion diagnosis; this needs to be confirmed by radiological and electrophysiological studies. The mainstay of treatment is to plan and perform surgery targeted at directly removal the cause of the disease, changing surgical strategies according to disease aetiology and patients conditions.

Supported by the clinical and surgical experience developed in the last 30 years, we can state that:

- Single and double level spinal stenosis require a wide decompression (according to either Cloward or Smith-Robinson techniques) via an anterior approach, followed by fusion;
- Cervical spinal stenosis of three or more levels with mainly anterior compression can be effectively treated with multiple subtotal somatectomy surgery (Boni, 1969);
- Multilevel cervical spinal stenosis with predominant posterior compression should be treated with laminectomy and fusion.

Patients should be referred to surgery as soon as the early motor neurological symptoms occur; in fact, it is well known that surgical results are inversely related to the time intercoursed between symptoms arousal and surgical decompression.

Recently, we started performing in vivo and in vitro studies on big animals directed toward exploring the recent technological innovations in the matter of intervertebral disc degeneration treatment; this researches are directed toward the use of newer biotechnologies such as intradiscal injection of adult mesenchymal stem cells and growth factors, as well as the use of gene therapy related procedures.

Key words: degenerative disc disease, cervical stenosis, radiculopathy, myelopathy, corpectomy, laminectomy.

INTRODUZIONE

Il contributo della nostra Scuola allo studio e trattamento delle patologie della colonna cervicale negli ultimi trent'anni, non è affatto trascurabile. Ci siamo occupati della patologia traumatica [1] (prima osteosintesi peduncolare dorsale nel 1979), neoplastica [2-4] (exeresi totali previa embolizzazione di tumori ossei primitivi e secondari), da collagenopatie [5] (artrite reumatoide, spondilite anchilosante), infettiva [6] (tubercolare) e degenerativa da cervicoartrosi [7-10]. Riferiamo qui solo sullo studio della patologia degenerativa a cui ci siamo dedicati, assieme al maestro e caposcuola Prof M. Boni, già dalla fine degli anni '60, proseguendo nella ricerca fino ad oggi, con quel rigore metodologico ed epistemologico che continua negli allievi della Scuola da Lui iniziata.

Inizialmente i primi studi hanno riguardato prevalentemente le analisi morfologiche su unità funzionali cervicali di cadavere, volti all'identificazione dei quadri anatomo-patologici di diversi stadi evolutivi della cervicoartrosi (degenerazione discale, osteofitosi anteriore posteriore, uncoartrosi, artrosi interapofisaria posteriore), da correlare ai vari quadri clinici: radicolopatie, mielopatie, mieloradicolopatie, patologie connesse all'arteria vertebrale [7-9].

Solo sulla base dei quadri anatomo-patologici e clinici correlati pertanto è possibile porre indicazioni al gesto chirurgico finalizzato, razionalmente, alla rimozione diretta e/o indiretta della causa di danno neurologico. Dopo i primi decenni a Pavia, abbiamo proseguito ricerche a Toronto, che abbiamo continuato fino ad oggi a Roma al fine di identificare una delle cause che potesse spiegare il primum movens che innesca il processo degenerativo discale [10]. Negli ultimi anni infine adoperando biotecnologie sperimentali (cellule staminali, fattori di crescita, terapia genica) abbiamo condotto studi sia in vitro che in vivo sulla rigenerazione del disco intervertebrale.

STUDI SPERIMENTALI

A) Abbiamo condotto uno studio autoptico sugli aspetti anatomopatologici della spondiloartrosi su 137 unità funzionali cervicali di adulti, di età compresa tra i 33 e i 97 anni, deceduti per cause diverse, sezionati nei due piani ortogonali dello spazio, per studiare i rapporti anatomici tra i vari componenti delle unità motorie, mentre un altro gruppo di colonne, è stato decalcificato e si sono ricavate sezioni sagittali mediane, comprendenti corpi vertebrali, midollo e archi posteriori [7-9].

Dalle sezioni ottenute abbiamo potuto effettuare le seguenti osservazioni:

– Le manifestazioni degenerative a livello discale consistono in fissurazioni, di differente orientamento, che compaiono a partire dall'età di 25-30 anni. Con l'avanzare dell'età, il disco si riduce di spessore, le fissurazioni aumentano e si presentano alterazioni a carico delle superfici di contatto ossee e fibrocartilaginee dei corpi vertebrali, nonché alterazioni del legamento longitudinale anteriore e posteriore (LLA ed LLP), con comparsa di sclerosi marginale dei corpi. Oltre alle *fissurazioni*, alla *sclerosi* e alla *disidratazione*, la degenerazione artrosica si manifesta anche con comparsa di *osteofiti* sui bordi anteriori e – meno frequentemente – posteriori dei corpi vertebrali (Fig. 1).
– La degenerazione discale si associa spesso alla degenerazione delle articolazioni unco-vertebrali di Luschka, la cui deformità può produrre una compressione radicolare laterale o a compressioni a carico dell'arteria vertebrale o sul plesso simpatico perivascolare.
– Il meccanismo di formazione degli osteofiti è complesso e la sua comprensione non può prescindere da considerazioni anatomo-funzionali. Come conseguenza del sovraccarico funzionale e della degenerazione discale (discopatia) si assiste spesso alla perdita della fisiologica lordosi cervicale. Sulla base di considerazioni biomeccaniche abbiamo osservato che gli osteofiti posteriori si orientano parallelamente al muro posteriore del corpo vertebrale. Con l'aumento delle dimensioni, tali osteofiti posteriori possono staccare frammenti di anulus che rimangono inglobati nel legamento longitudinale posteriore, causando una protrusione posteriore che coinvolge il tessuto midollare anteriore e le radici: questo processo rappresenta la base anatomo-patologica delle cosiddette ernie dure, che sono le manifestazioni della degenerazione discale clinicamente importanti.

B) È stato condotto uno studio autoptico con l'obiettivo di analizzare i processi degenerativi a carico del disco intervertebrale e dell'*anulus fibrosus*, ipotizzando che la disinserzione dell'anulus dal piatto osteo-cartilagineo dei corpi vertebrali iden-

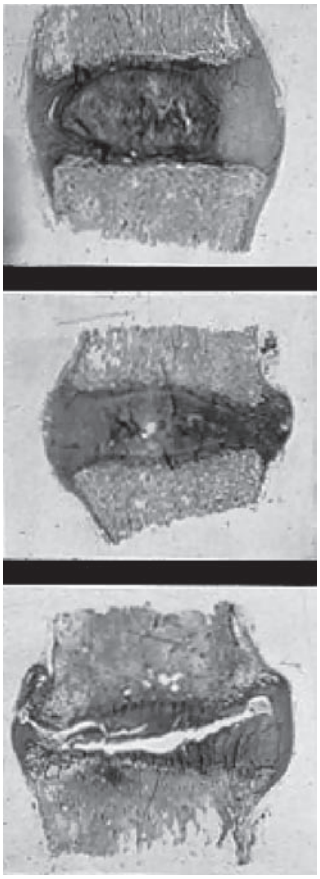


Fig. 1. Tre aspetti della degenerazione discale con perdita graduale di contenuto polisaccaridico, riduzione di altezza del disco ed iniziale formazione di osteofiti anteriori e posteriori.

tifichi una delle prime alterazioni della malattia degenerativa del disco in fase pre-clinica.

A tale scopo sono state esaminate 126 colonne vertebrali di soggetti deceduti per cause note. L'*analisi istomorfologica* ha infatti identificato oltre ai cambiamenti microscopici nel nucleo polposo e nell'*anulus fibrosus* già noti, osservabili prima di qualsiasi evidenza radiologica di malattia, la presenza costante della *microavulsione* dei fasci di inserzione (*fibre di Sharpey*) (Fig. 2) dell'*anulus fibrosus* dalla superficie cartilaginea dei corpi vertebrali, dando validità all'ipotesi –squisitamente *biomeccanica* – secondo la quale i sovraccarichi funzionali come sollecitazioni in compressione, distrazione e rotazione, sul segmento mobile vertebrale, sono fattori che contribuiscono alla patogenesi della malattia degenerativa del disco.

All'esame microscopico delle colonne abbiamo visto che i maggiori cambiamenti, iscritti nella malattia degenerativa del disco, si localizzano proprio all'interfaccia tra l'*anulus* e il piatto cartilagineo. Tali cambiamenti includono la già menzionata interruzione delle fibre dell'interfaccia *anulus* – piatto vertebrale, la degenerazione mucoide, la formazione di condroni e la neoangiogenesi e si associano a frammentazione e degenerazione tissutale mucoide del legamento longitudinale anteriore e, in minor grado, del posteriore.

Una volta che l'integrità dell'unità disco è minata dal danno dell'*anulus*, la combinazione di iperattività cellulare e neoangiogenesi porta alla calcificazione e all'ossificazione entesiale, primo stadio per la formazione di osteofiti marginali.

Considerando le alterazioni di ciascuno degli elementi, questi quadri anatomo-patologici descritti si possono correlare ad altrettante *sindromi cliniche*:

1) degenerazione discale, con reazione algogena nocicettiva per la ricca presenza di fibre nervose nel legamento longitudinale posteriore, la cui stimolazione produce una *cervicalgia*;
2) osteofitosi anteriore, spesso asintomatica, ma che a volte anche se raramente si accompagna a compressioni estrinseche sul faringe o sulla laringe con *disfonia e disfagia* di tale entità da esigere un trattamento chirurgico;
3) formazione di protrusioni osteofitiche posterolaterali con conseguente conflitto radicolare nel canale di coniugazione, causa di *radicolopatie*;
4) formazione di *protrusioni osteofitiche posteriori e mediane* che causano turbe midollari, quali la *mielopatia* spondilosica pura, a prevalente componente piramidale o spinotalamica, o protrusioni interessanti tutto il bordo posteriore e laterale delle vertebre cervicali (protrusioni mediane e laterali), che causano sindromi mielopatiche combinate con radicolopatie (*mieloradicolopatie*);
5) la degenerazione artrosica dell'*uncus*, responsabile di compressioni squisitamente laterali sull'arteria vertebrale, con conseguenti sindromi correlate al *circolo vertebro-basilare*, o postero-laterali causando *sindromi radicolari*;
6) l'*ipertrofia delle lamine e del legamento giallo che* assumono importanza clinica nelle compressioni posteriori del sacco durale, contribuendo a realizzare un quadro di *stenosi* del canale prevalentemente posteriore o, in associazione alle compressioni anteriori, la stenosi circonferenziale.

Fig. 2. Immagine al microscopio a luce polarizzata che mostra le disinserzioni e le micro rotture all'interfaccia tra anulus fibroso e piatto cartilagine.

C) Studi sperimentali in-vitro ed in-vivo sono stati condotti adoperando nuove biotecnologie sperimentali (cellule staminali, fattori di crescita e terapia genica) per la rigenerazione del disco intervertebrale.

Con l'obiettivo di identificare strategie terapeutiche innovative in grado di modificare la storia naturale della degenerazione del disco intervertebrale, il nostro gruppo ha condotto degli studi sperimentali per testare l'applicazione di nuove biotecnologie, come il trapianto intradiscale di cellule staminali dell'adulto, l'iniezione di fattori di crescita, e l'utilizzo di tecnologie di terapia genica.

Negli ultimi anni si è assistito ad un crescente interesse per l'applicazione delle cellule staminali mesenchimali per il trattamento delle degenerazione discale. Abbiamo dimostrato che le cellule staminali mesenchimali interagiscono con le cellule del nucleo polposo aumentando la produzione di proteoglicani (effetto sinergico) [11 12]. In seguito, abbiamo dimostrato che l'interazione tra i due tipi cellulari deriva sia dalla differenziazione delle staminali in cellule con fenotipo tipo cartilagineo, che dall'effetto stimolante che le cellule staminali esercitano sulle cellule del nucleo polposo [13]. Inoltre, è stato riportato che le cellule staminali mesenchimali possono fondersi con le cellule del tessuto ospitante dando origine a degli ibridi cellulari con corredo cromosomico tetraploide. In un sistema di coltura 3-D *in vitro* abbiamo invece escluso che questa evenienza possa avvenire nell'interazione tra le cellule staminali e le cellule del disco [13].

In studi in vivo su coniglio abbiamo dimostrato la fattibilità del trapianto di cellule staminali mesenchimali in vivo, dando prova che le cellule staminali mesenchimali sopravvivono oltre 6 mesi nel disco intervertebrale[12]. Incoraggiati da questi risultati, stiamo ad oggi conducendo nuovi studi sperimentali su animali di grossa taglia, e ci proponiamo, nel prossimo futuro, di attivare una sperimentazione clinica in tal senso.

Con lo scopo di migliorare la sopravvivenza e la vitalità delle cellule di nucleo polposo e di migliorare il differenziamente delle cellule staminali mesenchimali nei protocolli di rigenerazione del disco intervertebrale, abbiamo inoltre studiato tramite un modello in vitro l'effetto dell'applicazione di fattori di crescita sull'attività metabolica del disco intervertebrale: in particolare, sono stati analizzati gli effetti dell'applicazione del TGF-Beta1 e del TGF-Beta3 sul disco intervertebrale posto in coltura. Analizzando le vie metaboliche intracellulari responsabili dell'attività biosintetica delle cellule del disco, abbiamo osservato come il TGF-Beta3 mantenga meglio il fenotipo delle cellule discali poste in coltura d'organo, tramite aumento dell'espressione genica di collagene tipo II, e con aumento della produzione di proteoglicani. Parallelamente si è osservata una diminuzione del catabolismo della matrice del disco intervertebrale, con valori simili a quello che si rilevano in vivo nei dischi sani. I dati di questo studio sono stati incorporati nei nostri protocolli sperimentali per la rigenerazione del disco intervertebrale, sia nelle cellule poste in coltura, sia incorporandolo in matrici tridimensionali per applicazioni di terapia genica per la rigenerazione del disco intervertebrale [14].

La terapia genica offre il vantaggio di indurre cellule target a produrre in modo continuo ad esprimere fattori di crescita desiderati. Il nostro gruppo ha dimostrato la possibilità di poter indurre e modulare l'espressione di geni d'interesse introdotti all'interno delle cellule del disco intervertebrale in modo per permettere il controllo di eventuali effetti collaterali della terapia genica nel potenziale trattamento della degenerazione discale [15].

Mediante il miglioramento delle nostre conoscenze e la sperimentarne di queste nuove biotecnologie stiamo cercando di apportare un contributo concreto nello sviluppo di nuove strategie preventive e terapeutiche della degenerazione del disco intervertebrale.

TRATTAMENTO CHIRURGICO

Nonostante i grandi sforzi di ricerca per prevenire la degenerazione del disco intervertebrale e l'impossibilità di ottenerne ancora la rigenerazione con l'utilizzo di nuove biotecnologie, l'opzione chirurgica rimane ad oggi spesso la sola scelta terapeutica disponibile per il trattamento della degenerazione delle patologie degenerative del rachide cervicale.

L'indicazione all'intervento chirurgico basata su fattori ben precisi (obiettività clinica e quadro soggettivo suffragati dall'evidenza strumentale, sia radiologica che elettrofisiologica) viene comunque posta solamente quando i sintomi clinici sono associati a sintomi radicolari o midollari persistenti e dopo che il trattamento conservativo è fallito.

Abbiamo dimostrato nei controlli a distanza [16] che molto spesso i segni neurologici indicativi di sofferenza radicolo-midollare clinicamente e strumentalmente apprezzabili (deficit sensitivo-motori e alterazioni dei PESS e PEM) sono inizialmente reversibili se l'indicazione chirurgica è precoce.

Il perfezionamento degli accessi chirurgici per via laterale o anterolaterale diretta ha dato, negli anni '60, un grande impulso alla chirurgia cervicale. La nostra Scuola ha scelto in quell'epoca di seguire il corso delle novità, elaborandone poi i contenuti per adattare gli interventi alle diverse condizioni patologiche. E il principio cardine è sempre stato che si deve programmare ed eseguire l'intervento che miri a rimuovere la causa della malattia, adeguando le scelte alla noxa patogena.

Opzioni chirurgiche

- Per *stenosi segmentarie di uno o due livelli* è indicata la decompressione ampia anteriore [9 16] trans-discale eseguita in *diastasi* (secondo Cloward o Smith Robinson), associata sempre a stabilizzazione ed artrodesi intersomatica mediante trapianto osseo auto o eteroplastico + placca stabilizzante o cages. Questa tecnica consente un approccio diretto alla compressione con l'exeresi delle protrusioni discali e osteofitosiche (posteriori e postero-laterali dell'*uncus*), col fine di liberare completamente il midollo e le radici, ed exeresi della causa posteriore di stenosi, mediante frese diamantate al microscopio ottico;
- la decompressione ampia del midollo, di 3-4 spazi, che abbiamo impiegato dal 1969 a oggi, è chiamata *Somatectomia Subtotale Multipla secondo Boni* [9 16 17]: *Somatectomia* perché si rimuove la porzione centrale dei corpi vertebrali, *Subtotale* perché rimangono in sede le pareti laterali della vertebra, *Multipla* perché è realizzata a più livelli. La tecnica, come concepita dal 1969, prevede l'impiego della fresa di Cloward o fresa (drill) per penetrare gli spazi disco-somatici (Fig. 3); quindi si abbattono i ponti ossei creando una trincea ed ottenendo la decompressione mediante frese diamantate a bassa velocità. Alla decompressione ampia di midollo e radici segue la stabilizzazione e ricostruzione mediante trapianto autologo tricorticale da cresta iliaca posto in diastasi e modellato; finchè quest'ultimo non consolida ha in sé una potenziale instabilità, per cui nel ventennio dal 1970 al 1990 il paziente ha dovuto indossare tutele cervicali tipo Minerva o Halo jacket. Negli ultimi 15 anni vi abbiamo perciò associato una sintesi anteriore con placca e viti, che garantisca la stabilità immediata del trapianto fino al raggiungimento della consolidazione, potendo il paziente indossare un semplice collare cervicale con appoggio cervico-toracico. Questa tecnica garantisce un'ampia decompressione midollare e un reale allargamento del canale per via anteriore e può essere utilizzata anche nelle gravi mielopatie secondarie a patologie degenerative o neoplastiche con crolli vertebrali o in fallimenti di pregressi interventi [16-19].
- nei casi di stenosi costituzionale plurisegmentaria con interessamento di 4-5 spazi ed in cui la componente stenotica è prevalentemente posteriore abbiamo sempre fatto ricorso alla laminectomia, che date le ben note complicanze statico/dinamiche che ne derivano da tale atto chirurgico (deformità del tipo "schwan-neck"), abbiamo limitato specialmente nei primi anni solo ai casi stabili o con rigidità artrosica intrinseca. Per questo motivo tra il 1970 e il 1980 sono fiorite e abbiamo utilizzato tecniche di decompressione per via posteriore quali i differenti tipi di laminoplastica (tecnica "open-door"), che sono interventi che necessitano di un tempo operatorio molto lungo con gesti chirurgici, in alcune casi, indaginosi e non scevri da complicanze. Per questo motivo negli ultimi 15 anni ci è sembrato opportuno tornare alla laminectomia (Fig. 4), che consente una liberazione ampia in senso antero-posteriore del midollo spinale e la visione diretta dei forami di

coniugazione, associandovi però contestualmente un'artrodesi con stabilizzazione posteriore con placche modellate in lordosi. La stabilizzazione è un gesto che consente di sopprimere i fenomeni di cerniera nei segmenti motori compressi e mette il midollo nelle migliori condizioni di recupero funzionale. Senza trascurare i vantaggi della laminectomia che risiedono nella minima perdita di sangue, nell'assenza di rischio di lesioni viscerali e, non ultimo, nel minore tempo di ospedalizzazione (massimo 3 giorni). Inoltre, i paventati sovraccarichi funzionali nei segmenti limitrofi a quelli artrodesizzati sono risultati trascurabili nel follow-up a lungo termine [20]. Quindi il *razionale* del ricorso ad un approccio posteriore con tecnica di laminectomia ampia + stabilizzazione risiede nel fatto che tale metodica consente, con il recupero della lordosi cervicale e l'associato gesto di stabilizzazione con placche modellate in lordosi, il *back shift midollare*, cioè la traslazione posteriore della corda che associato alla soppressione dei movimenti di cerniera (con eliminazione dello stimolo irritativo meccanico sulla corda midollare) mette il midollo nelle migliori condizioni di recupero. La soppressione dei movimenti di cerniera determina altresì nel tempo, come è noto, un progressivo riassorbimento degli osteofiti somatici posteriori. Questa tecnica così realizzata presuppone un'indicazione elettiva: vanno esclusi tutti i casi di grave deformità cifotica rigida, strutturata, che non si modifica con le prove dinamiche del rachide cervicale.

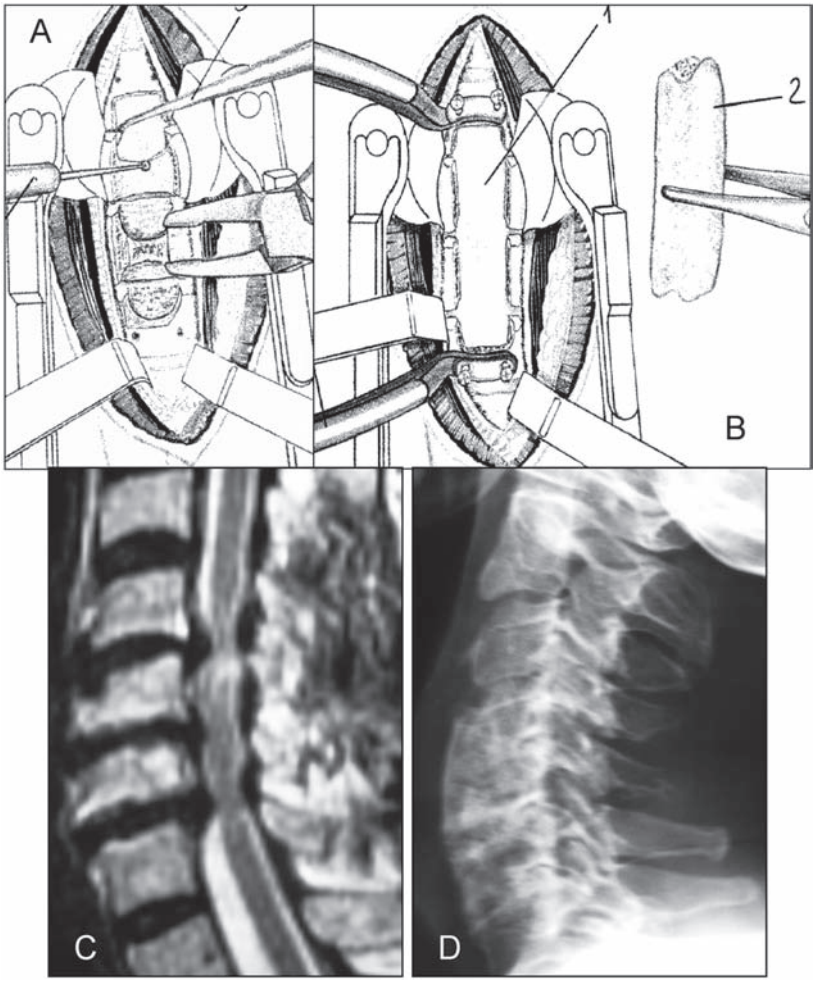


Fig. 3. A-B. Somatectomia subtotale multipla secondo Boni-Denaro; C-D. effettuata mediante l'impiego della fresa di Cloward per perforare gli spazi disco-somatici, abbattendo i ponti ossei e creando una trincea al fine di ottenere la decompressione mediante frese diamantate a bassa velocità.

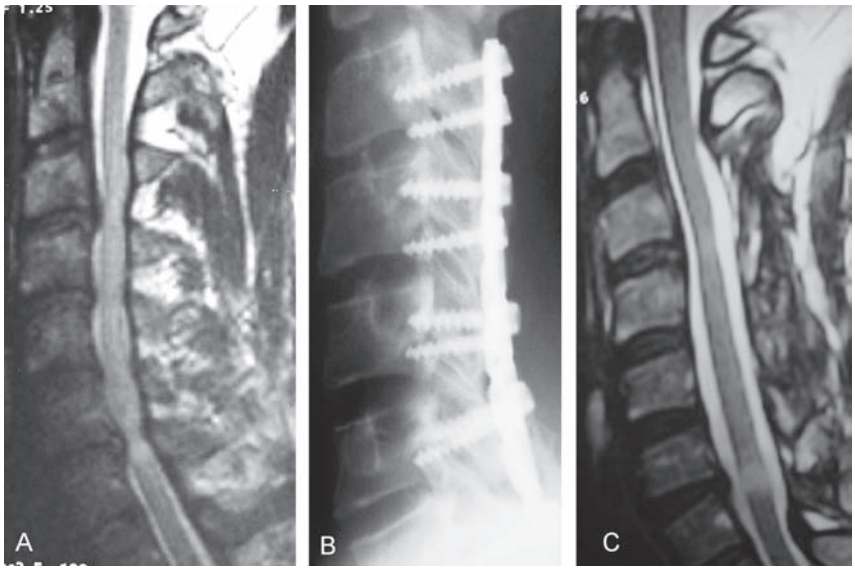


Fig. 4. A-B. Laminectomia associata a stabilizzazione mediante placche modellate in lordosi e viti. C. Si può notare come nell'immagine post-operatoria si evidenzi il "back shift" del midollo ed il mantenimento della fisiologica lordosi.

CONCLUSIONI

Concludendo in breve, i contributi della nostra Scuola dalla fine degli anni '60 ad oggi per qunto concerne la patologia degenerativa cervicale sono:

1) l'identificazione e la descrizione morfologica dei quadri anatomo-patologici della cervicoartrosi:
   - le prime manifestazioni degenerative si manifestano a livello discale nella forma di fissurazioni a orientamento differente, che compaiono già all'età di 25-30 anni;
   - la degenerazione artrosica si completa con la comparsa di osteofiti

sui bordi anteriori e, meno frequentemente, posteriori del corpo vertebrale; alla degenerazione del disco si associa frequentemente la degenerazione dell'articolazione uncovertebrale, che può causare una stenosi del canale di coniugazione e, dati gli stretti rapporti tra *uncus* e arteria vertebrale, provocare la compressione di quest'ultima;
- la patologia artrosica delle articolazioni ipofisarie è più rara e talvolta indipendente dalle manifestazioni degenerative discali (dove l'artrosi interapofisaria evolve in maniera indipendente dalla degenerazione discale e dell'*uncus*). I quadri clinici correlati ad ogni quadro anatomo-patologico sono differenti: la degenerazione artrosica anteriore (protrusioni discali e apposizione osteofitarie) è nella maggior parte dei casi asintomatica (dando raramente disturbi della deglutizione tali da dover ricorrere all'exeresi chirurgica) mentre quella posteriore è clinicamente importante, per la compressione sulle strutture nobili mielo-radicolari.

2) L'identificazione e la descrizione di una possibile causa patogenetica che contribuisca ad innescare il processo degenerativo del disco: microavulsioni delle fibre dell'anulus dalle loro inserzioni dal piatto cartilagineo dei corpi vertebrali (fibre di Sharpey) verisimilmente da sovraccarichi funzionali.
3) Mediante studi sperimentali in vitro ed in vivo e biotecnologie sperimentali (utilizzo di cellule staminali, fattori di crescita e terapia genica) siamo giunti, appena le condizioni legislative lo permetteranno, a testare sull'uomo la possibilità di rigenerare il disco intervertebrale nella fase di iniziale degenerazione, mediante cellule staminali autologhe da midollo osseo isolate ed espanse in laboratorio.
4) Per quanto concerne le varie le tecniche chirurgiche ricaviamo che alla luce dell'esperienza chirurgica maturata negli ultimi 30 anni e che ad oggi rimane l'unica opzione di trattamento per la degenerazione discale, emergono le seguenti considerazioni:
   - per *stenosi segmentarie da ernia molle o dura (osteofiti) di uno o due livelli* è indicata la decompressione ampia anteriore trans-discale eseguita in diastasi (secondo Cloward o Smith Robinson), associata sempre ad artrodesi mediante trapianto osseo e placca;
   - via di accesso presternocleidomastoidea su testiera di alluminio mobile;
   - discectomia con approccio ampio interdiscale fino alla parete posteriore e al legamento longitudinale posteriore con rimozione totale ed ampia degli osetofiti posteriori e posterolaterali (*uncus*);
   - negli interventi a due livelli contigui per evitare le cifosi postchirurgiche, per crollo di una porzione di corpo, fresaggio eccentrico dei due spazi contigui;
   - utilizzo (fin dal 1969) di un distrattore per praticare in diastasi sia il gesto chirurgico così agevolato, che per inserire il trapianto;
   - trapianto (meglio autologo) di diametro superiore ai 2-3 mm delle trincee ossee praticate, che deve essere introdotto in modo che le corticali del trapianto corrispondano a quelle dei corpi vertebrali;
   - negli ultimi 25 anni associamo al trapianto una placca stabilizzante che consente di ottenere l'artrodesi senza immobilizzazioni superflue nel post-operatorio; l'uso di *cages* è limitato solo ai sistemi con possibilità di impianto stabile d'*emblee* e con trapianto osseo associato; pertanto la fusione biologica ossea definitiva è la sola garanzia nel tempo mentre non sappiamo quale sia il divenire di cages impiantate senza trapianto (Tantalio) di cui non possiamo prevedere l'evoluzione nel tempo.
5) Per stenosi prevalentemente anteriori di tre o più livelli è indicato l'intervento di decompressione ampia anteriore denominato *somatectomia subtotale multipla* [9 17-19], così come concepito e realizzato col Prof. M. Boni fin dal 1969, con qualche variante di tecnica [17], che abbiamo apportato negli ultimi anni.
6) Per *stenosi a più livelli* a maggior componente posteriore o per stenosi a componente anteriore multisegmentaria, con associato quadro di grave sofferenza midollare, trova indicazione la *laminectomia* associata alla stabilizzazione, con placche modellate in lordosi, gesto che realizza un'ampia liberazione della corda midollare, il ripristino della fisiologica lordosi e il *back shift* midollare. Il midollo viene così decompresso e messo a riposo dai microtraumatismi determinati dai fenomeni di cerniera.

Rimane categorica l'indicazione chirurgica precoce all'insorgere dei primi sintomi neurologici motori: è ormai acquisito che i risultati della chirurgia sono inversamente proporzionali al tempo intercorso tra l'esordio dei sintomi e l'atto chirurgico.

BIBLIOGRAFIA

1 Boni M, Cherubino P, Denaro V. *The surgical treatment of fractures of the cervical spine*. Ital J Orthop Traumatol 1983;9(Suppl.):107-26.

2 Denaro V, Gulino G, Papapietro N, et al. *Treatment of metastases of the cervical spine*. Chir Organi Mov 1998;83:127-37.

3 Denaro V, Denaro L, Papalia R, et al. *Surgical management of cervical spine osteoblastomas*. Clin Orthop Relat Res 2007;455:190-5.

4 Denaro V. *Tunori primitive della colonna cervicale. Estratto da Aggiornamenti in chirurgia ortopedica. Le Cervicobrachialgie*. Bologna: Aulo Gaggi Editore.

5 Denaro V. *Artrite reumatoide a localizzazione cervicale bassa (C3-C7)*. Estratto da GIOT; LXXVII Congresso SIOT, Sorrento, 7-10 Ottobre 1992.

6 Denaro V, Kehr P. *Infected cervical spine in five cases.* Cervical Spine II. Berlino: Springer-Verlag 1989.

7 Boni M. *Considerazioni anatomo-patologiche e cliniche sulle protrusioni del disco nel rachide cervicale.* Atti LI Congresso S.I.O.T., Catania, 1966.

8 Boni M, Denaro V. *Anatomo-Clinical Correlations in cervical spondylosis*. Cervical Spine I. Berlino: Springer-Verlag 1987, pp. 4-20.

9 Denaro V. *Stenosis of the Cervical Spine*. Berlino: Springer-Verlag 1991.

10 Fornasier VL, Garaffo G, Denaro L, et al. *Intervertebral disc degeneration – an autopsy study*. Eur J Orthop Surg Traumatol 2000;10:159-65.

11 Vadalà G, Sobajima S, Lee JY, et al. *In vitro interaction between muscle-derived stem cells and nucleus pulposus cells.* Spine J 2007 Nov 17.

12 Sobajima S, Vadala G, Shimer A, et al. *Feasibility of a stem cell therapy for intervertebral disc degeneration.* Spine J 2007 Dec 12.

13 Vadalà G, Studer RK, Sowa G, et al. *Coculture of bone marrow mesenchymal stem cells and nucleus pulposus cells modulate gene expression profile without cell fusion*. Spine 2008;33:870-6.

14 Risbud MV, Di Martino A, Guttapalli A, et al. *Toward an optimum system for intervertebral disc organ culture: TGF-beta 3 enhances nucleus pulposus and anulus fibrosus survival and function through modulation of TGF-beta-R expression and ERK signaling*. Spine 2006;31:884-90.

[15] Vadalà G, Sowa GA, Smith L, et al. *Regulation of transgene expression using an inducible system for improved safety of intervertebral disc gene therapy*. Spine 2007;32:1381-7.

[16] Boni M, Denaro V. *Traitement chirurgical des cervicarthroses. Revision à distance (2-13 ans) des 100 premiers cas opérés par voie antérieure*. Rev Chir Orthop 1982;68:269-80.

[17] Boni M, Cherubino P, Denaro V, et al. *Multiple subtotal somatectomy. Technique and evaluation of a series of 39 cases.* Spine 1984;9:358-62.

[18] Denaro V. Surgical managment of cervical myelopathy according to the Boni-Denaro technique. Estratto da Caniers d'enseignement de la SOFCOT, 48: Rachis cervical degeneratif et traumatique. Expansion Scientifique Francaise

[19] Boni M, Denaro V. *The cervical stenosis syndrome with a review of 83 patients treated by operation.* Int Orthop 1982;6:185-95.

[20] Denaro V, Gulino G, Denaro L, et al. *Sovraccarichi funzionali dopo artrodesi della colonna cervicale.* GIOT 1998;24(Suppl.) Fasc. 3- Ottobre 1998.

Osteosintesi originale per la stabilizzazione craniocervicale

Original metal construct for the craniocervical stabilization

C.A. Logroscino, M. Genitiempo, S. Casula

RIASSUNTO

Presentiamo uno studio retrospettivo su 50 pazienti trattati tra il 1992 ed il 2006, affetti da patologia della giunzione craniocervicale, trattati con una tecnica innovativa di fissazione basata sull'utilizzo di una pinza craniale con soli uncini, ideata da uno degli Autori. I vantaggi di tale tecnica sono, a nostro avviso, una maggiore. resistenza alla mobilizzazione degli uncini craniali rispetto ai sistemi di fissazione con viti, soprattutto in condizioni patologiche, come l'artrite reumatoide che comporta un deterioramento qualitativo dell'osso ed una sua riduzione in spessore a livello del tavolato cranico occipitale. I pazienti sono stati seguiti con follow-up successivi e valutati con la Visual Analogue Scale, per la valutazione del dolore e con la scala di Nurick per i casi associati a mielopatia. L'allineamento occipitoassiale è stato valutato radiograficamente assumendo come repere la linea di McGregor. Abbiamo osservato un miglioramento della valutazione soggettiva del dolore in tutti i pazienti trattati, con un miglioramento del 46% rispetto ai valori iniziali. Inoltre i pazienti fissati con un'angolazione occipitoassiale compresa nell'ambito del range fisiologico hanno mostrato i migliori risultati sia per quanto riguarda la remissione della sintomatologia dolorosa, sia per quanto riguarda la sopravvivenza della sintesi e la comparsa di patologia giunzionale.
Riteniamo che l'ancoraggio al cranio con una presa ad uncini consenta di realizzare un impianto con elevate caratteristiche di stabilità particolarmente utile nella chirurgia di revisione e nelle instabilità maggiori. Lo studio dei valori angolari occipitoassiali, ha dimostrato che i migliori risultati e la durata nel tempo dell'impianto sono correlabili alla realizzazione di un angolo di fusione compreso entro i valori del range fisiologico.

Parole chiave: angolo occipitoassiale, presa craniale per uncini, fissazione craniocervicale, instabilità occipitocervicale

SUMMARY

We present a retrospective study on a series composed of 50 patients, treated between 1992 and 2006, affected by pathologies of the craniocervical junction. All the patients were treated using an innovative procedure based on a cranial claw made of low profile hooks, conceived by one of the authors. Advantages of this technique are, to our point of view, a higher resistance to cranial hooks dislodgment, if compared to screw fixation instrumentation, especially in pathological conditions, like rheumatoid arthritis which leads to a qualitative deterioration of the bone stock and to the reduction of the occipital wall thickness. Patients have been followed up afterwards and evaluated by the Visual Analogue Scale for the assessment of pain and by the Nurick scale for the cases associated with myelopathy. Occipitoaxial alignment was assessed radiographically using the McGregor line. We observed an improvement in the subjective evaluation of pain in all treated patients, with a 46% improvement from the initial values. Moreover patient stabilized with an occipitoaxial angle included in the physiologic range, showed better results either for the survival of the instrumentation or the onset of junctional pathology.
We believe that cranial anchorage with a hook claw allows for an instrumentation provided with high stability, particularly useful in revision surgery and major instabilities. The study of the occipitoaxial angles has shown that the better results and the long lasting stability of the implant are correlated to a fusion angle included in the physiological range.

Key words: occipitoaxial angle, cranial hook claw craniocervical fixation, occipitocervical instability

INTRODUZIONE

Numerose condizioni patologiche possono determinare un' instabilità occipitocervicale.
I meccanismi più comuni possono ricondursi a lesioni traumatiche, a patologie infiammatorie come l'artrite reumatoide, o infettive, a localizzazioni neoplastiche e a deformità congenite. L'algoritmo terapeutico in questi casi passa per le successive tappe: identificazione del processo patologico, correzione del mancato allineamento o della sublussazione, decompressione e stabilizzazione. Il trattamento chirurgico dell'instabilità craniocervicale ha avuto negli ultimi anni un notevole sviluppo. Da quando, nel 1927, Förster [1] per primo descrisse la fusione occipitocervicale senza sintesi, la chirurgia della giunzione craniocervicale ha fatto notevoli progressi. Sono state proposte in Letteratura numerose strumentazioni, che inizialmente si avvalevano per la fissazione della sintesi di fili di acciaio, come la tecnica di Luque [2] o la derivata Ransford loop. Tali sistemi richiedevano l'integrità degli elementi posteriori, condizione non sempre presente in caso di compressione midollare. Negli anni sono stati sviluppati dei sistemi di osteosintesi rigida basati su strumentazioni con viti e placche. Fra i primi se non addirittura per primo, Roy-Camille [3] introdusse l'impiego della fissazione con viti alle faccette articolari (processi zigoapofisari) in ambito cervicale, aprendo la strada alla possibilità di estendere la strumentazione con viti e placche fino all'occipite. Grob et al. [4] descrissero l'utilizzo di una placca sagomata a Y rovesciata con ancoraggio sulla linea

Dipartimento di Scienze Ortopediche, Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma

mediana dell'occipite, dove l'osso ha maggiore spessore e offre condizioni migliori per la fissazione.
Qualsiasi sistema di stabilizzazione in questa particolare area di transizione (cerniera occipitocervicale) deve essere in grado di resistere alle forze nei diversi assi di movimento (flessione, estensione, flessione laterale, rotazione, distrazione, carico assiale) fino al raggiungimento dell'artrodesi. L'impianto, inoltre, deve possedere una struttura delicata in modo da integrarsi e adattarsi alla fine anatomia della regione. Sulla base di questi presupposti è stato sviluppato un sistema di fissazione originale, la cui particolarità consiste in una presa craniale che crea una pinza per soli uncini [5]. La rigidità dell'impianto da sola, non può comunque costituire il presupposto di successo e di risoluzione della sintomatologia a lungo termine. Grande importanza riveste infatti un corretto allineamento occipitoassiale ed il ripristino, per quanto possibile,della fisiologica lordosi cervicale. Questo è uno dei passaggi cruciali della tecnica chirurgica, correlandosi l'angolo di fusione craniocervicale all'outcome clinico, come dimostra il nostro studio.

MATERIALE E METODI

È stato realizzato uno studio retrospettivo su 50 pazienti operati nella Divisione di Chirurgia Vertebrale della Clinica Ortopedica dell'Università Cattolica del Sacro Cuore di Roma tra il 1992 ed il 2006 con l'utilizzo della fissazione craniocervicale con presa craniale mediante uncini e cervicale con viti nei massicci articolari o con uncini sublaminari. La casistica era composta di 33 donne e 17 uomini con un'età media di 52 anni (21-79 anni).
La patologia più comune era l'artrite reumatoide (27). Seguivano i traumi (9), i tumori (8), le malformazioni (6). Alla presentazione, il paziente riferiva dolore cervicale nella maggioranza dei casi, associato o meno a mielopatia. I livelli fissati sono stati C0-C3 in 27 casi, C0-C4 in 6, C0-C5 in 8, C0-C6 in 4, C0-C7 in 5.
Il follow-up medio dei pazienti è stato di 3 anni, con un massimo di 9 anni ed un minimo di 1 anno.
I pazienti sono stati sottoposti nel preoperatorio a radiografie standard e dinamiche (flessione ed estensione), allo scopo di calcolare l'allineamento craniocervicale. Per la valutazione della mielopatia abbiamo utilizzato la scala di Nurick [6], mentre il *Visual Analogue Scale* (VAS) è stato utilizzato per la valutazione soggettiva del dolore del paziente.
I pazienti sono stati sottoposti a radiografie nell'immediato postoperatorio, e agli intervalli di follow-up prestabiliti: un mese, 6 mesi, un anno. Successivamente sono stati controllati su base annuale. La posizione in sala operatoria è stata ottenuta con metodica standard: Halo sospensione o fissazione con testiera Mayfield. Per ottenere un angolo di fissazione corretto il posizionamento della sintesi è stato controllato continuamente in radioscopia. La fissazione è stata realizzata utilizzando il sistema di osteosintesi craniocervicale descritto da Logroscino et al.[5] che dispone di una solida presa craniale con uncini. L'ancoraggio cervicale è stato eseguito con viti inserite nei massicci articolari o con uncini sublaminari. La corretta esecuzione dell'impianto prevede l'inserimento degli uncini craniali tra il piano durale e il tavolato cranico interno. La pinza viene completata mediante l'inserimento di uncini contrapposti, applicati direttamente al margine del grande forame occipitale. Il repere per la preparazione del sito di applicazione degli uncini è a circa 1,5 cm inferiormente alla protuberanza occipitale posteriore e circa 2 cm lateralmente alla linea mediana. Tali uncini, sagomati a basso profilo, sono ideali per il posizionamento in zone povere di tessuto sottocutaneo, e consentono di diminuire il rischio di decubito cutaneo ad opera della sintesi. Il posizionamento degli uncini nel tavolato cranico rappresenta il passaggio più delicato e comporta attenzione per evitare lesioni durali o nervose. Gli uncini distali sono inseriti direttamente nel forame magno attraverso una preparazione del sito tramite dissezione smussa. Nei primi casi descritti in questa serie è stato utilizzato lo strumentario CD, sostituito nel 1994 con una sintesi progettata ad hoc consistente in barre/placche presagomate che meglio si adattavano alla delicata regione anatomica e conferivano all'impianto craniale lo stesso spessore degli impianti vite/placca convenzionali (Fig. 1).
Lo studio qui illustrato si basa sulla correlazione del risultato clinico con l'angolo di fusione occipitocervicale. L'angolo occipitocervicale in soggetti adulti sani, misurato utilizzando come repere la linea di McGregor, è di circa 15° in lordosi [7 8] con un range di variabilità tra i 5 e i 30°.
Philips et al. [9] hanno valutato l'angolo occipitocervicale in soggetti normali usando come repere la linea di McRae [12], ottenendo nel soggetto sano 44° in lordosi come valore di normalità. Tale metodo tuttavia non ci è sembrato di facile attuazione per la difficoltà di identificare i punti di repere sui radiogrammi. Per i suddetti motivi abbiamo utilizzato la linea di McGregor intersecata con la tangente al piatto epifisario di C2, effettuando un confronto fra i valori preoperatori e postoperatori (Fig. 1). L'angolo cosi formato tra le due linee è stato definito, in accordo con la Letteratura[8], angolo positivo, cioè con l'occipite in retroversione, oppure negativo se l'occipite è in antiversione.

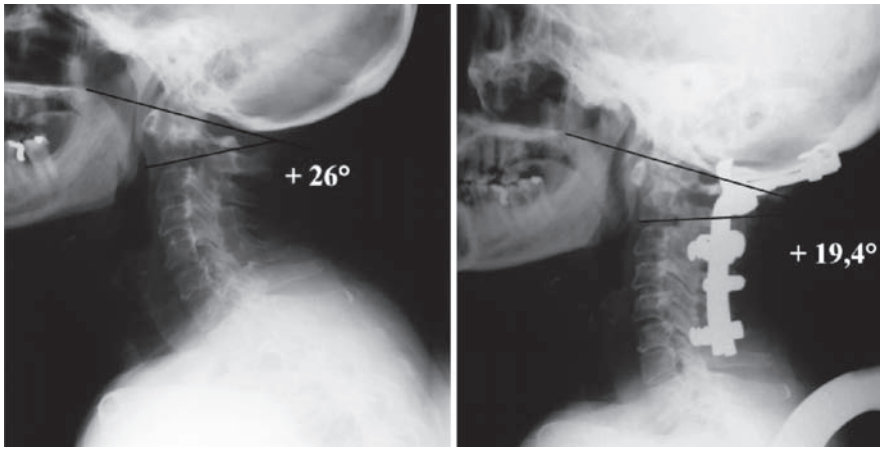


Fig. 1. Paziente affetta da artrite reumatoide stadio II con risalita del dente dell'epistrofeo. Valore dell'angolo occipitoassiale pre-operatorio pari a 26°, post-operatorio pari a 19,4° in retroversione dell'occipite. È possibile osservare la pinza craniale per uncini nel suo corretto posizionamento.

I valori sono stati calcolati eseguendo 3 misurazioni distinte ad opera di due operatori diversi ed eseguendo la media matematica di tali valori.

RISULTATI

Dei 50 pazienti operati, 3 hanno riportato mobilizzazione della sintesi, 2 di questi appartenevano al gruppo dei reumatoidi, 1 era affetto da instabilità post traumatica. Abbiamo osservato la mobilizzazione degli uncini craniali in 2 pazienti tutti affetti da artrite reumatoide. Le mobilizzazioni sono avvenute nei primi due anni di follow-up, in nessun caso nell'immediato post-operatorio e sono state risolte con un nuovo intervento limitato di revisione. Tutti i pazienti sottoposti ad intervento chirurgico hanno riportato nel post operatorio miglioramento della sintomatologia algica. 27 pazienti, con associata mielopatia hanno riportato miglioramento clinico-funzionale (Tab. I) corrispondente ad un aumento sulla scala di Nurick nella maggioranza dei casi corrispondente ad un punto. Non abbiamo osservato in nessun caso peggioramento della funzione neurologica in seguito all'intervento. La misurazione radiografica dell'angolo di fusione occipito-assiale è stata valutata suddividendo i pazienti in quattro gruppi in base all'eziopatologia: artrite reumatoide, traumi, localizzazioni neoplastiche e malformazioni della giunzione cranio cervicale (Tab. I). I 27 pazienti affetti da artrite reumatoide si presentavano con un valore dell'angolo occipitoassiale normale in 21 casi, negativo in 6 casi. I pazienti sono stati fissati nella posizione più fisiologica possibile cercando di ripristinare un allineamento occipitoassiale. In questa serie di casi, possiamo distinguere due sottogruppi in base al grado di progressione della malattia. Nei pazienti corrispondenti allo stadio I-II dell'artrite reumatoide (classificazione di Steinbrocker [11]), abbiamo osservato un'importante e duratura remissione della sintomatologia associata ad una bassa percentuale di sublussazione sub-assiale (2 casi) nei pazienti fissati con un angolo corrispondente al range fisiologico (Tab. I). I 6 pazienti che erano in uno stadio della malattia III-IV hanno sviluppato sublussazione sub-assiale che ha richiesto la revisione chirurgica e l'estensione distale dell'impianto. Di questi 6 pazienti, 5 erano stati fissati in antiversione occipitale ed 1 caso in retroversione. I 2 casi di mobilizzazione della sintesi osservati nei pazienti reumatoidi erano compresi in questo sottogruppo. Il beneficio nei confronti della sintomatologia algica all'interno di questo gruppo è stato buono, con un valore del VAS diminuito del 52% (VAS medio 6,6 nel pre-operatorio ridotto a 3,2 nel post-operatorio).

I pazienti affetti da deformità post traumatica sono stati trattati chirurgicamente per la grave instabilità presente ai livelli C0-C1-C2. In 2 di questi pazienti erano presenti segni di mielopatia post traumatica per fratture ai livelli sub assiali. Tutti i pazienti di questo gruppo sono stati fissati nel range fisiologico e nella totalità dei casi hanno avuto beneficio dall'intervento per quanto riguarda la sintomatologia algica e in nessun caso è stata osservata patologia giunzionale ai livelli adiacenti. In questo gruppo il valore VAS è migliorato del 37% passando da una media di 4,6 punti nel pre-operatorio ad una media di 2,9 punti nel post-operatorio. I pazienti con localizzazioni neoplastiche sono quelli che hanno richiesto il trattamento chirurgico più complesso. In 6 casi è stato necessario un doppio approccio chirurgico, associando un'exeresi decompressiva anteriore alla stabilizzazione posteriore. Due casi tra questi hanno richiesto decompressione transorale per localizzazioni al dente dell'epistrofeo, mentre altri due casi sono stati sottoposti a decompressione con accesso transmandibololinguale per la presenza di una lesione tumorale più estesa [12]. Tutti i pazienti trattati in questo gruppo hanno riportato miglioramento della sintomatologia algica con una modifica del valore VAS del 53% rapportata a una media di 5,9 nel pre-operatorio ridottasi a valori di 2,7 nel post-operatorio. Il gruppo affetto da malformazione congenita della cerniera occipitocervicale ha mostrato un miglioramento più contenuto della scala VAS con un miglioramento del 25% rapportato ad un valore VAS medio di 6 punti nel pre-operatorio che si riduceva ad un valore medio VAS di 4,5 punti nel post-operatorio.

DISCUSSIONE

In questo lavoro presentiamo i risultati ottenuti con la fissazione craniocervicale eseguita utilizzando il sistema di ancoraggio craniale con una coppia di uncini contrapposti. Tale metodica, a nostro parere possiede degli intrinseci vantaggi essendo dotata di maggiore resistenza al pull-out rispetto alla fissazione con viti, evenienza descritta soprattutto nei casi fissati in inversione dell'angolo occipito-assiale. La sintesi utilizzata ha consentito di ottenere un'ottima percentuale di fusione, valutata come fusione radiologicamente apprezzabile o come sopravvivenza della sintesi.

3 pazienti – il 6% del campione – hanno riportato mobilizzazione dell'impianto. La mobilizzazione degli uncini craniali è stata osservata solo nei due pazienti affetti da artrite reumatoide. In un paziente reumatoide vi era stata anche mobilizzazione della sintesi cervicale. Tale risultato è certamente da imputarsi alla scarsa qualità ossea, ma, a nostro avviso, l'errata biomeccanica segmentale dovuta ad una fissazione occipitoassiale in antiversione dell'occipite, rappresenta un importante fattore predisponente al cedimento della sintesi. In un caso si è verificato il cedimento isolato delle viti nei massicci articolari cervicali in un paziente nel gruppo delle instabilità post-traumatiche, in seguito ad un nuovo trauma cervicale in flessione.

Lo studio dell'angolo occipitoassiale è stato eseguito utilizzando solo radiografie in proiezione laterale prima e dopo l'intervento ed è stato rivalutato nei controlli successivi di follow-up. Abbiamo scelto di utilizzare il metodo di McGregor per la sua sensibilità e riproducibilità inter-operatore [7]. In Letteratura esistono altri lavori sulla valutazione dell'angolo occipitoassiale in relazione all'outcome delle fissazioni craniocervicali, ma molti lavori non sono paragonabili fra loro a causa dei differenti metodi di misurazione utilizzati [9 10]. Per quanto riguarda la valutazione oggettiva del paziente è stata utilizzata la scala di Nurick mentre per la valutazione del dolore e le sue modificazioni dopo l'intervento è stata utilizzata la valutazione soggettiva VAS. Il miglioramento sintomatologico algico nella nostra casistica è stato in media del 46%, e, benché basato su di una casistica non omogenea per eziopatogenesi, è indice di un buon successo della stabilizzazione e di ottima tolleranza della sintesi da parte dei pazienti. L'incidenza

Tab. Distribuzione della patologia, valori degli angoli occipitoassiali, valori della scala di Nurick per la valutazione clinico-funzionale della mielopatia e valori del Visual Analogue Scale.

Caso	Sesso	Livello	Età	Mobilizzazione	McGregor pre	McGregor post	Sublussazione subassiale	Steinbrocker	Nurick pre	Nurick post	VAS pre	VAS post
GRUPPO 1 REUMATOIDI												
SOTTOGRUPPO A												
1	F	c0-c3	54	N	29 +	27 +	N	I	1	1	7	3
2	F	c0-c6	72	N	28° +	19° +	N	I	1	1	7	2
3	F	c0-c6	58	N	19,20° +	18,50 +	N	I	1	1	5	2
4	F	c0-c7	56	N	22,3 +	19,2 +	N	I	1	1	6	3
5	M	c0-c4	61	N	28,5 +	23,6 +	N	I	1	1	7	2
6	F	c0-c6	56	N	20,15 +	24.4 +	N	II	1	1	6	4
7	F	c0-c3	69	N	15 +	8 +	S	II	1	1	6	3
8	F	c0-c3	31	N	12,5 +	16,7 +	N	II	1	1	8	5
9	F	c0-c3	49	N	22,5 +	21,7 +	N	II	1	1	5	2
10	F	c0-c3	51	N	14,5 +	22,4 +	N	II	1	1	5	2
11	M	c0-c3	76	N	20,18° +	8,54° +	N	II	2	2	8	5
12	F	c0-c3	72	N	28,3 +	20,4 +	N	II	2	2	8	2
13	F	c0-c3	69	N	13,5 +	16,6 +	N	II	1	1	9	4
14	F	c0-c3	66	N	26,5 +	12,4 +	N	II	2	2	5	2
15	M	c0-c3	79	N	13,5 +	14,5 +	N	II	1	1	5	2
16	F	c0-c5	56	N	3,4 -	4,4 -	N	II	1	1	5	3
17	M	c0-c5	45	N	8,21° +	3,25° +	N	II	2	2	8	4
18	M	c0-c3	60	N	20,53° +	6,20° +	N	II	4	3	6	4
19	F	c0-c3	53	N	12,4 -	15,5 -	S	II	4	3	8	5
20	M	c0-c3	64	N	24,5 +	22,6 +	N	II	2	2	8	4
21	M	c0-c3	62	N	18,6 +	12,6 +	N	II	3	3	7	4
Sottogruppo B												
22	F	c0-c5	66	N	12,6 -	5,5 -	S	III	3	3	6	3
23	F	c0-c3	49	N	8,7 +	7,4 -	S	III	4	3	7	3
24	F	c0-c5	53	S	6,7 -	13,5 -	S	III	2	2	6	4
25	F	c0-c6	52	N	24° +	20,56° +	S	III	4	3	7	3
26	F	c0-c4	69	S	5.5° -	12,5° -	S	IV	3	3	7	4
27	M	c0-c5	59	N	15,5 -	7,7 -	S	IV	3	3	7	3
Gruppo 2: instabilità post traumatica												
1	M	c0-c4	35	N	16,3 +	24,4 +	N		2	1	3	1
2	F	c0-c3	24	N	12,3 +	12,6 +	N		1	1	4	2
3	F	c0-c3	50	N	13,5 -	11,5 +	N		1	1	5	3
4	F	c0-c7	23	N	5,65° +	17,36° +	N		5	5	6	3
5	M	c0-c3	23	N	20,20° +	5,5° +	N		1	1	4	4
6	F	c0-c3	21	S	4,4 +	18,4 +	N		1	1	7	3
7	F	c0-c5	28	N	17,1 +	16,2 +	N		4	3	3	3
8	F	c0-c3	71	N	18,5 +	19,7 +	N		1	1	5	3
9	M	c0-c7	32	N	7,7 -	12,1 +	N		3	2	4	4
Gruppo 3: instabilità da lesione secondaria												
1	F	c0-c3	61	N	12,6 +	7,5 +	N		1	1	6	2
2	M	c0-c4	58	N	18,4 +	11,9 +	N		1	1	7	3
3	F	c0-c3	55	N	18,57° +	7,62° +	N		2	1	4	4
4	F	c0-c4	63	N	25,69° +	10,93° +	N		5	4	6	2
5	F	c0-c3	45	N	8,64° +	5,40° +	N		1	1	7	2
6	F	c0-c3	47	N	32,70° +	14,90° +	N		5	4	7	3
7	M	c0-c4	55	N	38 +	27,4 +	N		1	1	5	3
8	M	c0-c5	72	N	10,4 +	32 +	N		3	1	5	3
Gruppo 4: instabilià da malformazione della cerniera												
1	F	c0-c7	41	N	42,2 +	38,4 +	N		1	1	3	2
2	M	c0-c7	21	N	30,5 +	27,4 +	N		2	2	3	2
3	F	c0-c3	39	N	12,5 -	9,6 +	N		2	2	8	7
4	M	c0-c3	48	N	34,4 +	29,3 +	N		3	3	8	5
5	F	c0-c3	39	N	6,6 -	12 -	N		5	4	9	8
6	M	c0-c5	57	N	16,2 +	12,3 +	N		4	4	5	3

della sublussazione subassiale è stata bassa, con valore pari al 17% del totale dei pazienti trattati. Se si considera però, che la riportata evenienza è stata riscontrata solo nei pazienti affetti da artrite reumatoide il valore sale al 30% dei casi e corrisponde a quanto riportato in Letteratura [14 15]. L'assenza di questo tipo di complicanza nella patologia tumorale può anche dipendere dal tempo di sopravvivenza in genere limitato, che non consente quindi controlli a grande distanza. Per quanto riguarda invece i pazienti con sofferenza midollare compressiva, è possibile che una minor richiesta funzionale dovuta alle alterazioni neurologiche sia sufficiente a evitare il coinvolgimento dei segmenti subassiali. Come riportato in Letteratura, la complicanza tardiva più comune della fissazione craniocervicale nel paziente reumatoide è la sublussazione subassiale. Oda et al. [13]. ritengono che la sublussazione dei livelli sottostanti alla sintesi sia imputabile alla progressione della malattia. Matsunaga [8] ritiene, invece, che tale complicanza sia presente in pazienti fissati con un angolo occipitoassiale il cui valore è situato al di fuori del range fisiologico e per tale ragione sottoposti ad eccessive forze di taglio espressione di un profondo disordine di tipo biomeccanico. Esistono numerosi lavori sull'importanza dell'artrite reumatoide nella patogenesi dell'instabilità atlantoassiale e subassiale, Matsunaga [14] riporta un'incidenza di sublussazione subassiale del 34% su di una casistica di pazienti affetti da artrite reumatoide in stadio avanzato. Kraus et al. [15], riportano un'incidenza del 36%.

È interessante notare, nella nostra casistica, che i pazienti fissati con valori angolari compresi nel range di normalità o in lieve aumento dell'angolo occipitoassiale, hanno riportato i migliori risultati clinici e la più bassa percentuale di sequele a distanza. Trova in effetti riscontro, a nostro avviso, l'opinione di Matsunaga circa l'importanza dell'angolo occipitoassiale nei confronti della biomeccanica del rachide cervicale il cui scompenso, o non corretto ripristino, può portare a slivellamenti secondari o a fenomeni giunzionali adiacenti alla sintesi.

CONCLUSIONI

La fissazione occipitocervicale rappresenta una metodica di trattamento estremamente efficace nella stabilizzazione neurologica e nel recupero sintomatologico dei pazienti affetti da patologia della giunzione craniocervicale. Riteniamo che l'impiego di una presa cranica con uncini rappresenti una garanzia aggiuntiva di stabilità per l'impianto e sia particolarmente indicata nei casi di instabilità maggiore, quale quella neoplastica o nei pazienti affetti da patologie, come l'artrite reumatoide che comportano una grave alterazione della qualità dell'osso. Questa condizione può facilmente comportare, nelle osteosintesi che utilizzano per la fissazione le viti, fenomeni di *pull out* a distanza e conseguente perdita di stabilità e comparsa di deformità. Riteniamo inoltre che il risultato a distanza per quanto riguarda la stabilità dell'impianto e l'assenza di deformità secondarie sia strettamente collegato al corretto posizionamento della strumentazione, in particolare alla realizzazione di un angolo occipito-assiale quanto più vicino possibile ai valori fisiologici

BIBLIOGRAFIA

1. Förster O, *Die Leitungsbahnen des Schmerzgefühls und die chirurgische Behandlung der Schmerzzustände*. Berlin: Urban & Schwarzenburg 1927.
2. Ellis PM, Findlay JM, *Craniocervical fusion with contoured Luque rod and autogenic bone graft*. Can J Surg 1994;37:50-54.
3. Davey JR, Rorabeck CH, Bailey SI, et al. *A technique of posterior cervical fusion for instability of the cervical spine*. Spine 1985;10:722-8.
4. Grob D, Dvorak J, Panjabi M, et al. *Posterior occipitocervical fusion. A preliminary report of a new technique*. Spine 1991;16:17-24.
5. Logroscino CA, Diop A, Lavaste F. *Development of a new short metal construct for the treatment of severe craniocervical instability: Biomechanical evaluation*. Spine: State of the Art Reviews vol. 10, n. 2 1996, pp. 315-325.
6. Nurick S, *The pathogenesis of the spinal cord disorder associated with cervical spondylosis*. Brain 1972;95:87-100.
7. Shoda N, Takeshita K, Seichi A, et al. *Measurement of occipitocervical angle*. Spine 2004;29:204-8.
8. Matsunaga S, Onischi T, Sakou T. *Significance of occipitoaxial angle in subaxial lesion after occipitocervical fusion*. Spine 2001;26:161-5.
9. Philips MF, Phillips SC, Wetzel TF, et al. *Occipitocervical neutral position: possible surgical implications*. Spine 1999;24:775-8.
10. McRae LD, Barnum SA. *Occipitalization of the atlas*. AJR Am J Roentgenol 1953;70:23-45.
11. Steinbrocker O, Träger CH, Batterman RC. *Therapeutic criteria in rheumatoid arthritis*. JAMA 1949;140:659-62.
12. Logroscino CA, Casula S, Rigante M, et al. *Transmandible approach for the treatment of upper cervical spine metastatic tumors*. Orthopaedics 2004;10:1100-3.
13. Oda T, Fujiwara K, Yonenobu K, et al. *Natural course of cervical spine lesions in rheumatoid arthritis*. Spine 1995;20:1128-35.
14. Matsunaga S, Ijiri K, Koga H. *Results of a longer than 10-year follow-up of patients with rheumatoid arthritis treated by occipitocervical fusion*. Spine 2000;25:1749-53.
15. Kraus DR, Peppelman WC, Agarwal AK, et al. *Incidence of subaxial subluxation in patients with generalized rheumatoid arthritis who had previous occipital cervical fusion*. Spine 1991;16:486-9.

Input of the Italian spinal surgeons on the spine surgery during the last 20 years (seen from a French spinal pediatric orthopedic surgeon)

J. Dubousset

INTRODUCTION

Before starting my residency I was fortunate, thanks to the Ministery of Foreigns Affairs of my country, to spent 6 months (October 1960 – May 1961) at *Istituto Orthopedico Toscano*, Firenze with "Oscar Scaglietti, e la sua Squadra", just before they came to the new hospital INAIL I discovered not only:

– an exceptional beautiful country, with very nice people and hospitality;
– but also a great orthopaedic school, absolutely in the line of the Master Vittorio Putti, from what I had studied before coming to Italy, I remember many names corresponding for each, to very different personalities who were very fruitful for my formation in orthopaedics.

The *"Master Oscar Scaglietti"* of course but also *Bruno Calandriello*, *Gabriele Stringa*, *Gian Franco Fineschi*, *Fiorenzo Travaglini*, *Gianeugenio Jacchia*, *Pier Giorgo Marchetti*, *Paolo Nigrisoli*, *Umberto Mangini*, *Paolo Grilli*, *Stanislao Laus*, *Antonio Capardi* …

Does these early contacts with Italian orthopaedics push me to always keep very strong links with your country? I think that two other reasons can be advanced:

– First is, in front of the English speaking world invasion, not only for thinking, reasoning, organizing, publishing, etc., I feel more close to the Latin people, as well as for a Cartesian discussion, spirit, philosophy and way of life.
– Second, because I have really very strong personal links with Italian friends.

Anyway the input of Italian surgeons on spinal orthopaedics was clearly recognized as a continuation from the end of the powerful, well known schools of Bologna, Firenze, Roma, Genova, Milano, Padova, Verona … with individuals marking their influence not only through the development of GIS and its multiple relations with the French GES, but also ESDS followed by SSE, and also away from Europe like SRS.

IMPORTANT ITALIAN CONTRIBUTIONS FOR SPINAL PATHOLOGY AND TREATMENT SEEN WITH A FRENCH EYE

It is really impossible to speak about all these colleagues, but seen from the French side, without any partiality, neither order of importance, the spinal orthopaedic world community has recognized and included in their common language many of them, for example:

Académie Nationale de Médecine Paris France

– The physio-pathology, classification, therapeutic indications and techniques about the spondylolisthesis with the work of *P.G. Marchetti and P. Bartolozzi.* This allowed to better understanding of the patho-mechanicism to realize when necessary progressive reduction maintained with or without instrumentation with their proper risks and results.

For me when I was in Firenze, with *Oscar Scaglietti* and I discover that the concept of this lumbo-sacral kyphosis, was the secret of the disease (for high grade spondylo), and subsequently has to be reduced. This help me a lot to treat my own patients children or adolescents with progressive reduction, never open the canal neither use any kind of instrumentation, thanks to the proper pre- and post-op cast.

The unforgottable work of *Romolo Savini*, has marked all people of my generation, not only for anterior surgery, and reduction stabilization for deformities and fractures, but also for his work on tumours of the spine.

He was a real pioneer in the logical treatment of spinal tumours as well benign as malignant.

So it is natural that the Rizzoli school about tumours driven from a long time by my friend *Mario Campanacci* with its planetary reputation, is continued from that time so nicely by *Stefano Boriani.*

The development of a quasi three-dimensional classification according with the involvement of the spinal structures by the tumour, that he did in collaboration with Weinstein leads to a worldwide acceptation and use. This helps a lot for technical strategy for planning, resection, and multiples ways of reconstruction.

In addition the common language behind this approach allow to communicate clearly and to compare various techniques for the best benefit of our patients.

The other heritage of the Rizzoli and *Romolo Savini* school was the one developed extensively by *S. Cervellati* and *P. Parisini* about Ed. Luque and Hartshill instrumentation, and its application for neuromuscular as for idiopathic patients. The numerous works published and the real great experience often demonstrated in meetings worldwide, are there to demonstrate it, not only for this topic but also following the evolution of the various treatments regarding the entire spinal pathology.

Elio Ascani, as everybody knows is a very good friend of mine, and of many French paediatric orthopaedic surgeons. He is a member of a very private club, the "COPS" bringing together once or twice a year about 10 paediatric orthopaedic surgeons from France, Belgium, UK, and Italy (*Elio*) about similar age with their wife's on a boat on south of France for 2 or 3 days where serious work and friendship are linked.

But it is not for that only he got great consideration and real esteem in the Spinal orthopaedic world. He expand clearly the importance

of the Disc, and its role in the spinal deformities as well scoliosis as kyphosis, with a very pertinent study about Scheuermann Kyphosis.

He was one of the first to develop a specific instrumentation without fusion in association with K. Zielke, for severe infantile scoliosis, getting a special attention to a secure fixation of the anchorage at each ends thanks to a strong localized end fusion at these levels, recommended also by *P.G. Marchetti* and *A. Faldini.*

One of his major contribution was the study he did with the help of the majority of his Italian colleagues and especially *P.G. Marchetti*, about the spontaneous evolution of scoliosis deformities in adulthood, in 1986, basic work of reference for ever accepted everywhere in the world, and confirming widely the observations of Pierre Stagnara in our country.

This work was completed in 1989 by *A. Zagra* and *C. Lamartina* about the evolution at adulthood of the "small" curves (35°/45° Cobb).

The common work of the significant well known trio *P.G. Marchetti*, *A. Faldini*, *A. Ponte*, report upon surgical treatment of scoliosis for the SIOT meeting (Pisa, 1968) was a reference point for many years and remain important for the History of this lesion.

As well the researches of of *P. Bartolozzi* on lumbar scoliosis, Luque Harrington technique, and evolution of the unfused segments below the instrumented area must be remembered.

Alberto Ponte in Pietra Ligure also designed and use its "Riviera Brace", and was always a little bit apart "on the border", with the other Italian spinal orthopaedic people but he designed and used extensively the multiple laminar and facets resection (known as Ponte osteotomies) followed by instrumentation for the treatment of regular kyphosis. This technique widespread all over the world and used regularly in every circumstances for posterior correction of regular kyphosis.

The problem of disc herniation was always a great concern for the Italian orthopaedic surgeons.

I remember when I was in Firenze in the 1961 the surgery was done by *O. Scaglietti* and his team in lateral decubitus with local anaesthesia for approach unilateral and identification of the good level thanks to the answer of the patient.

Then general anaesthesia was done by *Caporale* (the chief anesthesiologist of the institute) for continuation of the surgery. So I never saw in a 6 months period any failure regarding the level of the surgery!

Many Italian names can be related to this pathology.

Who has forgotten the magnificent work of *Gianfranco Fineschi* about cervical disc herniation, as well as the pathology of the cervical spine ?

Who has not admired in the eighties the work of *Francesco Pipino*, on this topic where he studied the biomechanics of degenerative discopathy and use the first in Italy Anterior intersomatic fusion.

Later on the work of *F. Postacchini* who was among the first to introduce the microscope to perform the surgery, remembering as well his important contribution on spinal degenerative stenosis not only with teaching meetings, publications but also thanks to personal work.

This was among the first steps to the development of the endoscopic micro-discectomy well represented in the new generation for example, among many others by the work of *M. Brayda-Bruno*.

This drive also with the development of technology to the minimal invasive approach as well as thoracoscopic or laparoscopic favoured and developed by *P. Bartolozzi*, then used by many others in your country.

Giuseppe Costanzo was a faithful pupil of Pierre Stagnara and G. Monticelli, he did a lot of work for establishing with its mentors the European group ESDS. In addition he made interesting contribution about non operative treatments, and interesting relations upon the importance of sagittal deformities as well as studies on the evolution of the levels free below the fusion area.

Enzo Denaro who was a very good friend of Raymond Roy Camille, working first in Catania then in Roma, naturally introduce the philosophy and techniques of Raymond, with a clear impact for fractures and later on did a very nice work on cervical spine and cervical stenosis.

The invasion of 3D concepts in spinal surgery was a real revolution where our personal role was evidently important, but many Italian surgeons have to be recognized for their influence on this development.

Remember that *Stelvio Becchetti* was working very closely with René Perdriolle who was a pioneer in this field and did a practical application in a personal efficient way of correction by cast inspired from the Maguelone one and hold very strongly the flag of Italian orthopaedic spinal surgery in Genova, having understood of course, the importance of 3D in the surgical treatment of the deformities.

Daniele Fabris not only continue the beautiful work of his mentor *S. Agostini* on scoliosis and other spinal deformities with cast reduction according Risser principles, and determination of the area of fusion with the Risser technique without instruments, but spread out widely his concept for instrumentation and treatment of fractures of the spinal column as well as at the cervical level as at the thoraco-lumbar one, belonging very quickly to the CD group.

Remember also that *Giuseppe De Giorgi* not only develops a schematic 3D reconstruction of the spine very appealing as soon as 1981 (2 years before CD instrumentation), and at the same time introduce the Cheneau brace in Italy for non operative treatment.

Everybody knows the very close links of friendship between Giuseppe and myself and he was evidently the first Italian spinal surgeon to use and spread out the CD Instrumentation in your country, because his brain was ready to enter in an attempt to realize a 3D correction.

I had met him for the first time several years before in Paris, when he visit me with his mentor *Francesco Pipino*, to watch and exchange about anterior spinal surgery and instrumentation.

With the CD, he helps (and he is still doing),the orthopaedic spinal world community using the technique with the refinements and strategies he did for fractures but also for deformities.

He was and he is still a very active member of the old GICD (now IGASS) where so good work was done, where many others Italian spinal surgeons participate very actively.

I cannot enumerate all of them of course, but *D. Fabris*, *M. Brayda Bruno*, *P. Parisini*, *C. Logroscino*, *L. Catani* … were among the most active.

In fact *Giuseppe De Giorgi*, *Carlo Logroscino*, and *Daniele Fabris* had a very active part in the evolution of the system from the original CD to the modern evolution of it, CD horizon and legacy.
Carlo Logroscino good expert on cervical spine has developed a particular device for the cranio-cervical junction surgery, commonly used to day worldwide. He also had mainly a great role in the Italian spine surgery with the most extensive reconstruction front, back and circumferential fusions whatever the levels involved. He was also a reference person for developing and teaching anterior surgery of the spine without or with any kind of instrumentation.
It is necessary also to mention the numerous excellent publications and books written by all of these surgeons, with a special remark about the superior quality of the illustrations.
Among them we want to mention the extensive and complete book on paediatric orthopaedics written by *G. Canepa* and *G. Stella* with nice chapters devoted to Spine.

Thanks to many Italian colleagues, some of them expressed in this short presentation, and *all the others not forgotten*, I have finally to say the real importance of the common meetings they have organized here in your country with the French GES, with the European ESDS, now SSE, with the north American SRS and many others.
A great number of local meetings here in Italy, including Sardinia and Sicily, with international participants demonstrate the high vitality of our Italian Colleagues.
It is why the superb work of *C. Lamartina* who developed the European Registry for Spinal Diseases (Spine Tango) is highly recognized in the European spinal world.
It is why it has been a great honour for me to address this difficult task that demonstrate me again that it is only with a permanent cooperative, collaborative work together that the knowledge of each of us can increase and subsequently the care of our patients.

Overview

R. D'Anchise, M. Andreata, C. Balbino, N. Manta, E. Prospero

RIASSUNTO

Il contributo italiano al progresso dell'ortopedia in termini di ricerca e di tecnologia per il trattamento delle patologie degenerative di ginocchio è da attribuire ad un ristretto numero di chirurghi, lo scopo di questo lavoro è di evidenziarne le caratteristiche.
Ad eccezione delle osteotomie per la correzione delle deviazioni assiali, l'interesse unanime è per lo più rivolto alle tecniche sostitutive di tipo protesico, tendenza giustificata dai crescenti ottimi risultati. A partire da un'esperienza consolidata, diversi ortopedici italiani hanno collaborato con illustri colleghi americani intraprendendo poi un percorso scientifico spesso autonomo ed originale contribuendo più o meno significativamente all'evoluzione di tecniche chirurgiche e al perfezionamento di strumentari e di impianti protesici.
Affrontando questo tema, a nostro parere, deve essere sottolineato quanto l'impegno costante e critico di molti chirurghi italiani abbia contribuito allo sviluppo di una cultura protesica autonoma in Italia che, a partire da indicazioni attente e corrette, sta ottenendo risultati sempre più soddisfacenti per il trattamento dell'artrosi di ginocchio. Il sensibile miglioramento della qualità della vita di un numero sempre maggiore di pazienti affetti da questa patologia, altamente invalidante e socialmente dispendiosa, rappresenta uno stimolo ad intraprendere e condurre attività di ricerca in questo ambito senza mai dimenticare, tuttavia, la validità degli obiettivi che fino ad ora abbiamo raggiunto grazie alle tecniche tradizionali che hanno consolidato la nostra formazione.

Parole chiave: artrosi del ginocchio, protesi totale ginocchio, protesi monocompartimentale ginocchio, osteotomia

SUMMARY

Research and development of knee orthopedics in Italy has been carried forward by a handful of orthopedic surgeons operating in different medical centers throughout the country. Except for the specialist area of osteotomy to correct axial limb alignment, a common interest all share is knee arthroplasty, a procedure that has scored increasingly favorable results. Many strengthened their experience with American colleagues before embarking on innovative pathways leading to the development and refinement of surgical techniques, instruments and implantation devices.
In this review we felt it right and necessary to underline that the majority have taken an independent approach to knee arthroplasty in Italy. Based on careful pre-operative assessment and weighing of therapeutic indications, this approach continues to achieve ever better results in the treatment of knee joint arthritis. This, in turn, has translated into considerable improvement in the quality of life of ever more patients presenting with a highly incapacitating disease that carries a huge economic and social burden. By the same token, the continuous quest for further improvement poses a challenge to past achievements obtained with traditional techniques that laid the foundation for acquiring our present skills and knowledge.

Key words: knee arthritis, total knee arthroplasty, unicompartmental kne arthroplasty, osteotomy

U.O. Chirurgia del Ginocchio I, IRCCS – Istituto Ortopedico Galeazzi, Milano

Argomenti importanti come questo, per vastità e contenuto, spesso danno origine a riflessioni contrastanti, che si alternano tra considerazioni negative e positive. Le prime sono prodotte dal lecito dubbio che, probabilmente, complessivamente il contributo italiano allo sviluppo della ricerca sia stato poco significativo nell'evoluzione delle tecniche di trattamento delle patologie degenerative del ginocchio. Le seconde, positive, sono legate alla consapevolezza che esiste comunque un impegno autonomo ed originale di alcuni chirurghi italiani, i quali, anche se in numero ristretto, hanno comunque riscosso un diffuso interesse in ambito internazionale.
D'altra parte, il trattamento dell'artrosi è stato da sempre uno dei principali argomenti affrontati da tutti gli ortopedici.
Nel 2001 uno studio condotto dal Centro di Farmacoeconomia del Dipartimento di Scienze Farmacologiche dell'Università di Milano ha valutato in circa 2000 euro per 6 mesi il costo sociale medio per paziente affetto da artrosi. Costo che diviene esponenziale in relazione all'indice di Lequesne (indice che consiste in un punteggio, proporzionale alla gravità, ottenuto mediante la valutazione della sintomatologia spontanea e dinamica) fino ad arrivare a circa 7000 euro per un indice di Lequesne di 20. Ovviamente negli anni questi costi sono lievitati in maniera significativa.
In Italia si stima che vi siano circa 4.000.000 di pazienti sintomatici per osteoartrosi e di questi circa 1.000.000 per gonartrosi.
Per molti anni il problema dell'artrosi è stato considerato come un evento ineluttabile e non risolvibile, portando ad accettare quasi passivamente le conseguenti limitazioni funzionali dei pazienti.
Purtroppo noi ortopedici ci ritroviamo spesso a dover affrontare situazioni di artrosi già in fase avanzata e quindi quasi sempre abbiamo la necessità di pensare a trattamenti chirurgici.
Fino alla fine degli anni '70 il trattamento delle patologie degenerative del ginocchio è stato essenzialmente legato a trattamenti incruenti o ad osteotomie di vario genere in relazione al tipo di deformità. In questo contesto, la tradizione italiana ha contribuito

in termini scientifici e di tecnica chirurgica in modo rilevante anche a livello internazionale. I risultati comunque non erano, nella maggior parte dei casi, buoni. In precedenza altri tentativi erano stati fatti con interventi apparentemente innovativi come le artroplastiche ma anche in questo caso con risultati poco incoraggianti.
Gli anni '80 rappresentano il momento della svolta nel trattamento dell'artrosi del ginocchio con l'impianto delle prime protesi di nuova generazione che facevano intravvedere la possibilità di ottenere risultati funzionali molto interessanti.
La spinta più significativa verso lo sviluppo di queste protesi è venuta dagli Stati Uniti. La ragione è a nostro parere da attribuire certamente al sostegno che la tecnologia americana ha dato ai propri chirurghi, ma anche certamente all'esigenza culturale di quella società sempre alla ricerca, anche un po' esasperata, della efficienza fisica.
L'incisività internazionale in ambito protesico dei chirurghi italiani è stata, ed è ancora, limitata ed è per lo più da attribuire a chi ha saputo collaborare in modo diretto con gli ortopedici americani.
Primo tra questi Paolo Aglietti [1 2] che, con John Insall, ha partecipato alla progettazione di protesi che hanno segnato il salto di qualità di questi impianti.
Paolo Aglietti (Direttore della Clinica Ortopedica I Azienda Ospedaliero-Universitaria Careggi di Firenze) è uno dei pochi ortopedici italiani che troviamo citato nelle bibliografie della maggior parte dei lavori scientifici dedicati a questo argomento. Ha partecipato alla progettazione della protesi rotulea della total condylar di Insall e, con questo stesso autore, alla creazione di una protesi a piatto mobile. Ha pubblicato molti lavori di revisione di casistica e di studi randomizzati comparando le diverse tecniche e i diversi impianti utilizzati, contribuendo così in maniera critica, costruttiva ed autonoma allo sviluppo e al perfezionamento di questo settore.
Più recentemente ha messo a punto uno studio per valutare le metodiche più idonee per il posizionamento delle componenti protesiche, in particolare affrontando il problema della rotazione.
Negli anni '80 non ci sono stati altri contributi italiani significativi.
Riteniamo interessante ricordare la protesi di Motta-Callea [4] (unico contributo italiano) che per alcuni anni ha avuto una discreta diffusione.
Con il passare del tempo i chirurghi italiani, dopo un naturale periodo dedicato alla formazione e al consolidamento dell'esperienza personale, hanno iniziato a far sentire la propria presenza al di fuori dei nostri confini e con originalità ed autonomia hanno partecipato attivamente all'evoluzione delle tecniche chirurgiche.
Un argomento che noi italiani abbiamo affrontato con spirito pionieristico e innovativo è stato certamente la navigazione che nasce dall'esigenza di un posizionamento sempre più preciso delle componenti protesiche, posizionamento non più affidato esclusivamente agli strumentari (certamente oggi estremamente precisi) e all'esperienza del chirurgo.
Paladino di questa tecnologia è stato certamente Norberto Confalonieri [3] (Direttore della I e II Struttura Complessa di Ortopedia degli Istituti Clinici di Perfezionamento – CTO di Milano) che vanta oramai una più che decennale esperienza sulla navigazione.
Molti dei suoi lavori sono apparsi su riviste internazionali, riscuotendo significativi riconoscimenti.
Altri autori italiani si sono dedicati con successo a questo argomento, pubblicando su riviste internazionali. Certamente la scuola del Rizzoli ed in particolare quelle di Maurilio Marcacci [5 6] (Ordinario di Ortopedia e Direttore della IX Divisione) e di Sandro Giannini [7] (Ordinario di ortopedia e Direttore della VI Divisione) hanno fornito il loro apporto nell'applicazione della navigazione negli impianti protesici di ginocchio. Ancora oggi, tuttavia, la navigazione è da considerarsi in fase evolutiva e comunque non può essere considerata indispensabile, a fronte di costi incrementati e di risultati che non si sono ancora dimostrati realmente superiori rispetto a quelli raggiunti con la tecnica tradizionale.
La scuola di Sandro Giannini si è impegnata, inoltre, in interessanti studi di fluoroscopia ed analisi del passo per valutare il rapporto tra la cinematica e il disegno protesico.
Di particolare interesse è stata la tecnica di utilizzo delle cosiddette "protesi biologiche" messa a punto da questo autore. Tecnica che prevede un trapianto massivo osteocondrale. Il metodo di prelievo, da donatore, prevede l'asportazione di tutta la cartilagine articolare tibiale e femorale, compreso un minimo spessore di osso sottostante (per eliminare il rischio di reazione immunologia e facilitare l'attecchimento), che viene poi applicato con tecnica originale sull'articolazione del ricevente in maniera simile ad un impianto protesico. Questo autore ha iniziato ad usare questa tecnica a livello della tibio-tarsica per poi utilizzarla anche per il ginocchio e, più recentemente, anche per la spalla. Certamente si tratta di una prospettiva estremamente allettante che richiede un'organizzazione complessa dovuta alla necessità di una banca dell'osso che sia in grado di procurare il materiale da impiantare, che deve essere tessuto "fresco" e di dimensioni idonee da adattare al ricevente. Di notevole interesse sarà valutare nel tempo i risultati che, a livello della tibio-tarsica, sembrano estremamente incoraggianti.

Maurilio Marcacci ha, nel tempo lavorato con notevole impegno, al trattamento della patologia degenerativa del ginocchio. Si è dedicato al perfezionamento di strumentari per alcuni tipi di impianti e più recentemente ha messo a punto un modello di protesi monocompartimentale che ha come caratteristiche peculiari la notevole conservazione ossea durante il suo impianto e il materiale innovativo con cui è realizzata a garanzia di una valida integrazione ossea.
Parlando di protesi monocompartimentale è d'obbligo citare Sergio Romagnoli [8] (Direttore del Centro di Chirurgia Protesica dell'Istituto Ortopedico Galeazzi IRCCS Milano) che ne ha rilanciato l'utilizzo non solo in ambito italiano. Romagnoli ha sempre fortemente creduto in questo tipo di protesi e, valutando i risultati a distanza ottenuti con la sua vasta esperienza, ha dimostrato che questo tipo di impianto, con le corrette indicazioni, può dare buoni e duraturi risultati.
Nel tempo Romagnoli ha portato avanti una personale teoria in cui sostiene la necessità di mantenere quante più strutture anatomiche possibili, se qualitativamente ancora valide, durante l'impianto protesico. Ovviamente, per una buona cinematica del ginocchio,

le prime strutture da rispettare sono i legamenti crociati. Questo autore sta elaborando una filosofia che prevede, rispettando i due crociati, la sostituzione protesica delle singole parti degenerate del ginocchio. Si tratta quindi di protesizzare i singoli compartimenti (mono, bimono o mono con protesi femoro rotulea) arrivando, in casi selezionati, ad interventi di bimono e ricostruzione del legamento crociato anteriore. Teorie queste non da tutti condivise, anche perché non facilmente riproducibili, ma comunque da considerare pionieristiche nonchè stimolanti per quelle che potranno essere le evoluzioni future. Riconosciamo anche a Norberto Confalonieri un importante contributo nello sviluppo di questa filosofia con l'ausilio fornito dalla navigazione.

Negli ultimi anni un argomento molto innovativo e dibattuto è stato quello della chirurgia mini invasiva nelle protesi di ginocchio. In Italia Franco Benazzo [9] (Direttore della Clinica ortopedica dell'Università di Pavia, Fondazione IRCCS Policlinico San Matteo) ha contribuito significativamente alla divulgazione e al perfezionamento di questa tecnica. Benazzo ha partecipato alla messa a punto di strumentari e di impianti adatti a questa metodica, definendone in maniera precisa le caratteristiche e i limiti. Ha condotto studi che hanno consentito di valutare i reali benefici della mininvasività, che a nostro parere, indipendentemente dal tipo di aggressione chirurgica, ha fatto capire a ciascuno di noi, che non esiste più il criterio di "grande incisione, grande chirurgo", ma solo massimo rispetto per le formazioni anatomiche durante l'intervento, mai a discapito del risultato finale. Attualmente Franco Benazzo è coinvolto in un interessante progetto sugli impianti in ceramica, progetto al quale attualmente stanno lavorando anche Claudio Zorzi e Domenico. Tigani.

Due importanti questioni, nella protesizzazione di ginocchio, continuano ad essere dibattute: il trattamento delle protesi infette ed il bilanciamento legamentoso. Claudio Castelli [10] (Direttore del Dipartimento di Scienze Motorie Dell'Azienda Ospedaliera-Ospedali Riuniti di Bergamo) si è dedicato a diverse problematiche delle protesi di ginocchio ed in particolare a quelle citate. Ha pubblicato lavori sul trattamento delle protesi infette e, argomento estremamente innovativo, sull'utilizzo della navigazione per il bilanciamento legamentoso, mettendo a punto uno strumentario specifico. Sotto questo aspetto siamo ancora in via sperimentale, ma riteniamo che nel tempo si possano ottenere risultati positivi.

A questo punto credo sia importante ricordare Giuliano Cerulli che con i suoi studi di biomeccanica del ginocchio (eseguiti nel laboratorio da lui creato) sta dando un notevole contributo alla comprensione delle problematiche articolari. A lui, inoltre il merito di aver creato il primo *cadaver lab* in Italia.

Roberto Viganò [11], poi (responsabile del Centro di Chirurgia Protesica dell'Artrite Reumatoide del Istituto Ortopedico G. Pini di Milano) negli ultimi anni ha instaurato una intensa collaborazione con L.A.Whiteside, dedicandosi alle problematiche del bilanciamento legamentoso e alla valutazione dei risultati delle protesi non cementate nei giovani pazienti reumatologici.

Ad Alfredo Schiavone Panni (Professore Associato di Malattie dell'Apparato Locomotore all'Università del Molise) va il merito di aver contribuito ad evidenziare il ruolo della femoro-rotulea come elemento rilevante nella patologia degenerativa del ginocchio e di aver evidenziato e divulgato in Italia l'esigenza di protesi "ad alta flessione".

È difficile trovare giovani ortopedici che stiano dando un contributo significativo al progresso. Tra questi, riteniamo di dover ricordare Andrea Baldini [12 13] (Casa di Cura Santa Chiara Firenze e Frate Sole di Figline Val D'Arno Firenze), già collaboratore di Paolo Aglietti, che si sta dedicando con entusiasmo alle problematiche delle protesi di ginocchio avendo pubblicato numerosi lavori su riviste internazionali e Roberto Rossi [14] (Ricercatore dell'Università di Torino) figlio d'arte, che ha iniziato una proficua collaborazione con Ranawat studiando in particolare le problematiche del ginocchio valgo. Anche in questo caso si evidenzia come sia fondamentale il rapporto con i chirughi americani.

Fin qui abbiamo analizzato gli Italiani che si sono dedicati allo studio delle protesi di ginocchio. Riteniamo di dover dare un riconoscimento a Giancarlo Puddu [15] (Responsabile del Reparto di Ortopedia della Clinica Villa Giulia) per aver rilanciato le osteotomie di ginocchio con la sua innovativa placca per la fissazione dell'osteotomia valgizzante di addizione di tibia. Questa placca, con un originale sistema di appoggio (wedge) delle due corticali dell'osteotomia che riduce il rischio di recidiva della deformità, consente di ottenere, sotto controllo con amplificatore di brillanza, la correzione radiograficamente precalcolata. Puddu è riuscito ad affermare a livello internazionale la sua tecnica definendo con chiarezza le indicazioni delle osteotomie di tibia e dimostrando che la sua placca consente di ottenere una valida stabilizzazione senza perdita di correzione e con rapida consolidazione. Puddu ha messo a punto anche una tecnica di osteotomia di addizione femorale varizzante che prevede la fissazione con una placca da lui disegnata con lo stesso principio della placca tibiale.

Enrico Castaman (Direttore della Struttura Complessa di Ortopedia e Traumatologia Presidio Ospedaliero di Montecchio Maggiore) è stato un altro autore che si è dedicato alla messa a punto di un fissatore esterno per le osteotomie tibiali, osteotomia definita *distrazionale con emirigenerato o emicallotasi* che rappresenta un' opzione con cui riassettare il baricentro nei rapporti articolari e riequilibrare i carichi. L'intervento è certamente poco aggressivo e consente di ottenere progressivamente la correzione voluta. L'indicazione statisticamente più significativa è costituita dal ginocchio varo giovanile su cui si richieda una rettifica a livello prossimale di tibia. In questo caso ci si divide tra fautori e detrattori dei fissatori esterni.

Come evidenziato, i chirurghi italiani che negli ultimi 25 anni hanno avuto rilevanza internazionale nell'ambito della ricerca e delle tecniche chirurgiche in questo settore non sono numericamente rilevanti, comunque è degno di nota l'impegno costante che molti di noi hanno condotto nel corso degli anni creando una cultura protesica che ha consentito l'incremento del numero degli impianti in Italia con risultati mediamente molto buoni.

Questo impegno ha fatto sì che un intervento come la protesi di ginocchio sia oggi accettato e ritenuto valido agli occhi del grande pubblico.

Sentiamo, comunque, la necessità di sottolineare in questo contesto che le indicazioni rimangono un elemento fondamentale per il buon risultato finale e che questo aspetto deve essere sempre ben presente in tutti noi per il rispetto che si deve ai nostri pazienti.

BIBLIOGRAFIA

[1] Aglietti P. *Osteoarthritis of the knee in the young and active.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2006;14:915-6.

[2] Aglietti P, Baldini A, Sensi L. *"Quadriceps-sparing" versus mini-subvastus approach in total knee arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res 2006;452:106-11.

[3] Confalonieri N, Manzotti A, Pullen C. *Mini-incision vs minincision and computer-assisted surgery in total knee replacement: a radiologica prospective randomised study*. The Knee 2007;14:443-7.

[4] Callea C, Muni P, Zanelli F, et al. *Knee arthroprosthesis.* Udine: Sperri 2006.

[5] Martelli M, Marcacci M, Nofrini L, et al. *Computer-and robot-assisted total Knee replacement: analysis of a new surgical procedure.* Ann Biomed Eng 2000;28:1146-53

[6] Marcacci M, Nofrini L, Iacono F, et al. *A novel computer-assisted surgical technique for revision total knee arthroplasty.* Comput Biol Med 2007;37:1771-9.

[7] Catani F, Biasca N, Ensini A, et al. *Alignment deviation between bone resection and final implant positioning in computer-navigated total knee arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am 2008;90:765-71.

[8] Romagnoli S. *The unicompartmental knee prosthesis and the rotatory gonarthrosis kinematic, current concept in primary and revision, total knee arthroplasty*. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers 1996.

[9] Benazzo F, Stroppa S, Cazzamali S, et al. *Principles of MIS in total knee arthroplasty.* In: *Navigation and MIS in Orthopaedic Surgery.* Berlin: Springer-Verlag 2007, pp. 190-193.

[10] Castelli C, Barbieri F, Gotti V. *Femoral Component Rotation and soft tissue balancing in TKA: state of art*. J Ortop Traumatol 2007;8(Suppl. 1); S14.

[11] Viganò R, Whiteside LA. *Clinical results of bone-ingrowth total knee arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis*. Clin Orthop Relat Res 2008 (in stampa)

[12] Anderson J, Baldini A, Sculco TP et al. *Primary stemless constrained condylar knee arthroplasty for the valgus knee. a two to six year follow-up*. Clin Orthop Relat Res 2006;442:199-203.

[13] Anderson J, Baldini A, Sculco TP. *Patello-femoral performance of two posterior-stabilized designs total knee arthroplasty: IB-II and Optetrack 93*. J Knee Surg 2008.

[14] Ranawat AS, Ranawat CS, Elkus M, et al. *Total knee arthroplasty for severe valgus deformity.* J Bone Joint Surg Am 2005;87 (Suppl. 1):271-84.

[15] Puddu G, Franco V, Cipolla M, et al. *Opening wedge osteotomy. Proximal tibia and distal femur. Reconstructive knee surgery. Master techniques in orthopaedic surgery*. 2nd Edn. Lippincott: Williams and Wilkins 2003, pp. 375-90.

Osteotomie di addizione, prossimale di tibia e distale di femore

Open wedge osteotomies, proximal tibia and distal femoral

G. Puddu, V. Franco, M. Cipolla, G. Cerullo, E. Gianni, L. Panarella

RIASSUNTO

Grazie alle recenti acquisizioni tecniche ed all'ampliamento delle indicazioni, le osteotomie di addizione prossimale valgizzante di tibia (HTO) e distale varizzante di femore (DFO) hanno riacquistato terreno tra tecniche operatorie più attuali per il trattamento simultaneo del malallineamento, delle patologie condrali e dell'instabilità anteriore e posteriore del ginocchio. Le attuali indicazioni alla HTO ed alla DFO includono i pazienti candidati a microfratture, trapianti osteocondrali, e periostali, impianti di condrociti autologhi, trapianti meniscali ed associate ricostruzioni per lassità capsulo-legamentose croniche. Il successo di una osteotomia dipende da un certo numero di premesse come la accurata selezione delle indicazioni, la precisa informazione del paziente, l'accurato studio radiografico ed una meticolosa pianificazione pre-operatoria, la precisione della tecnica chirurgica ed una adeguata riabilitazione post-operatoria.
L'osteotomia modifica l'asse meccanico dell'arto inferiore e di fatto scarica la cartilagine articolare degenerata del compartimento femoro-tibiale malato, alleviando la sintomatologia dolorosa, permettendo la "guarigione" dei danni cartilaginei e ritardando il ricorso alla protesi.
Per decidere se un paziente è candidabile ad una osteotomia l'ortopedico deve disporre di una esame radiografico in proiezione postero-anteriore in ortostatismo a 45° di flessione sec. Rosenberg ("schuss-view") e di una radiografia degli arti inferiori in toto comprendente le art. coxo-femorali e tibio-tarsiche per misurare l'asse meccanico. Noi preferiamo la tecnica di addizione a quella di sottrazione poiché grazie ad essa è possibile calibrare al millimetro l'osteotomia durante l'intervento.

Parole chiave: osteotomia prossimale di tibia, osteotomia distale di femore, cartilagine, instabilità articolare, allineamento.

SUMMARY

With recent technique and indication changes, high tibial and distal femoral osteotomies are regaining popularity for treating cartilage pathology, malalignment and instability simultaneously.
The modern indications of the high tibial osteotomy (HTO) and the distal femoral osteotomy (DFO) include patients with a malalignment who are undergoing microfracture, grafting, periosteal resurfacing, autologous chondrocyte implantation, meniscal transplantation and associated chronic ligament instabilities. However, success with osteotomies depends on a number of factors, including selecting the right indications, patient awareness, precise preoperative X-rays, accurate preoperative planning, good technique and postoperative rehabilitation. Osteotomy shifts the mechanical axis and unloads degenerated cartilage, thereby relieving the patient's symptoms, permitting cartilage healing and repair and delaying total knee arthroplasty. To determine if a patient is an early candidate for osteotomy, we suggest a Rosenberg view of the knees, as well as standing X-rays to measure the mechanical axis. We prefer an opening wedge osteotomy rather than a closed wedge osteotomy, since with the open wedge HTO and DFO it is possible to fine-tune the osteotomy during the surgery.

Keywords: high tibial osteotomy, distal femoral osteotomy, cartilage, knee instability, alignment

Clinica Valle Giulia, Roma

Indirizzo per la corrispondenza:
Giancarlo Puddu, Clinica Valle Giulia, via de Notaris 2b, 00197 Roma. E-mail: giapu@tin.it

INTRODUZIONE

Un paziente è candidato ad una osteotomia tibiale di addizione valgizzante (HTO) quando l'ortopedico diagnostica un varismo associato ad artrosi del compartimento femoro-tibiale mediale in un ginocchio stabile, un varismo doloroso conseguente ad una precoce meniscectomia mediale, un varismo associato ad un danno cartilagineo che richieda un trapianto di cartilagine o di menisco.
oppure un danno cartilagineo mediale associato ad insufficienza del legamento crociato anteriore (LCA) o del legamento crociato posteriore (LCP) associati ad una instabilità postero-laterale. Analogamente, il paziente candidato alla osteotomia distale varizzante di femore presenta un ginocchio valgo doloroso da artrosi del compartimento femoro-tibiale laterale susseguente ad una precoce meniscectomia esterna, ad un danno condrale del compartimento femoro-tibiale laterale associato ad insufficienza del LCA o del LCP, ad un pronunciato valgismo costituzionale.
L'osteotomia è particolarmente indicata nei pazienti che hanno una quasi completa articolarità del ginocchio. I pazienti con deformità in varismo ed associata insufficienza del LCA possono essere trattati con la ricostruzione del LCA associata alla HTO; ma la sintomatologia dolorosa e quella da instabilità devono essere tenute ben distinte, perché quando il sintomo dolore prevale, e specialmente nei pazienti sedentari, la correzione del malallineamento, con la conseguente risoluzione del dolore, può essere sufficiente. La HTO e la DFO sono indicate per alleviare il problema del dolore arrecato da un sovraccarico monocomparti-

mentale mediale o laterale spesso comprovato da una Risonanza Magnetica. Una modesta compromissione della articolazione femoro-patellare non rappresenta una controindicazione alla osteotomia.

PIANIFICAZIONE PRE-OPERATORIA

Obiettivo della osteotomia è il riallineamento dell'asse meccanico dell'arto inferiore ed il conseguente spostamento del carico dal compartimento femoro-tibiale usurato a quello controlaterale integro.

L'allineamento dell'arto è misurabile con le radiografie degli arti inferiori in ortostatismo con le anche e le articolazione tibio tarsiche ben visibili. L'asse meccanico si determina tracciando una linea retta dal centro della testa femorale al centro della tibio-tarsica e valutandone la distanza dal centro dell'articolazione del ginocchio. Nella correzione del varismo artrosico l'obiettivo è lo spostamento dell'asse meccanico ad un punto situato alla giunzione tra terzo medio e terzo laterale del piatto tibiale (62%) [1]. La lunga esperienza ha dimostrato che l'ipercorrezione è necessaria per ottenere un risultato duraturo nel tempo. L'ipercorrezione è sconsigliata solo nell'osteotomia in pazienti giovani con varismo costituzionale sintomatico, poiché in questo caso è sufficiente ricostituire l'asse meccanico fisiologico o addirittura lasciare il ginocchio ipocorretto in varo.

Nel ginocchio valgo, invece, l'obiettivo sta nel riposizionare l'asse meccanico al 50% del piatto tibiale (allineamento neutrale). Per una completa valutazione del ginocchio è necessario disporre anche delle radiografie laterali ed assiali di rotula. La proiezione postero-anteriore a ginocchia flesse secondo Rosenberg [2] facilita la diagnosi anche in caso di non significatività della proiezione in antero-posteriore in ortostatismo, ed è particolarmente dimostrativa quando la deformità si associa ad una insufficienza del LCA e perciò il danno condrale è prevalentemente a carico della porzione posteriore del piatti tibiale interno ("cupola"). Pensiamo inoltre che in uno stadio precoce solo la RM possa visualizzare una reazione da stress dell'osso subcondrale, segno precoce di sovraccarico funzionale.

TECNICA CHIRURGICA

Le placche dedicate alla HTO sono conformate a farfalla (Fig. 1) con 4 fori per le viti (2 prossimali e 2 distali). Le placche femorali sono invece conformate a "T" (Fig. 2) con 4 fori prossimali e 3 distali. La loro caratteristica sta nello spaziatore che penetrando nella osteotomia, mantiene la correzione e previene dal un possibile collasso osseo con recidiva della deformità [3-5]. Lo spessore dello spaziatore corrisponde in millimetri alla misura della correzione desiderata che deriva dall'angolo di correzione programmato e dalla larghezza della diafisi misurata intra-operatoriamente.

Le placche tibiali sono disponibili anche con spaziatore trapezoidale onde correggere in aumento o decremento la pendenza ("pente", "slope") del piatto tibiale sul piano sagittale.

Tutte le placche (©Arthrex, Naples, FL, USA) sono disponibili in acciaio o in titanio; queste ultime presentano tra l'altro il vantaggio dei fori a stabilità angolare, attraverso i quali le viti possono essere orientate liberamente in tutte le direzioni e quindi bloccate sulla placca.

Fig. 1. Placca tibiale in Titanio

Fig. 2. Placca femorale in Titanio

Il punto cruciale dell'intervento consiste nell'apertura della osteotomia metafisaria sino alla misura desiderata (in millimetri), nel mantenimento della sua apertura e nell'inserimento dello spaziatore della placca. A questo proposito esiste uno strumento innovativo ("jack opener") costituito da due osteotomi (Fig. 3) che una volta inseriti nell'osteotomia vengono solidarizzati da una vite lunga abbastanza da divaricare i due scalpelli ed aprire così l'osteotomia [6]. Una volta rimosso il doppio scalpello si inserisce uno strumento spaziatore ("wedge opener") costituito da due cunei graduati (Fig. 4) montati a guisa di forchetta su di un battitore, che vengono introdotti per mantenere e misurare l'entità dell'osteotomia praticata [6].

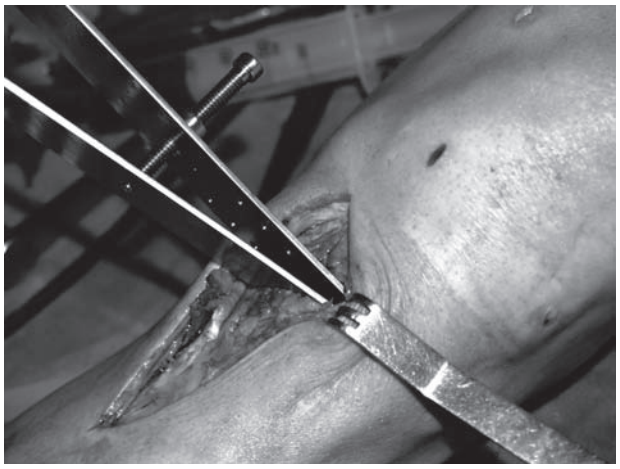


Fig. 3. Il *jack opener* costituito da due osteotomi paralleli uniti da una vite.

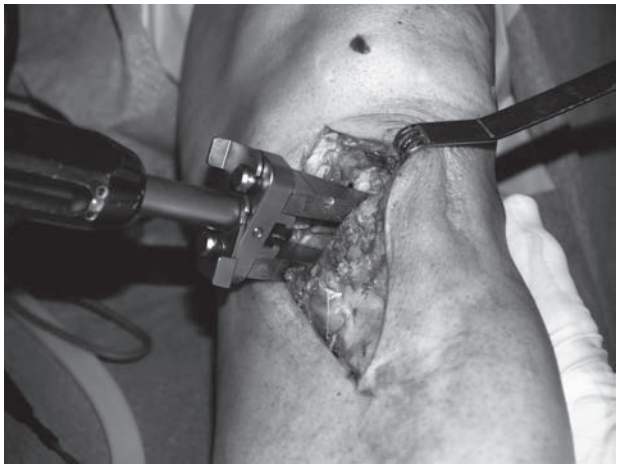


Fig. 4. Il *wedge opener*

OSTEOTOMIA TIBIALE

Dopo l'artroscopia diagnostica e, se necessario, il trattamento artroscopico della patologia meniscale e condrale, si espone la superficie antero-mediale della tibia attraverso un'incisione verticale centrata sulla linea di mezzo tra il margine mediale della tuberosità anteriore tibiale ed il margine anteriore del legamento collaterale mediale (LCM). I tendini della zampa d'oca vengono identificati, repertati e sezionati lasciandoli inseriti sulla tibia per circa un cm. Onde avere una visibilità completa della metafisi prossimale della tibia ed in particolare della sua parte posteromediale, il fascio superficiale del LCM viene sezionato orizzontalmente e divaricato prossimamente e distalmente [3]. Con tale gesto chirurgico non si corre alcun rischio di provocare una instabilità mediale poiché il fascio tibio-meniscale profondo rimane intatto. Mantenendo il ginocchio in estensione, sotto controllo di amplificatore di brillanza si introduce un chiodo di Steinmann a mano libera attraverso la metafisi prossimale della tibia da mediale a laterale, orientato obliquamente da un punto situato circa 4 cm. distalmente all'interlinea articolare mediale e diretto verso la testa del perone, 1 cm

Fig. 5. Il chiodo di Steinmann viene passato a mano libera.

distalmente all'interlinea articolare laterale (Fig. 5). L'osteotomia deve essere sempre prossimale alla tuberosità tibiale anteriore. Usando una semplice guida per introdurre un secondo chiodo parallelo si può scegliere di modificare l'orientamento della osteotomia nei piani coronale e sagittale. L'osteotomia si esegue tenendo la sega oscillante parallela e distale ai due chiodi di Steinman onde prevenire una frattura intra-articolare; la sega oscillante serve solo a tagliare la corticale mediale, si utilizza poi degli osteotomi di varia larghezza per completare l'osteotomia avendo cura di interrompere completamente la corticale anteriore e posteriore della tibia, ma preservando una cerniera laterale di 6-10 mm di osso intatto. Ovviamente l'osteotomia di perone non va eseguita. Si apre la linea di osteotomia con il doppio scalpello (*jack opener*) che permette di riallineare gradualmente l'asse tibiale su quello femorale; si introduce quindi il doppio cuneo di apertura (*wedge opener*) e lo si avanza gradualmente entro la metafisi. L'operatore può così misurare direttamente la dimensione della ostetomia eseguita sulle tacche graduate del cuneo spaziatore e scegliere la placca più idonea. Si rimuove il manico e, se necessario, uno dei due cunei, lasciando il secondo a mantenere la correzione così da poter facilmente posizionare la placca sulla superficie mediale della tibia con il dente spaziatore ben dentro la linea osteotomica. Prima di fissare la placca si controlla sotto amplificatore di brillanza l'asse meccanico dell'arto con l'aiuto di una barra metallica lunga abbastanza da congiungere il centro della testa femorale con il centro dell'astragalo. Se la correzione è insufficiente o eccessiva, si può ancora sostituire la placca con una dotata di spaziatore più spesso o più sottile così da ottenere la correzione programmata. Si fissa quindi la placca con 2 viti da spugnosa completamente filettate prossimali e 2 viti bicorticali distali. Una volta terminata la sintesi, si inseriscono nell'osteotomia due cunei ossei cortico-spongiosi di cresta iliaca omolaterale o, in alternativa dei trapianti autologhi o sostituti dell'osso (Fig. 6A e B) oppure, nelle ostetomie più ridotte (da 5 a 7,5 mm), si può evitare il trapianto.

OSTEOTOMIA FEMORALE

Dopo l'artroscopia, si espone la diafisi femorale mediante un'incisione laterale lunga circa 12 cm che si estende prossimalmente a partire da un punto situato 2 dita distalmente all'epicondilo laterale. La dissezione attraversa il muscolo vasto laterale che viene divaricato con uno speciale divaricatore dedicato. Si posiziona quindi il primo chiodo di Steinmann secondo una direzione obliqua di 20° a partire da un punto della corticale laterale situato tre dita prossimalmente all'epicondilo laterale e diretto verso l'epicondilo mediale stando ben attenti ad evitare di interrompere la troclea femorale [7]. Una volta applicata la guida, sempre a 90° con l'asse della diafisi femorale si introduce un secondo chiodo parallelo, si posiziona un divaricatore di Homan posteriormente per proteggere i vasi e si esegue l'osteotomia della metafisi femorale dapprima con la sega oscillante e quindi con un'osteotomo tenendosi sempre prossimali e paralleli ai chiodi di Steinmann onde prevenire una frattura intra-articolare. Come nella tibia l'osteotomia deve risparmiare una cerniera mediale di 6-10 mm di osso intatto per non ridurre la stabilità della fissazione. Dopo aver aperto l'osteotomia con il doppio scalpello si introduce il doppio cuneo spaziatore e lo si avanza sino ad ottenere il programmato riallineamento del ginocchio. Si misura l'entità dell'osteotomia e si sceglie la placca femorale; se la placca non si adatta esattamente alla corticale del femore, può essere sbiegata con gli appositi strumenti. Prima di fissare la placca, si controlla sotto amplificatore di brillanza l'asse meccanico dell'arto e, se la correzione è insufficiente od eccessiva si sostituisce la placca con una dallo spaziatore più idoneo. Si fissa quindi la placca con 4 viti da corticale prossimali e 2 o 3 viti da spugnosa completamente filettate distalmente. L'osteotomia femorale va sempre colmata con trapianti tricorticali di cresta iliaca omolaterale. Si esegue quindi il controllo radiografico intra-operatorio per visualizzare la posizione ddella placca, viti e trapianti (Fig. 7 A e B).

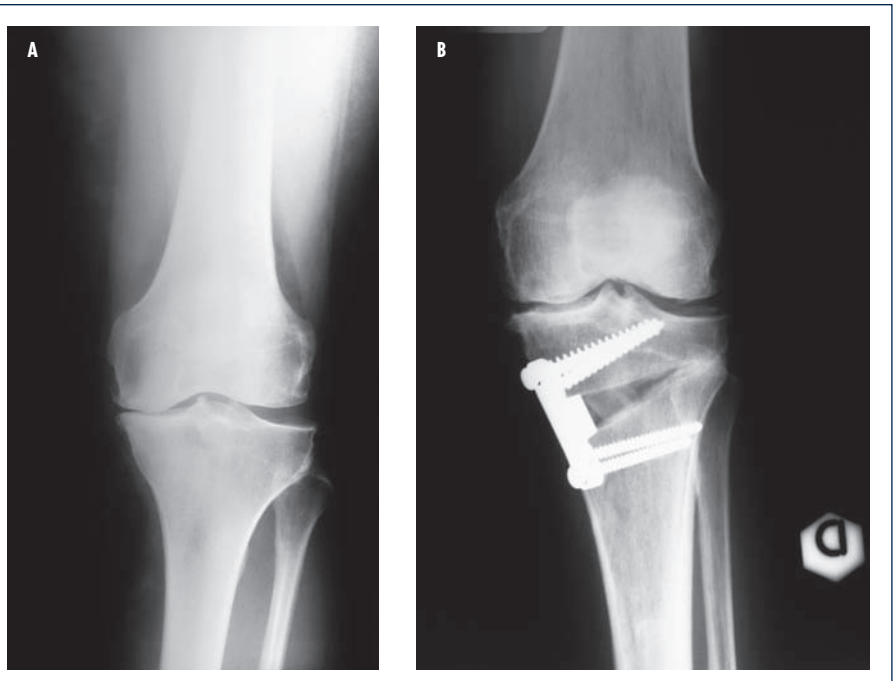


Fig. 6A e B. Radiografie pre- e post-operatorie di una osteotomia tibiale.

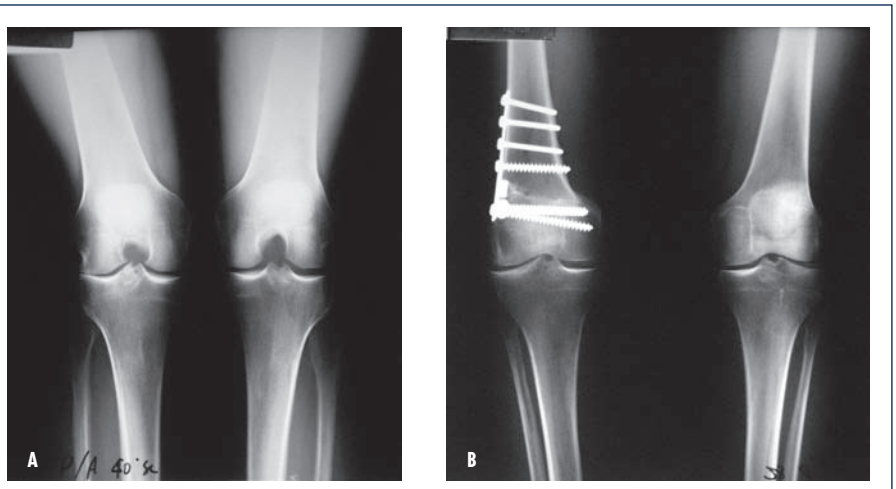


Fig. 7A e 7B. Radiografie pre- e post-operatorie di una osteotomia femorale.

ERRORI TECNICI E COMPLICAZIONI

Malgrado tutte le attenzioni esiste un rischio di frattura intra-articolare, legato più spesso alla posizione troppo prossimale (tibia) o distale (femore) dei chiodi-guida di Steinmann, oppure all'incompleta osteotomia della corticale anteriore o posteriore. Se non si lascia una sufficiente cerniera di osso intatto laterale nella HTO e mediale nella DFO la diafisi può sublussare rendendo necessario il ricorso ad una fissazione con cambre o viti della cerniera stessa.
La rottura dei mezzi di sintesi, ed in particolar delle placche, è un evento raro, ma può verificarsi qualora il carico venga concesso troppo precocemente oppure qualora si sia commesso l'errore tecnico di non posizionare accuratamente il dente spaziatore della placca direttamente a contatto con entrambe le corticali. Infatti se rimane aria tra dente spaziatore e osso può verificarsi una frattura da fatica della placca o delle viti prima che l'osteotomia sia consolidata.
Molto importante altresì è il corretto posizionamento della placca lungo la diafisi della placca femorale: l'osteotomia deve essere ben

perpendicolare all'asse diafisario onde far sì che il braccio verticale della placca sia ben parallelo all'asse diafisario femorale ed equidistante dalle corticali anteriore e posteriore; altrimenti i fori più prossimali cadono al di fuori della diafisi rendendo impossibile una sicura fissazione. Si può verificare una ritardata consolidazione ma la maggior parte delle osteotomie consolida nel tempo anche grazie al carico precoce assistito. La pseudoartrosi è una rara evenienza; nella nostra esperienza (55 osteotomie tibiali e 21 femorali con follow-up superiore a 4 anni) non si è mai verificata, probabilmente anche grazie all'abitudine di usare sistematicamente osso autologo da cresta iliaca omolaterale per colmare il difetto osteotomico. Infine la paresi del nervo sciatico popliteo esterno, potenziale complicanza delle ostetomie di sottrazione [8] non è mai stata osservata nelle nostre osteotomie di addizione.

RIABILITAZIONE POST-OPERATORIA

Dopo l'intervento il ginocchio viene immobilizzato con un tutore articolato; il movimento passivo continuo inizia con CPM dal primo giorno post-operatorio; il paziente viene medicato e autorizzato a deambulare fuori carico con 2 stampelle dal secondo giorno post-operatorio.
La fisioterapia deve porre continua attenzione al corretto equilibrio tra protezione dell'osteotomia, carico e recupero muscolare ed articolare. Normalmente il paziente è in grado di flettere il ginocchio oltre i 90° a 4 settimane dall'osteotomia. Il carico parziale viene concesso a 4 settimane dall'osteotomia tibiale ed a 6 settimane dall'osteotomia femorale anche in rapporto all'esame radiografico, al peso del paziente e alla dimensione dell'osteotomia.

RISULTATI

Presentiamo un gruppo di 55 pazienti operati (6 bilateralmente) tra il 1992 ed il 2000 di HTO (32 maschi, 23 femmine, età media 49 anni). I risultati sono stati valutati usando sia la scheda IKDC che la scala HSS ad un follow-up tra 6 e 15 anni. Prima della osteotomia 38 pazienti appartenevano alla categoria C (anormale) e 17 alla categoria D (molto anormale) della IKDC; dopo l'osteotomia i 38 pazienti del gruppo C sono tutti saliti di una categoria collocandosi nella B (quasi normale); 13 pazienti sono passati dalla categoria D alla C, 4 pazienti hanno scalato 2 categorie passando dalla D alla B; quindi tutti i pazienti sono migliorati di almeno una categoria.
Gli stessi pazienti valutati pre-operatoriamente con la scheda HSS si situavano in 33 casi nella categoria peggiore ed in 22 casi nella categoria appena superiore ("fair" ovvero discreti); dopo l'osteotomia sono stati valutai in 14 casi come "eccellenti", 38 "buoni" e 3 "discreti".
Per quanto riguarda la DFO abbiamo controllato 21 pazienti con follow-up tra 4 e 15 anni. Tutti i pazienti hanno migliorato di almeno una categoria sia secondo la IKDC che la HSS.

BIBLIOGRAFIA

1. Noyes FR, Barber-Westin SD, Roberts CS. *High tibial osteotomy in knees with associated chronic ligament deficiencies.* In: Jackson DW (eds.) *Reconstructive knee surgery. Master techniques in orthopaedic surgery.* Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins 2003, pp. 229-60.
2. Rosenberg TD, Paulos LE, Parker RD et al. *The forty-five degreee posteroanterior flexion weight-bearing radiograph of the knee.* J Bone Joint Surg Am 1988;70:1479-83.
3. Franco V, Cerullo G, Cipolla M, et al. *Osteotomy for osteoarthritis of the knee*. Current Orthopaedics 2005;19:415-27.
4. Puddu G, Cipolla M, Cerullo G, et al. *Opening wedge osteotomy: tibial surgical Techniques for the Knee*. Cushner FD, Scott WN, Scuderi GR (eds.). Thieme 2006, pp. 245-249.
5. Fowler PJ, Tan JL, Brown GA. *Medial opening wedge high tibial osteotomy: how I do it*. Op Techn In Sports Med 2000;1:32-8.
6. Puddu G, Franco V, Cipolla M, et al. *Opening wedge osteotomy. Proximal tibia and distal femur*. In: Jackson DW (eds.) *Reconstructive knee surgery. Master techniques in orthopaedic surgery.* Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins 2003, pp. 433-451.
7. Puddu G. *Femoral antivalgus opening wedge osteotomy*. In: *Osteotomies about the athletic knee*. Op Techn In Sports Med 2000;8:56-60.
8. Georgoulis AD, Makris CA, Papageorgiu CD, et al. *Nerve and vessels injuries during high tibial osteotomy combined with distal fibular osteotomy: a clinically relevant anatomic study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 1999;7:15-9.

Le deviazioni assiali del ginocchio: esperienza con il fissatore esterno angolare

Knee axial deformities: experience with the Angular External Fixator

E. Castaman, C. Bergamasco, C. Scialabba

RIASSUNTO

L'osteotomia correttiva con fissatore esterno angolare, si è dimostrata negli ultimi anni una valida opzione ove sia richiesta segmentariamente una correzione d'asse molto precisa, come nei malallineamenti di ginocchio in cui il varismo femoro-tibiale si accompagni alla lateralità rotulea. La metodica, individuate le specifiche indicazioni e controindicazioni, consente una correzione progressiva e ottimale in quanto il fissatore esterno è permanentemente accessibile per ritocchi e regolazioni in differita, in caso di risultato insoddisfacente al fine non preclude il ricorso a successivi trattamenti.

Parole chiave: ginocchio, deformità assiale, fissatore esterno

SUMMARY

The correction osteotomy with external angular fixator, is demonstrated in the last years a valid option if is segmentary required an axial correction very precise, as in the malallianement of knee where the femoral-tibial varism is accompained with patella lateralisation. The methodic, identifies the specific indications and contraindications, allowing a progressive correction and optimal as much as the external fixator is permanentely accessible for other corrections and postponed accesses, in cases of undesired results at the end do not debar the recourse in the following treatement.

Key words: knee, axial deformities, external fixator

INTRODUZIONE

Tra le soluzioni chirurgiche adottabili nel trattamento delle deviazioni assiali del ginocchio, sia costituzionali che secondarie [1], l'osteotomia con fissatori esterni rappresenta una valida opzione con cui rettificare il baricentro nei rapporti articolari e riequilibrare i carichi [2 3].

Come per ogni altra forma di trattamento, il ricorso al fissatore implica delle prerogative e dei limiti, identificando specifiche indicazioni e controindicazioni.

Tra i vantaggi, è opportuno sottolineare:

Ospedale Montecchio Maggiore (VI) U.O.C. di Ortopedia e Traumatologia

Indirizzo per la corrispondenza:
Dott. Enrico Castaman. E-mail: loreta.borghero@ulss5.it

- la minima invasività, con prese sull'osso distanti dall'osteotomia, che non risulta così disturbata nella sua riparazione per il risparmio di scollamenti periostali rispetto alla sintesi interna, la minore infettabilità e più bassi rischi trombo embolici in situazioni vascolari critiche;
- la precisione del risultato, in quanto il fissatore esterno, accessibile permanentemente per ritocchi correttivi, consente di ottimizzare l'asse finale tramite regolazioni in differita.

Tra gli svantaggi, prevalenti risultano i problemi dovuti all'applicazione e alla presenza dei perni metallici di presa attraverso le parti molli, come rischi di danno iatrogeno ai tessuti trasfissi o come fenomeni di intolleranza flogistica e settica durante il mantenimento.

Raramente l'uso del fissatore esterno risulta remunerativo nell'osteotomia a compressione, dove è efficacemente sostituibile con metodi più tollerati.

I massimi vantaggi ne risultano espressi qualora la correzione avvenga progressivamente, come consentito unicamente dalle leggi biologiche del rigenerato di Ilizarov: l'ottimale osteotomia con fissatore esterno è quindi una emicompactomia, che allargata lentamente, produce spontaneamente cunei osteogenici mirati nella diastasi.

In un accettabile compromesso tra pregi e difetti del metodo, in ordine di frequenza clinica le deviazioni assiali utilmente trattabili risultano il ginocchio varo tibiale, il ginocchio valgo femorale, il ginocchio recurvato tibiale.

In questi ambiti le indicazioni si riassumono in:

- situazioni di deformità a danno cartilagineo iniziale, frequenti nei soggetti giovani, laddove il trattamento ha un significato preventivo nei confronti di una automatica degenerazione artrosica;
- situazioni di danno articolare avanzato, però con scarsa componente dolorosa e residua discreta articolarità, più tipiche di soggetti anziani magri ed attivi, dove il trattamento ha valore compensativo, così da arrestare i processi artrosici, procrastinando o evitando la protesizzazione.

Specifiche controindicazioni sono:

- una grave osteoporosi, per probabilità di mobilizzazione degli inserti;
- uno spesso pannicolo adiposo, per facilità di flogosi da frizione attorno agli infissi;
- la scarsa capacità collaborativa del paziente, per le difficoltà di gestione domiciliare degli apparati esterni.

MATERIALI E METODI

Questo lavoro copre un periodo di osservazione di 25 anni, dal 1983 al 2007, e comprende 1550 interventi di osteotomia pararticolare di ginocchio, in circa 1100 pazienti.

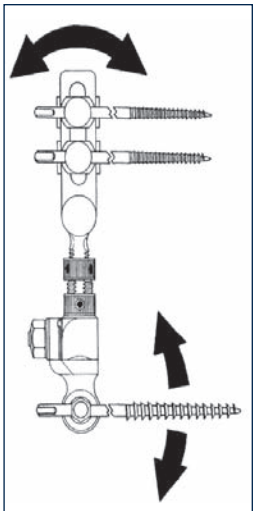


Fig. 1. Fissatore esterno angolare.

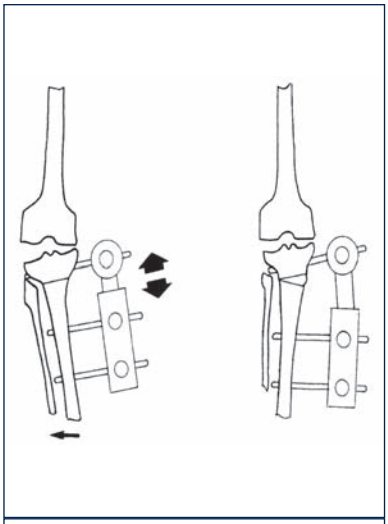


Fig. 2. Ginocchio varo tibiale.

È sempre stato utilizzato il fissatore esterno angolare, specializzazione del fissatore esterno polivalente, è un modello ad elettivo effetto radiale, previsto in due dimensioni e composto da (Fig. 1):
- una barra di presa per viti diafisarie sul piano frontale;
- una torretta, ruotante sul piano frontale, per due viti epifisarie parallele;
- un sistema telescopico di allungamento-accorciamento con escursione complessiva di 4,5 cm nel modello piccolo e 6 cm nel grande, a 2 mm per giro;
- uno snodo frontale e uno sagittale, entrambi a cremagliera, per adattare meglio il fissatore all'arto trattato e per scaricare periodicamente le tensioni che si accumulano nel corso della compressione-distrazione.

Il congegno così composto consente di trasformare l'escursione longitudinale del sistema telescopico in escursione angolare alla rima osteotomia.
Effettuando una distrazione lenta, secondo ritmi adeguati, si forma un emirigenerato di sezione triangolare, con base alla corticale prospiciente il fissatore e fulcro alla corticale opposta.
Sono stati trattati casi di ginocchio varo tibiale (1395 casi, 90%) (Fig. 2-3), ginocchio valgo femorale (124 casi, 8%) (Fig. 4A-B), ginocchio recurvato tibiale (31 casi, 2%) (Fig. 5A-B).

Fig. 3. Ginocchio varo tibiale.

L'intervento bilaterale, eseguito in 350 pazienti, è stato contemporaneo nel 15% dei casi, in differita nei rimanenti casi, con un intervallo medio di circa 12 mesi.
L'età media al momento dell'intervento è stata di circa 50 anni (min. 18 anni, max 71 anni).
Il rapporto fra operati di sesso maschile e femminile è risultato di 1:3.
Non si sono registrate sostanziali differenze per il lato corporeo interessato.
In circa il 35% dei pazienti erano stati eseguiti precedenti trattamenti chirurgici: meniscectomie mediali, pulizia condrale, altri tipi di osteotomia.
Valutazione pre-operatoria:
- esame clinico, con valutazione del paziente in clino ed ortostasi, prestando particolare attenzione all'entità del dolore, al grado di articolarità, alla eventuale strutturazione di rigidità croniche ma soprattutto alla presenza di deviazioni funzionali del ginocchio apparenti soltanto o prevalentemente durante la deambulazione;
- esame radiologico, con proiezioni ordinarie e sotto carico, associate sempre allo studio dell'articolazione femoro-rotulea con proiezioni assiali a 30°, 60°, 90°;
- artroscopia diagnostica, eseguibile in anestesia locale ed utilizzata sempre più frequentemente (oltre il 50% dei casi trattati) per l'identificazione di degenerazioni condrali iniziali, meritevolidi una precisa discriminazione d'entità in linea alla loro reversibilità.

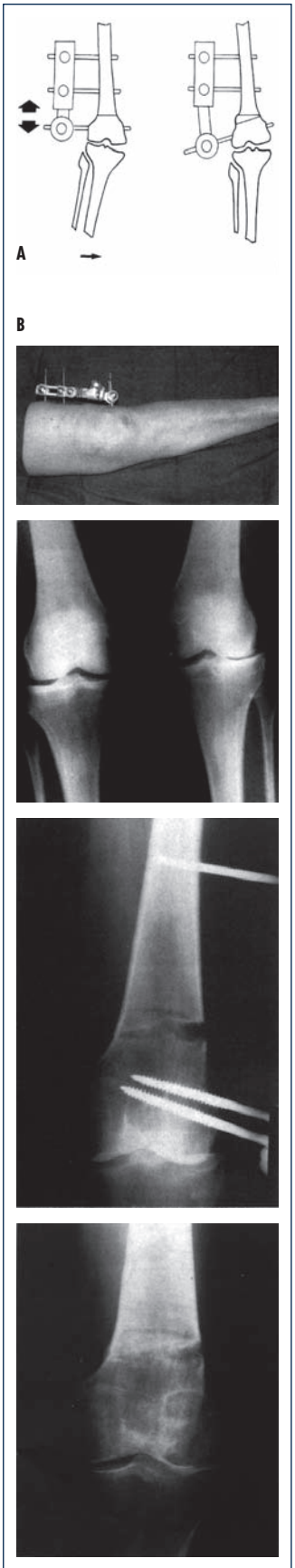


Fig. 4a e 4b. Ginocchio valgo femorale.

A scopo esemplificativo, si presenta dettagliatamente l'intervento di osteotomia valgizzante alta di tibia per ginocchio varo, l'evenienza più frequente nella casistica per la vantaggiosa resa al trattamento con fissatore esterno mediale. Fino al 1994 esso si completava sempre con l'osteotomia bassa di perone, ritenuta necessaria per ridurre la resistenza al riallineamento, tale gesto può essere causa di: pseudoartrosi del perone; neurinomi del nervo safeno esterno; squilibrio in sovraccarico laterale della tibio-tarsica per risalimento relativo del perone alle sindesmosi distale e valgismo secondario.

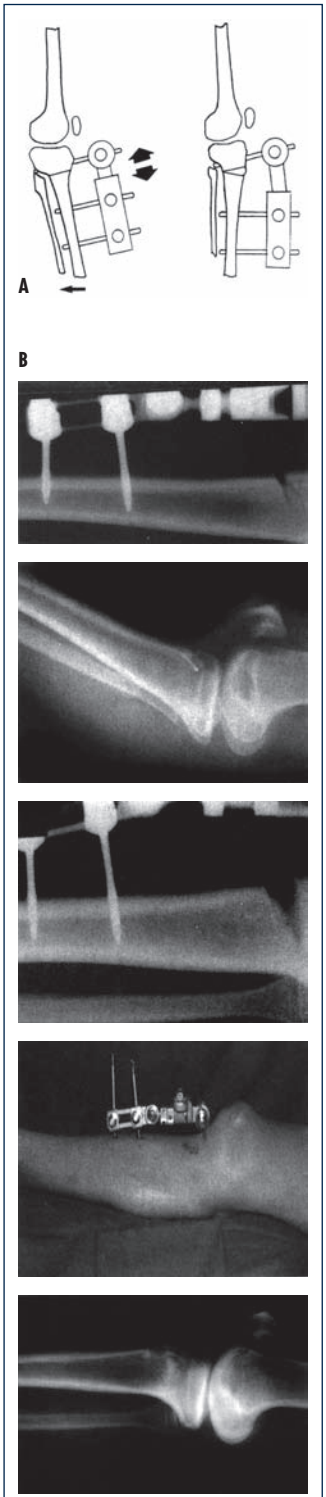


Fig. 5a e 5b. Ginocchio recurvato tibiale.

In realtà, le forze distraesti del fissatore si sono dimostrate in sé sufficienti alla correzione ed attualmente l'osteotomia peroneale di accompagnamento si esegue solo quando la deviazione d'asse supera i 10°-12°, laddove la distrazione esterna entra successivamente in conflitto con i vincoli posti dalle sindesmosi tibio-peroneale prossimale e distale.

TECNICA CHIRURGICA

– Il paziente è in decubito supino, con ginocchio flesso a 70° su apposito sostegno.
– Si individua palpatoriamente la rima articolare mediale e si infliggono le due viti prossimali attraverso l'epifisi tibiale alta, dall'interno all'esterno, senza fuoriuscire, 1,5-2 cm parallelamente al piatto: le viti sono auto perforanti con filetto da spongiosa, affondate per tutta la sezione ossea ad evitare fratture iatrogene. È utile siano convergenti lievemente per sfruttare a scopo di maggior tenuta immediata ed a distanza l'effetto di pretensionamento su di esse prodotto successivamente dall'immorsettatura in alloggiamenti paralleli (Fig. 6b).
– Usando come maschera il fissatore, preparato a componenti allentate e con il sistema telescopico chiuso, si infliggono le due viti distali sulla diafisi tibiale, parallele sul piano frontale: le viti sono autofilettanti e richiedono perforazione preliminare (Fig. 7).
– Si esegue incisione di 3 cm. circa anteriormente alla proiezione cutanea della zampa d'oca; individuatane l'inserzione, la si scolla posteriormente, caricandola con una leva. Analogamente si individua e si carica su leva in avanti il tendine rotuleo alla sua inserzione distale.
– Si incide il periostio con direzione corrispondente all'incisione cutanea e lo si scolla in due lembi, liberando la parete ossea sottostante.
– Si effettua l'emicompattotomia a partenza sovratuberositaria con decorso obliquo sul piano sagittale, ad andamento postero-caudale, così da conservare un volume osseo abbondante a ridosso delle due viti prossimali (Fig. 8).
– L'emicompattotomia viene eseguita con scalpelli di dimensioni ridotte (4-6 mm): si interrompe la cresta anteriore, la parete mediale e l'angolo postero interno della tibia, senza penetrare nel lume midollare e rispettando la corticale esterna, destinata a fungere da cerniera del rigenerato.
– Eseguita l'emicompattotomia, si valuta il cedimento scheletrico facendo leva manualmente sulle due coppie di viti.
– Constatata la praetermotilità dei monconi ossei si monta il fissatore esterno e, distraendo il sistema telescopico, si verifica l'apertura della rima osteotomia, spesso avvertendo anche uno schiocco, in osso trofico, o un crepitio, in osso osteoporotico. In caso di resistenza, sotto tensione, si può ulteriormente indebolire la breccia con piccoli colpi di scalpello.
– Si richiude parzialmente il sistema telescopico, lasciando un piccolo intervallo fra i monconi, per favorire il riassetto biologico della zona nell'immediato post-operatorio.
- Si controlla il serraggio delle varie componenti del fissatore esterno e si sutura per strati.

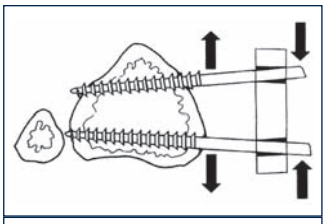


Fig. 6b. Pretensionamento.

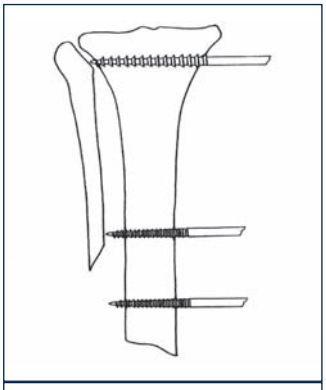


Fig. 7. Infissione viti.

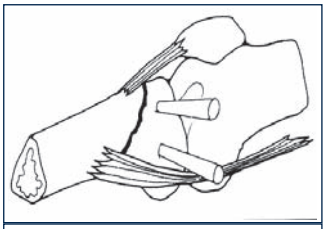


Fig. 8. Emicompattotomia.

Relativamente all'inizio della distrazione correttiva si segnalano vari orientamenti:
– Correzione differita con distrazione lenta dopo 10-12 giorni: modicamente dolorosa per continue infrazioni a legno verde del fulcro corticale esterno, ma di buon rigenerato, già solida mediamente in 50°-60° giornata.

– Correzione intraoperatoria pressoché completa: indolore in quanto svolta sotto anestesia, ma con rigenerato più lento in quanto di maggior disturbo vascolare, differisce mediamente di 10-15 giorni la guarigione.
– Correzione in due tempi: parziale in sala operatoria, di rifinitura successiva a domicilio: poco dolorosa per la copertura anestesiologica della prima fase, non disturba eccessivamente la biologia zonale, permettendo rigenerati solidi in tempi ottimali, mediamente di 45 giorni.

L'osteotomia di distrazione è frequentemente associata ad altri interventi in relazione a patologie concomitanti del ginocchio o di altra sede.
In circa 800 pazienti è stata associata la trasposizione mediale della tuberosità tibiale, per il trattamento di lassità rotulea, iperpressione laterale femoro-rotulea od artrosi femoro-rotulea.
In 200 pazienti (~13%) è stato eseguito intervento di pulizia condrale.
In 62 pazienti (4%) si è associata una neolegamentoplastica pro-LCA per lassità antero-esterna concomitante.
In pochi casi sono stati eseguiti artrolisi più o meno ampie o bonifiche di focolai osteocondrali con cruentazione.
Eccezionalmente l'osteotomia valgizzante tibiale è stata eseguita in contemporanea con artroprotesi d'anca, artrodesi di tibio-tarsica, correzione di alluce valgo o altri interventi minori.
La degenza media nei casi di osteotomia semplice è stata di 3,5 giorni, nei casi di osteotomia associata è stata di 5 giorni.
In seconda giornata il paziente inizia kinesiterapia personalizzata.
Il carico, inizialmente parziale con quota del 30% del peso corporeo, è aumentato progressivamente al termine della distrazione, fino alla totalità in 4-5 settimane.
Alla dimissione, il paziente viene istruito sui tempi e sui modi con cui eseguire a domicilio la distrazione.
Il primo controllo ambulatoriale è svolto solitamente in 15ª giornata con espletamento di esame radiografico sono nei casi di dubbia apertura della emicompactotomia: questo momento è fondamentale per verificare la correttezza dell'asse ottenuto tramite una valutazione clinica che tiene conto della scomparsa di qualsiasi varismo, in specie funzionale; un'insufficienza od un'esagerazione dell'allineamento viene facilmente ripresa con piccole rettifiche del fissatore.
La rimozione dell'impianto è avvenuta mediamente in 48ª giornata, sempre preceduta da radiografia, per l'apprezzamento della consolidazione.
Successivi controlli sono stati effettuati a 3, 6, 12 mesi.

RISULTATI

Delle osteotomie eseguite si ha un controllo a distanza su circa 1240 pazienti, con riscontro minimo ad 1 anno e massimo a 12 anni.
I risultati sono stati: eccellenti 35%, buoni 50% mediocri 15%.
I criteri di giudizio si sono fondati su:
– dati soggettivi (dolore, stancabilità);
– dati oggettivi (asse, articalarità, stato condrale).

I casi di mediocre risultato, sono, in misura limitata, relativi a problemi di trattamento, specialmente nel senso di un'insufficiente correzione; in misura prevalente, corrispondono a quadri artrosici sin dall'inizio rilevanti e definiscono quindi un problema di indicazione.
Le complicanze sono state:
– osteolisi delle viti con rimozione anticipata del fissatore 5;
– frattura dell'emipiatto tibiale da scarso affondamento delle viti 3;
– recidive della deformità da intempestiva rimozione del fissatore 10;
– recidive della deformità da insufficiente correzione 22;
– crisi condrale da iperpressione iatrogena 4;
– ipercorrezione 3;
– infezioni profonde (con coinvolgimento articolare) 3.

In 16 casi si è fatto ricorso, mediamente a 4 anni dall'osteotomia, ad impianto di artroprotesi, senza le conseguenze settiche paventate in seguito ad un precedente utilizzo di inserti transcutanei potenzialmente contaminati.

DISCUSSIONE

L'osteotomia correttiva con fissatore esterno nelle deviazioni assiali del ginocchio si è dimostrata negli ultimi anni una scelta sempre più remunerativa rispetto ad altri metodi, grazie soprattutto alla possibilità di ottenere con la distrazione graduale un emirigenerato delle dimensioni volute in base ad un grado di correzione ottimale definibile a distanza su parametri globali.
I sovraccarichi funzionali del giovane o la degenerazione articolare dell'anziano trovano in questa particolare tecnica di osteotomia una soluzione spesso definitiva, in ogni caso non precludendo il ricorso a successivi trattamenti.

BIBLIOGRAFIA

1 Hernigou PH, Medeville D, Debeyre J, et al. *Proximal tibila oesteotomy for osteoarthritis with varus deformità*. J Bone Jt Surg 1987;69-A:332-53.
2 Perusi M, Baietta D, Pizzoli A. *La correction chirurgicale du genu varum artrosique par la technique de l'hémicallotasis*. Rev Chir Orth 1994;80:739-43.
3 Castaman E, Amato D, Cescatti A. *Il fissatore esterno polivalente nel trattamento delle deviazioni assiali degli arti inferiori* Gaslini 1997;29:44-9.

Nuovi orientamenti nel trattamento della instabilità rotulea

New trends in the treatment of patellar instability

A. Schiavone Panni, S. Cerciello, M. Tartarone, M. Vasso, D. Santaiti, C. Mazzotta

RIASSUNTO

Le recenti acquisizioni sulla anatomia e sulla biomeccanica della articolazione femoro-rotulea hanno portato all'approfondimento del ruolo degli stabilizzatori mediali ed in particolare del legamento patello femorale mediale, che giocano un ruolo fondamentale nel limitare la traslazione laterale della rotula anche in presenza dei tradizionali fattori di rischio. Alla luce di queste considerazioni, negli ultimi anni, l'orientamento terapeutico dell'instabililità rotulea è cambiato. Accanto agli interventi tradizionali, ne sono stati proposti di nuovi, quali la ritenzione del retinacolo mediale e la ricostruzione del legamento patello femorale mediale. Quest'ultimo ha la sua indicazione nella lussazione recidivante di rotula, poiché gli studi clinici hanno dimostrato che il LPFM risulta costantemente lesionato in tale evenienza clinica. Tale intervento può essere eseguito in modo isolato, o in associazione a gesti aggiuntivi in presenza di fattori di rischio particolarmente elevati. La ritenzione del retinacolo mediale, invece, ha la sua indicazione nella rotula instabile dolorosa dopo il fallimento della terapia conservativa. Il riscontro anamnestico di una pregressa lussazione o la presenza di concomitanti fattori di rischio rappresentano a nostro avviso una controindicazione assoluta a tale intervento.

Parole chiave: instabilità rotulea, retinacolo mediale, legamento patello-femorale mediale

SUMMARY

Recent studies concerning anatomy and biomechanics of patello-femoral joint have stressed the role of medial retinaculum and of its main structure: the medial patello-femoral ligament. It is the primary restraint to lateral patellar displacement even in presence of patellar instability risk factors. Moreover it has been shown that it is almost always involved after patellar dislocation and this event doesn't occur in case of intact medial patello-femoral ligament. According to these considerations medial reefing and medial patello-femoral ligament reconstruction have been recently proposed in the treatment of patellar instability.
This last procedure is indicated in case of previous dislocations and may be performed alone or in association with trochleoplasties or distal realignments in case of severe bony deformities. Conversely, an unstable patella that has failed a proper conservative treatment is the indication to medial reefing. We doesn't add a lateral release as it doesn't improve clinical outcome and can even increase patellar instability. Previous dislocations represent a contraindication as well as the presence of severe bony anomalies.

Key words: patellar instability, medial retinaculum, medial patello femoral ligament

Dipartimento di Scienze per la Salute, Università del Molise

Indirizzo per la corrispondenza:
Dott. A. Schiavone Panni, Via De Sanctis, 86100 Campobasso

INTRODUZIONE

La patologia femoro-rotulea rappresenta un argomento vasto e con ancora alcuni punti oscuri, che rendono tuttora non facile il suo trattamento. Infatti l'unicità e l'estrema complessità anatomica e biomeccanica di tale articolazione si riflettono sulla frequente difficoltà di un inquadramento fisiopatologico preciso.
La rotula ha una duplice veste anatomica, di componente del sistema estensore, e di superficie articolare del ginocchio (con il rivestimento cartilagineo più spesso di tutte le articolazioni). Accanto a questa duplice veste va sottolineato come il corretto rapporto tra superficie articolare della rotula e della troclea femorale venga mediato da numerosi elementi che possono essere suddivisi in statici e dinamici e che a loro volta agiscono in maniera differente a seconda che il ginocchio si trovi in condizioni di movimento o meno.
Accanto a tali fattori locali, siano essi statici o dinamici, agiscono fattori generali. Infatti va ricordato che la femoro-rotulea rappresenta una articolazione interposta tra l'anca e la tibio-tarsica e anomalie di queste ultime si ripercuotono inevitabilmente sulla femoro-rotulea stessa.
Tra i fattori statici vanno ricordati quelli osteo-cartilaginei e quelli capsulo-legamentosi. Tra i primi vanno considerate la morfologia del femore e della rotula, e la distanza tra il fondo della troclea e la tuberosità tibiale anteriore; tra i secondi, i retinacoli mediale e laterale. Il fattore dinamico principale è rappresentato dal vasto mediale obliquo (VMO) che agisce sul controllo del tilt rotuleo, ma anche l'altezza della rotula può essere considerata un fattore dinamico. Tra i fattori secondari vanno considerati il ginocchio valgo, l'antiversione femorale e la presenza di un recurvato di ginocchio [1].

NOSTRO TRATTAMENTO DELL'INSTABILITÀ ROTULEA

In ragione dei numerosi fattori precedentemente elencati, sono stati in passato proposti numerosi interventi chirurgici che possono essere schematicamente classificati in: riallineamenti prossimali e distali e trocleoplastiche.

Basandosi sull'analisi della letteratura e sui recenti studi anatomici e biomeccanici, la nostra pratica si è indirizzata verso la ricostruzione del legamento patello-femorale mediale nella lussazione recidivante di rotula e la ritenzione del retinacolo mediale, che eseguiamo con una tecnica completamente artroscopica, nella rotula instabile dolorosa. Infatti è ormai accertato che il retinacolo laterale, descritto inizialmente da Fulkerson, e costituito da uno strato profondo trasverso e da uno superficiale obliquo [2], svolge un ruolo limitato nella stabilizzazione della rotula, contribuendo per circa il 10% alla stabilità della rotula [3]. Il retinacolo mediale invece ha una funzione più importante. È formato dalle fibre dello strato superficiale obliquo e di quello profondo traverso nel cui contesto possono essere identificate delle strutture legamentose: il legamento patello-femorale (LPFM), il legamento patello-tibiale (LPTM), il legamento patello-meniscale (LPMM). Il LPFM fu descritto inizialmente da Warren e Marshall come una struttura che originava dal tubercolo degli adduttori e si inseriva sulla porzione supero-mediale della rotula[4]. Ha una struttura variabile con una lunghezza compresa fra 53 mm e 55 mm e uno spessore compreso fra 3 mm e 30 mm; tali dimensioni tendono ad accrescersi in prossimità della rotula [5-7] (Fig. 1). Tali dati sono confermati da un recente lavoro di Panagiotopoulos che ha riscontrato una lunghezza media di 45-50 mm con una ampiezza a livello della inserzione femorale e rotulea di 10-20 mm e 20-30 mm rispettivamente [8]. Negli ultimi anni è stata posta grande attenzione alla sua inserzione femorale; Nomura ha confermato che questa risiede in posizione leggermente distale al tubercolo degli adduttori e postero-superiore all'epicondilo mediale [9]. Questo riscontro è in accordo con quanto affermato da Desio che ha dimostrato delle connessioni per il tubercolo degli adduttori, per l'epicondilo mediale e per il legamento collaterale mediale [3]. Il legamento scorre profondamente al VMO e si inserisce sulla porzione supero-mediale della rotula. Tale inserzione copre il 38,8% della porzione superiore della rotula, anche se sono presenti espansioni per il quadricipite, per la fascia profonda e per il VMO [10].

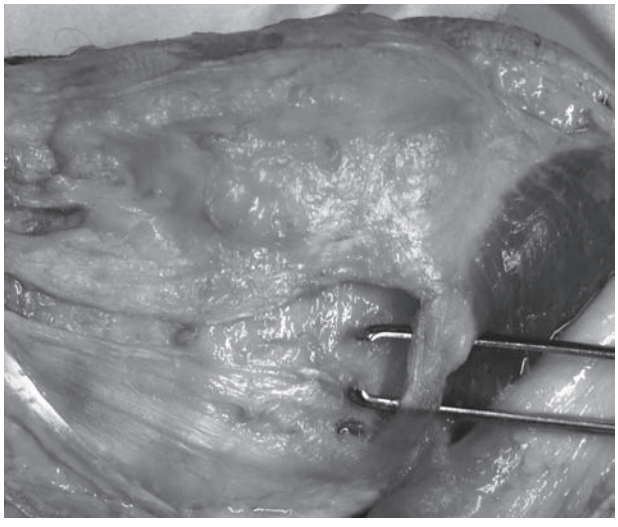


Fig. 1. Il LPFM nella sua porzione distale si inserisce sulla rotula con una inserzione ampia e prende connessioni con il VMO.

Queste connessioni fanno si che la contrazione del VMO metta in tensione il LPFM così da costituire un sistema misto (attivo e passivo di controllo) del tilt rotuleo [8].

Dal punto di vista biomeccanico il LPFM svolge un ruolo predominante nel controllo della traslazione laterale della rotula pari al 50%, mentre il legamento patello-meniscale e patello-tibiale invece contribuiscono rispettivamente per il 24% ed il 13% [10]. Altri autori confermano l'importanza del LPFM pur riportando percentuali diverse: 60% per Sandmaier [11], 53% per Conlan [12], 55% per Hautamaa [13] e 60% per Desio[3]. Tale ruolo è inoltre confermato dall'evidenza che la sezione del LPFM causa, anche in caso di integrità degli altri stabilizzatori mediali, un aumento della traslazione laterale della rotula fra i 20° e i 90° di flessione.

La ricostruzione del LPFM è stata proposta in passato alla luce del suo coinvolgimento in caso di lussazione della rotula e del suo ruolo fondamentale nel controllare la traslazione laterale della rotula stessa. Il LPFM, infatti, risulta lesionato a seguito di una lussazione di rotula in una percentuale di casi variabile dal 75% al 94% [14]. Il suo ruolo fondamentale è stato enfatizzato anche da Fithian che ha dimostrato come la lussazione di rotula, anche in presenza di uno o più dei fattori di rischio, non avvenga in presenza di un LPFM intatto [15]. La ricostruzione del LPFM può essere eseguita in associazione con altri gesti in presenza di uno o più fattori di rischio (es riallineamento distale in presenza di una TAGT eccessiva). L'intervento, specie in assenza di altri fattori di rischio, permette di correggere il tilt rotuleo sia statico che dinamico e di garantire degli ottimi risultati clinici.

La ritenzione del retinacolo mediale è un intervento di nicchia, in quanto ha delle indicazioni ristrette e molto precise. Va eseguita in pazienti con rotula instabile dolorosa ed in assenza di fattori di rischio. Una pregressa lussazione di rotula rappresenta a nostro avviso una controindicazione, in quanto la semplice ritenzione non permette di ricostruire il principale stabilizzatore mediale costituito dal LPFM. Seguendo queste indicazioni rigorose i nostri risultati clinici, così come quelli riportati in letteratura, a breve e medio termine sono molto soddisfacenti sia in termini oggettivi che soggettivi.

RICOSTRUZIONE DEL LEGAMENTO PATELLO-FEMORALE MEDIALE

Adottiamo generalmente un approccio conservativo nel caso di un primo episodio di lussazione, ma qualora questa si ripeta poniamo indicazione all'intervento chirurgico. Eseguiamo sempre, all'inizio ed in anestesia (sia essa generale o loco-regionale) un esame clinico accurato al fine di valutare l'articolarità passiva del ginocchio, il "glide" medio-laterale ed il tilt rotuleo. Una volta registrati tali dati procediamo all'intervento chirurgico che viene eseguito con l'arto in ischemia. La fase artroscopica preliminare ci permette di confermare l'anomalo scorrimento femoro-rotuleo e la presenza di lesioni condrali o frammenti osteocondrali liberi. L'eventuale patologia articolare viene trattata in artroscopia.

Dopo questa prima fase valutativa, procediamo al prelievo del semitendinoso, mediante una incisione longitudinale di circa 2 cm. Si passa quindi alla esecuzione di due tunnels a livello del terzo prossimale della rotula con una fresa di 5 mm. Tali tunnels devono

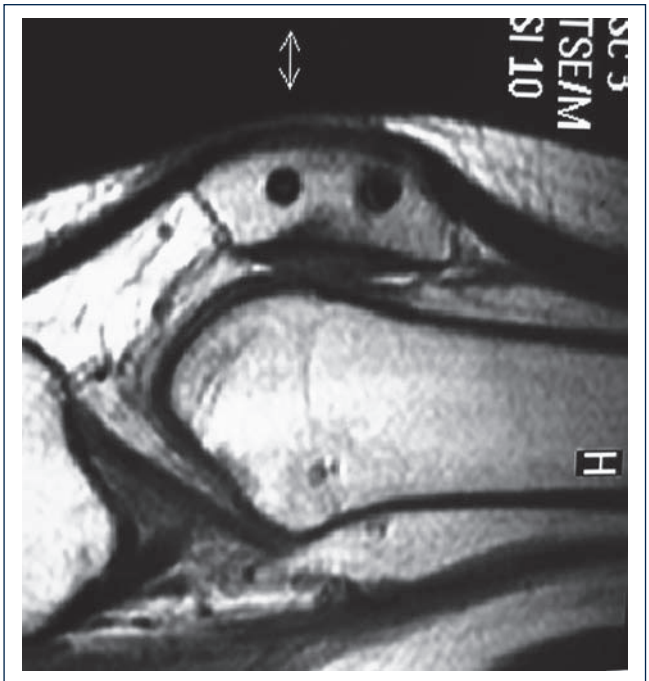


Fig. 2. Su di un piano frontale i tunnels possono essere eseguiti paralleli o leggermente convergenti lateralmente.

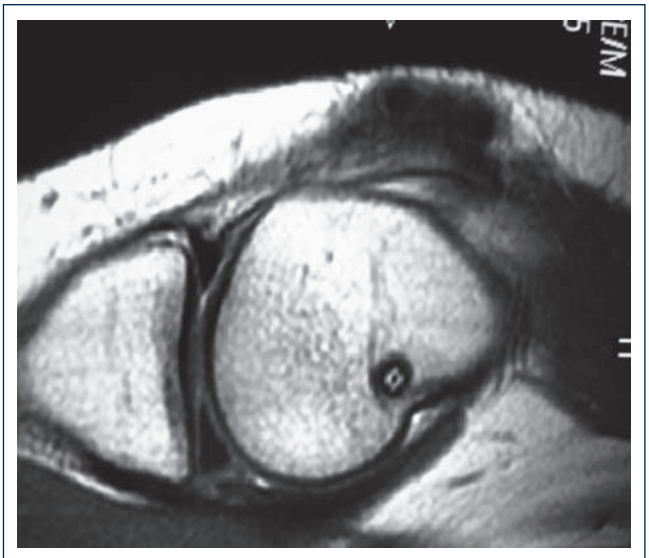


Fig. 3. Il punto isometrico del tunnel femorale giace in posizione posteriore e prossimale rispetto all'epicondilo mediale e distale al tubercolo degli adduttori.

essere paralleli tra di loro su di un piano sagittale e frontale (Fig. 2). Su questo piano si può optare per una leggera divergenza ad apice laterale per riprodurre l'ampia inserzione del legamento originario. Il tendine, opportunamente preparato ed imbastito, viene passato nei due tunnels in modo che le estremità libere emergano dal margine mediale della rotula ed il loop rimanga all'esterno. Tali estremità libere vengono passate sotto al VMO mediante dissezione smussa, e mediante uno o più cicli di flesso-estensione, si verifica lo scorrimento delle stesse e che la loro lunghezza sia equivalente. Il tunnel femorale, della profondità di 40-45 mm, viene preparato con una fresa del diametro di 7 mm.

La posizione di tale tunnel è l'elemento chiave per il successo dell'intervento. Infatti deve ricalcare fedelmente l'inserzione originaria del LPFM, ovvero essere in posizione leggermente posteriore e prossimale rispetto all'epicondilo mediale e subito distalmente al tubercolo degli adduttori [9 14] (Fig. 3). Il corretto posizionamento permette di ripristinare l'isometria del LPFM durante tutto l'arco di movimento e di evitare l'incremento degli stress di contatto a livello della femoro-rotulea. Al contrario le sue variazioni, anche di pochi millimetri, comportano un cambiamento della cinematica femoro-rotulea con riduzione dell'articolarità, comparsa di dolore anteriore e danni condrali.

Il neolegamento viene passato attraverso il tunnel femorale mediante un filo ethibond n. 4. La sua fissazione viene eseguita a 30°-40° di flessione con una vite riassorbibile7 x 30 mm avendo cura di applicare una pressione (di medializzazione) al margine laterale della rotula. Il successivo controllo artroscopico conferma il corretto *tracking* della rotula lungo tutto l'arco di movimento. Si procede infine alla rimozione della fascia ischemica, al lavaggio articolare, e alla sutura per piani.

Il bendaggio elastocompressivo applicato in sala operatoria viene rimosso dopo 24 ore e sostituito con una medicazione a piatto e calze elastiche. La mobilizzazione passiva viene iniziata nell'immediato postoperatorio (0°-90°) così come il carico parziale, seppur proteggendo l'arto con una ginocchiera articolata.

RITENZIONE DEL RETINACOLO MEDIALE

Riserviamo tale metodica ai casi di rotula instabile dolorosa che non abbia risposto ad una corretta terapia riabilitativa per un periodo di almeno 6 mesi. Una o più pregresse lussazioni rappresentano una controindicazione a tale intervento.

Come per la ricostruzione del LPFM, effettuiamo sempre un esame clinico in sala operatoria con il paziente in anestesia. L'intervento, eseguito sempre con l'arto in ischemia, inizia con una valutazione artroscopica. Si procede quindi, con strumento motorizzato, alla cruentazione della membrana sinoviale nella zona ove si è deciso di eseguire la sutura al fine di favorire la risposta biologica.

La sutura inizia prossimalmente a livello del terzo superiore della rotula. Mediante un ago da spinale, la cui emergenza deve essere a livello del margine mediale della rotula, si introduce un filo PDS n. 1 in articolazione. Il filo va recuperato con una pinza da presa artroscopica mediante un accesso percutaneo posizionato posteriormente al precedente (Fig. 4). Tanto maggiore sarà la distanza tra i due accessi tanto maggiore sarà l'effetto di ritenzione al momento della trazione dei fili (Fig. 5). Si introducono, in maniera analoga, altri due punti in posizione distale rispetto al precedente, in modo da distanziarli di circa 1,5 cm l'uno dall'altro. I due capi di ciascun punto di sutura vengono recuperati attraverso l'accesso posteriore ed annodati con il ginocchio in flessione a 60°-70°. Non associamo mai il "lateral release" alla ritenzione del retinacolo mediale in quanto riteniamo non possa garantire un miglioramento dei risultati e addirittura potrebbe

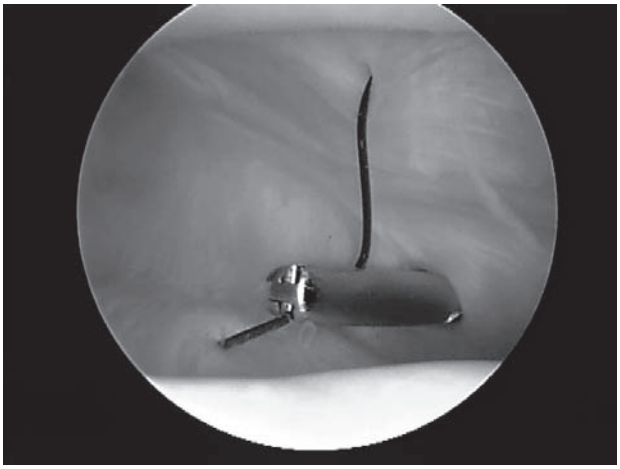


Fig. 4. I punti di sutura, introdotti mediante l'ago da spinale, vanno recuperati con una pinza da presa artroscopica attraverso un accesso percutaneo posteriore al precedente.

Fig. 5. Tanto maggiore è la quantità di capsula inclusa in ognuno dei punti artroscopici tanto maggiore sarà la ritenzione ottenuta.

incrementare l'ipermobilità rotulea. Una volta verificata la correzione del tracking rotuleo procediamo alla rimozione della fascia ischemica e al lavaggio articolare. Non eseguiamo mai la sutura degli accessi artroscopici e di quelli impiegati per il posizionamento dei punti di sutura. Il bendaggio elasto-compressivo applicato in sala operatoria viene mantenuto per 3-4 settimane. La mobilizzazione continua del ginocchio mediante CPM (con una escursione articolare tra 0° e 60°) viene iniziata nell'immediato postoperatorio. Il carico è inizialmente sfiorante ed allo scadere della seconda settimana viene concesso in modo completo. È particolarmente importante curare il buon trofismo del quadricipite, in particolare del VMO per incrementare l'azione del principale stabilizzatore attivo.

CONCLUSIONI

Le recente acquisizioni anatomiche sulla funzione degli stabilizzatori mediali della rotula hanno permesso di ampliare ulteriormente la conoscenza di questa articolazione. La pubblicazione di numerosi studi di tecnica chirurgica sulla ricostruzione del LPFM e sulla ritenzione del retinacolo mediale sono la testimonianza di questo crescente interesse. Tali gesti chirurgici, infatti, seppur con indicazioni selettive, rappresentano una ulteriore arma nel trattamento dei numerosi quadri patologici della femoro-rotulea. La nostra esperienza, seppur limitata ad un follow-up di medio termine, ci permette di confermare la validità di tali interventi, tenendo comunque presente la necessità di eseguire gesti aggiuntivi in presenza di fattori di rischio concomitanti di particolare gravità. Infine, la scarsa influenza che tali interventi hanno sulla cinematica della femoro-rotulea ci fa ritenere che essi comportino scarsi rischi artrosizzanti anche a lungo termine a differenza di altri interventi proposti in passato (es. la trasposizione della tuberosità tibiale anteriore)

BIBLIOGRAFIA

1. Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, et al. *Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 1994;2:19-26.
2. Fulkerson JP, Gossling HR. *Anatomy of the knee joint lateral retinaculum.* Clin Orthop 1980;153:183-8.
3. Desio SM, Burks RT, Bachus KN. *Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee.* Am J Sports Med 1998;26:59-65.
4. Warren LF, Marshall JL. *The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis.* J Bone Joint Surg Am 1979;61:56-62.
5. Conlan T, Garth WP Jr, Lemons JE. *Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee.* J Bone Joint Surg Am 1993;75:682-93.
6. Reider B, Marshall JL, Koslin B, et al. *The anterior aspect of the knee joint.* J Bone Joint Surg Am 1981;63:351-6.
7. Amis AA, Firer P, Mountney J, et al. *Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament.* Knee 2003;10:215-20.
8. Panagiotopoulos E, Strzelczyk P, Herrmann M, et al. *Cadaveric study on static medial patellar stabilizers: the dynamizing role of the vastus medialis obliquus on medial patellofemoral ligament.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2006;14:7-12.
9. Nomura E, Horiuchi Y, Kihara M. *Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction.* Knee 2000;7:121-7.
10. Steensen RN, Dopirak RM, McDonald WG 3rd. *The anatomy and isometry of the medial patellofemoral ligament: implications for reconstruction.* Am J Sports Med 2004;32:1509-13.
11. Sandmeier RH, Burks RT, Bachus KN, et al. *The effect of reconstruction of the medial patellofemoral ligament on patellar tracking.* Am J Sports Med 2000;28:345-9.
12. Conlan T, Garth WP Jr, Lemons JE. *Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee.* J Bone Joint Surg Am 1993;75:682-93.
13. Hautamaa PV, Fithian DC, Kaufman KR, et al. *Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair.* Clin Orthop Relat Res 1998;(349):174-82.
14. Sallay PI, Poggi J, Speer KP, et al. *Acute dislocation of the patella. A correlative pathoanatomic study.* Am J Sports Med 1996;24:52-60.
15. Fithian DC, Nomura E, Arendt E. *Anatomy of patellar dislocation.* Oper Tech Sports Med 2001;9:102-111.

La femoro-rotulea nella protesi totale di ginocchio

P. Aglietti, L. Sensi, P. Cuomo, R. Buzzi, F. Giron, A. Ciardullo

INTRODUZIONE

I problemi femororotulei sono riconosciuti come molto frequenti dopo protesi totale di ginocchio (PTG) [1-3] e sono anche frequente causa di reintervento. La eziologia dei sintomi (dolore, instabilità, scatti) è multifattoriale e comprende rotula protesizzata o meno, disegno della troclea femorale, scorrimento rotuleo, tensione nell'apparato estensore, spessore e simmetria del taglio, posizionamento rotuleo, rotazione delle componenti femorale e tibiale, azione muscolare. Lo studio di questi fattori e l'attribuzione delle responsabilità dei sintomi è molto difficile. Spesso di fronte a una PTG dolorosa ci domandiamo se il problema possa essere di origine femororotuleo e in caso affermativo che cosa lo provochi e come possa essere risolto. È noto che le protesi di ginocchio danno più problemi nel sesso femminile e molti attribuiscono questo alla femororotulea, in particolare per la forma del disegno della troclea che nelle donne risulta anatomicamente diversa dagli uomini. In letteratura non esistono lavori che analizzano specificamente l'effetto del sesso sulla femororotulea anche se esistono diversi lavori in cui vengono selettivamente analizzati i risultati funzionali della femororotulea nell'ambito della popolazione generale con PTG [1 3 4]. Scopo dello studio è analizzare i sopra citati fattori legati alla femororotulea con particolare riferimento al sesso.

MATERIALE E METODO

Al fine di includere lo stesso numero di maschi e femmine, sono stati inseriti nello studio 50 maschi consecutivi operati dal gennaio 2002 al luglio 2003 insieme con la prima donna operata immediatamente dopo ogni maschio. I due gruppi, di maschi e femmine, erano comparabili in termini di diagnosi (esclusi artrite reumatoide e postosteotomia), deformità preoperatoria, età, *Knee Score* e *Functional score* pre-operatorio, mentre differivano per indice di massa corporea. A tutti i pazienti è stata impiantata una protesi LPS standard con componente rotulea a cupola attraverso un accesso chirurgico pararotuleo mediale convenzionale con eversione della rotula alla Insall. La componente femorale è stata allineata all'asse epicondilico chirurgico dopo esposizione ed individuazione chirurgica degli epicondili e leggermente lateralizzata in senso mediolaterale per favorire lo scorrimento rotuleo. La componente tibiale è stata allineata al terzo mediale della tuberosità tibiale secondo il metodo descritto da Insall In 15 pazienti è stata praticata una lisi laterale dopo che intraoperatoriamente era stato riscontrato un mal scorrimento rotuleo al *test no thumb* fino a flessione completa e con una pinza a punte che trazionava in direzione del vasto mediale a ferita aperta. Tutti i pazienti sono stati esaminati utilizzando le schede di valutazione *Knee Society Knee* e *Functional Score,* nonché lo HSS patellar score che analizza in dettaglio esclusivamente la funzione femororotulea [5]. Tutti i pazienti sono stati sottoposti ad uno studio radiologico standard del ginocchio incluso l'arto inferiore *in toto* sotto carico per asse meccanico, ed una proiezione assiale rotulea con e senza carico a 45° secondo Merchant e ad uno studio TC per la valutazione dell'allineamento rotazionale delle componenti. Le immagini radiografiche sono state studiate in termini di posizione rotulea (altezza, tilt e sublussazione), simmetria del taglio, *impingement* osseo, posizionamento componenti femorali e tibiali e linee di radiolucenza. Alla TC è stato studiato l'allineamento della componente femorale e tibiale rispetto all'asse transepicondilico femorale. Le misurazioni radiografiche e TC sono state correlate ai punteggi clinici.

Prima Clinica Ortopedica, Università di Firenze

RISULTATI

Ad un follow-up medio di 6 anni tutti i pazienti hanno riportato risultati soddisfacenti con un *Knee Score* medio di 94,3 e 92,9 nei maschi e nelle femmine rispettivamente ($p = 0.08$); una *Functional Score* di 96,5 e 86,1 nei maschi e nelle femmine rispettivamente ($p < 0.0001$), una *HSS patellar Score* di 96,6 e 91,5 ($p = 0,0003$) nei maschi e nelle femmine, rispettivamente. Un dolore rotuleo è stato osservato in 6 femmine e in 2 maschi. Un tilt rotuleo > 6° è stato osservato in 19 pazienti (5 maschi e 14 femmine) nelle proiezioni assiali fuori carico ed in 5 pazienti (tutte femmine), nelle assiali sotto carico. In questi ultimi pazienti i valori di *HSS patellar Score* risultavano inferiori. 13 pazienti presentavano un *impingement* osseo laterale femororotuleo asintomatico. 8 pazienti presentavano un *impingement* mediale e punteggi più bassi. Una sublussazione rotulea alla proiezione assiale fuori carico è stata osservata in 5 casi e scompariva con il carico. La rotazione della componente Femorale come determinato dalla scansione TC risultava rispetto all' asse transepicondilare (TEA) di 1,4 ° (0-6) in extrarotazione. La componente Tibiale risultava extraruotata in media 5.1° (0-12) sempre rispetto al TEA femorale.

DISCUSSIONE

In questo studio abbiamo potuto confermare la supposizione che i problemi rotulei sono maggiori nel sesso femminile. Infatti abbiamo avuto risultati inferiori funzionalmente e al *patellar score*. Quale sia il motivo di queste differenze non è dato di definirlo sulla base di questo studio. Altri autori hanno ipotizzato fattori anatomici e dimensionali alla base di queste differenze per spiegare la più frequente insorgenza di dolore rotuleo nelle donne. Esse infatti hanno una troclea femorale più stretta, meno sporgente e più valga rispetto ai maschi a parità di dimensioni. Per questo motivo

nuovi disegni dedicati al sesso femminile sono stati introdotti in commercio.
In questo studio è stata inoltre valorizzata l'utilità delle radiografie assiali di rotula sotto carico che hanno evidenziato come la maggior parte dei tilt e delle sublussazioni riscontrate senza carico venga eliminata dall'azione muscolare. Al contrario l'*impingement* femororotuleo mediale, seppur asintomatico, viene esaltato dalle rx sotto carico.
Lo studio del posizionamento rotatorio delle componenti per il femore ha mostrato l'efficacia dell'asse transepicondilare come metodo di riferimento poiché tutti i nostri casi erano compresi fra 0° e 6° di extrarotazione con nessuna componente intraruotata. Sulla tibia l'allineamento secondo Insall alla porzione mediale della tuberosità tibiale si è rivelato efficace nel prevenire l'intrarotazione.

CONCLUSIONE

Esistono sostanziali differenze tra i sessi nel risultato clinico e radiografico dopo PTG e queste differenze possono essere ascritte alla funzione della femororotulea. È necessario conoscere tutti i possibili fattori legati alla femororotulea che possono avere rilevanza clinica al fine di studiarli nel singolo paziente. L'approccio ai problemi rotulei richiede studi approfonditi e pazienti, nonché schede di valutazione dedicate.

BIBLIOGRAFIA

[1] Aglietti P, Buzzi R, Gaudenzi A. *Patellofemoral functional results and complications with the posterior stabilized total condylar knee prosthesis.* J Arthroplasty 1988;3:17-25.

[5] Baldini A, Anderson JA, Cerulli-Mariani P, et al. *Patellofemoral evaluation after total knee arthroplasty. Validation of a new weight-bearing axial radiographic view.* J Bone Joint Surg Am 2007;89:1810-7.

[2] Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, et al. *Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res 1998;(356):144-53.

[3] Larson CM, Lachiewicz PF. *Patellofemoral complications with the Insall-Burstein II posterior-stabilized total knee arthroplasty.* J Arthroplasty 1999;14:288-92.

[4] Theiss SM, Kitziger KJ, Lotke PS, et al. *Component design affecting patellofemoral complications after total knee arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res 1996;(326):183-7.

La bimono

S. Romagnoli, F. Verde, E. Bibbiani, N. Castelnuovo

INTRODUZIONE

L'artroprotesi di ginocchio bi-monocompartimentale (BMC) [1-3] è un sistema che sfrutta 2 componenti femorali e 2 componenti tibiali indipendenti, conservando l'eminenza intercondiloidea con il LCA. Sebbene la maggior parte dei sistemi protesici di ginocchio preveda il sacrificio dei legamenti crociati o la conservazione del solo legamento crociato posteriore, da sempre obiettivo della ricerca è ripristinare la normale cinematica articolare sostituendo solo le aree degenerate rispettando la capsula e i legamenti [4-7]. Negli ultimi anni lo sviluppo della filosofia *Tissue Sparing Surgery* ha dato nuova spinta all'utilizzo di sistemi protesici a rispetto delle strutture capsulolegamentose non danneggiate del ginocchio. Questo tipo di impianto, non nuovo nella storia delle protesi di ginocchio, rappresenta l'evoluzione delle prime esperienze di Marmor, Gunston e Lubinus i cui principi sono oggi validati da diversi studi di biomeccanica e analisi del passo.

EPIDEMIOLOGIA

Il limite principale di questa tecnica chirurgica per il trattamento dell'artrosi bicompartimentale femoro-tibiale è, ovviamente, la presenza del legamento crociato anteriore. Negli ultimi 500 impianti bi-tricompartimentali effettuati nel nostro reparto abbiamo potuto osservare che: il 35,1% dei casi presentavano un LCA intatto, mentre nel 15,7% dei casi il LCA appariva moderatamenmte degenerato anche se funzionante, infine nel 49,2% dei casi era del tutto assente all'osservazione intraoperatoria. Ovviamente è poi necessario stabilire il legame tra il legamento crociato anteriore e la sua funzione meccanica nel tempo. In studi di sopravvivenza da noi effettuati sulle protesi bicompartimentali e in quello sulle protesi Monocompartimentali Allegretto (Zimmer) con 10-15 anni di follow-up [8] ma anche in numerosi altri studi di sopravvivenza a lungo termine di protesi monocompartimentali, presenti in letteratura (Goodfellow, Berger, etc.), s'è visto che la stabilità in AP a lungo termine rimane invariata. Questo dimostra che il LCA è capace di mantenere la stessa funzione meccanica negli anni. Di fatti nel nostro studio, su 124 pazienti trattati con protesi mono, si aveva un solo caso di fallimento dovuto ad insufficienza del LCA. Se poi consideriamo anche l'età come criterio selettivo allora osserviamo che su 500 casi di protesi di ginocchio effettuati il 7,6% avevano meno di 55 anni di età mentre il 25,8% avevano tra i 55 e i 65 anni, il 39,5% avevano tra i 65 e i 75 anni di età e il 27,1% oltre i 75 anni di età.

Istituto Ortopedico Galeazzi, Milano

Questo vuol dire che il 33,4% di pazienti al di sotto di 65 anni di età è ad elevata richiesta funzionale. Il 39% di questi pazienti presentava un LCA intatto ed erano pertanto dei potenziali utilizzatori di protesi a conservazione dei crociati.

INDICAZIONI

Le nostre indicazioni sono: pazienti con degenerazione femoro-tibiale bilaterale ma rotula asintomatica, integrità dei legamenti crociati, deformità in flessione < 5°, deformità in varo-valgo < 15° e ROM > 80°.
La valutazione radiografica si basa su le proiezione standard di ginocchio AP, LL e assiale di rotula che dimostrano una degenerazione femoro-tibiale superiore al grado I della classificazione di Ahlback e un interessamento femoro-rotuleo inferiore al grado II. Inoltre su di una lastra lunga in carico è possibile calcolare l'asse meccanico evidenziando il corretto *range* di deformità consentite. La RM può eventualmente evidenziare instabilità o deficit del LCA e condropatia della femoro-rotulea. Clinicamente il ginocchio deve essere stabile ed è tollerata solo una modesta lassità dovuta alla degenerazione cartilaginea. Sono generalmente presenti segni clinici di patologia a carico delle superfici femoro-tibiali, quali dolore durante il passo e le scale, versamenti e altro. L'età e il peso non sono un limite ma questa soluzione e specialmente indicata nei soggetti giovani sotto i 65 anni con un buon livello di attività motoria e un BMI < 32. Infatti la Bimono è soprattutto indicata in soggetti giovani ad elevate richieste funzionali. I limiti principali, rimangono: la presenza del LCA e l'integrità dell'articolazione femoro-rotulea. Nel primo caso, quando la degenerazione bicompartimentale femoro-tibiale definisce una corretta indicazione all'impianto di una Bimono ma l'assenza del LCA è un chiaro limite, possiamo associare in uomini < 60 anni, la ricostruzione dello stesso. La degenerazione secondaria dell'articolazione femoro-rotulea con comparsa di dolore anteriore cronico è una eventualità da tener presente al momento della selezione dei pazienti. I criteri di valutazione sono: la sintomatologia, la valutazione radiografica di allineamento ed eventuale sovraccarico e il reperto intra-operatorio di condromalacia di grado III o IV. La sintomatologia, solo se associata ad un secondo parametro, quale quello radiografico o intraoperatorio, rappresenta un chiaro limite all'utilizzo delle componenti femorale monocondilari indipendenti. In questi casi è possibile utilizzare una componente femorale bicondilare che rivesta pertanto anche la superficie trocleare o in alternativa associare una protesi femoro-rotulea (FR). Talvolta le protesi Bimono possono essere il risultato di una revisione di una protesi monocompartimentale dovuta a degenerazione e dolore dell'altro compartimento femoro-tibiale non

trattato. In questo caso l'impianto di una mono nell'altro compartimento realizza una Bimono. Ovviamente, in questo tipo di impianti, realizzate durante gli anni, il precedente impianto deve essere stabile e la controindicazione è l'usura del PE e il deficit del LCA (Fig. 2).

La protesi bimonocompartimentale può essere indicata in giovani pazienti portatori di neuropatie periferiche come spina bifida o poliomielite a parziale controllo muscolare in cui la conservazione dell'eminenza intercondiloidea con i legamenti crociati permette un migliore controllo biomeccanico del ginocchio Controindicazioni assolute sono l'instabilità legamentosa, la severa deformità assiale > 15°, la deformità in flesso > 5° e i deficit di *bone stock* compartimentali > 12 mm (Fig. 3).

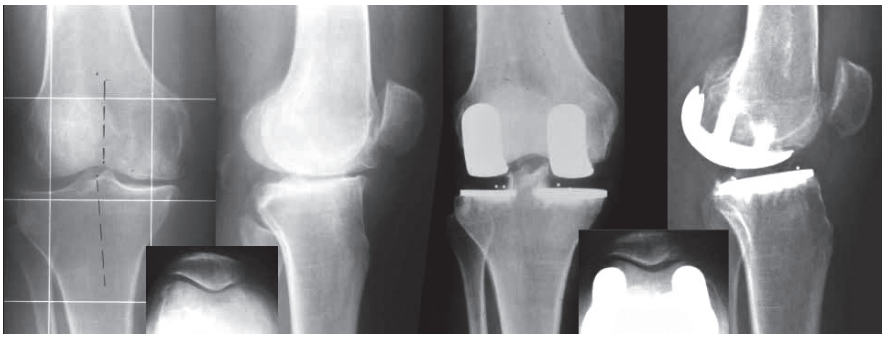


Fig. 1. Protesi bi-monocompartimentale.

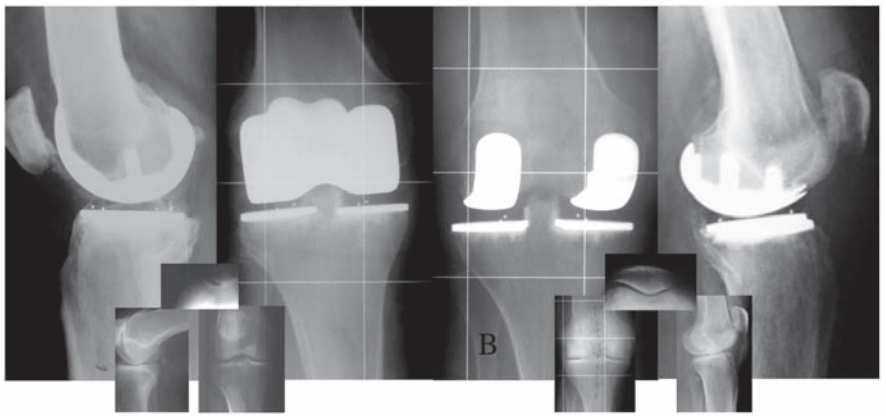


Fig. 2. A. Protesi Bimonocompartimentale con componente femorale bicondilare. B. Protesi Bimonocompartimentale.

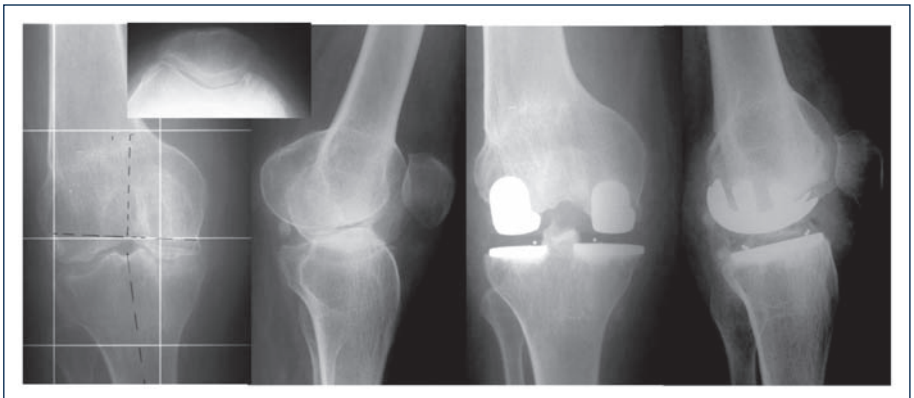


Fig. 3. Protesi Bimonocompartimentale in poliomielite.

TECNICA CHIRURGICA

La Bimono sfrutta la stessa tecnica chirurgica della monocompartimentale applicata sia al compartimento mediale che laterale. Possiamo scegliere tra 2 differenti approcci: una doppia mini incisione cutanea o un unico approccio pararotuleo mediale mininvasivo. Generalmente noi iniziamo dal comp. mediale con una tecnica tibia first e successivamente, una volta posizionate le componenti di prova, proseguiamo con i tagli laterali. Questo ci da la percezione della stabilità desiderata. Routinariamente utilizziamo la seconda scelta, che si basa su di un accesso mis pararotuleo mediale di 8-10 cm. In questo caso un approccio *mini-mid vastus* permette la sublussazione della patella ottenendo una buona esposizione di entrambi i comp. Una volta esposte le superfici ossee si procede con una tecnica tibia first. Il taglio della tibia viene fatto con una guida mininvasiva contemporaneamente nei due compartimenti. I tagli verticali devono essere obliqui tra 15° e 20° sull'asse antero-posteriore nel comp. mediale e di 10°-15° nel laterale, con rispetto dell'inserzione del LCA. Il taglio orizzontale non deve essere sempre perpendicolare all'asse epifisario, ma deve rispettare l'altezza e l'obliquità fisiologica della rima articolare. L'obliquità della rima articolare varia molto a seconda del morfotipo varo o valgo e permette di evitare la necessità di release. Nel piano sagittale il taglio tibiale deve riprodurre lo *slope preop* e rispettare l'integrità del LCP. Dal lato femorale eseguiamo il taglio distale in estensione ed il taglio posteriore in flessione utilizzando una guida-tensore che calibra una resezione che ci permetta di ottenere un gap in flesso estensione bilanciato. Innanzitutto il taglio distale in estensione ci dà la percezione della stabilità che vogliamo ottenere, regolando il tensore ed evitando ipercorrezioni. Secondariamente il taglio in flessione è calibrato sulla stessa quantità e tensione per ottenere il bilancio. Utilizzando un disegno condilico Resurfacing si rimuove lo stesso spessore della protesi (2 mm) da impiantare. Le componenti femorali spesso vanno lateralizzate per ottenere un centramento ottimale femoro-tibiale in estensione-flessione (Fig. 4).

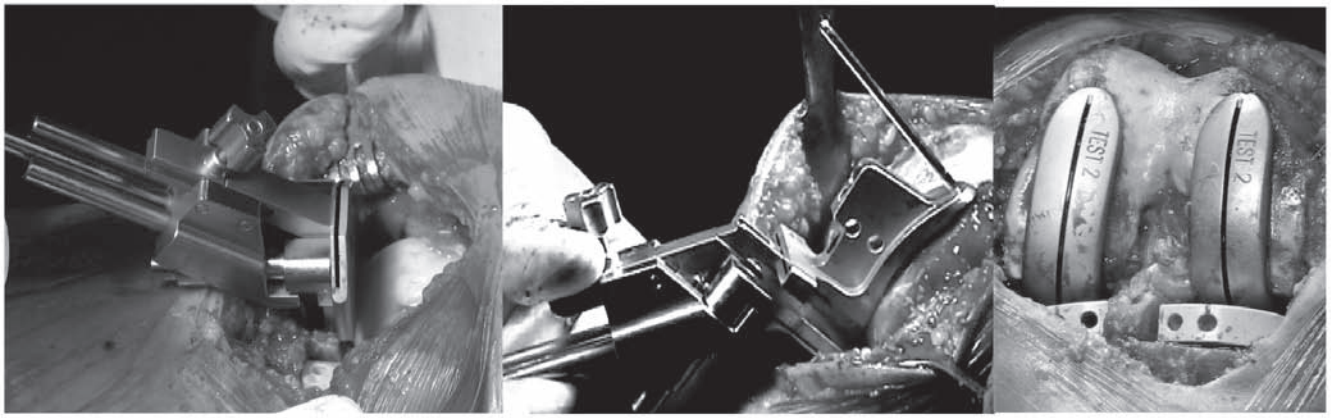


Fig. 4. Guide-tensori di taglio e componenti di prova in sede.

Una volta valutata la stabilità con le componenti di prova si procede alla preparazione delle superfici ossee per la cementazione. Si procede prima alla cementazione tibiale laterale quindi mediale e condilica. In casi ben selezionati di soggetti giovani in cui l'unico limite all'indicazione di una Bimono è l'assenza del LCA è possibile associare una procedura di ricostruzione dello stesso. In tal caso oggi la scelta del trapianto da utilizzare è orientata verso un tendine artificiale (LARS) o verso un semitendine. In pazienti giovani in cui l'articolazione PF è sintomatica con condromalacia di II-III grado all'osservazione intraoperatoria si può utilizzare una unica componente bicondilica femorale con disegno a ritenzione del LCA. In realtà, una PTG a conservazione dei crociati è una soluzione altrettanto interessante, ma è più invasiva. In alcuni casi in pazienti particolarmente giovani abbiamo effettuato impianti bimonocompartimentali + femoro-rotulea, realizzando un vero impianto tricompartimentale.

ARTROSI BICOMPARTIMENTALE

Spesso l'interessamento artrosico del ginocchio riguarda uno solo dei due compartimenti femoro-tibiale in associazione alla degenerazione sintomatica dell'articolazione femoro-rotulea. Tale eventualità rappresenta nella nostra casistica il 15% dei casi di gonartrosi mentre l'interessamento isolato bicompartimentale femoro-tibiale il 5%. Il trattamento di questa artrosi bicompartimentale è basato sull'utilizzo di una mono mediale o laterale [3-10], al fine di trattare l'artrosi e correggere la deformità assiale e di una protesi femoro-rotulea. L'uso combinato di queste procedure protesiche, allarga le indicazioni e riduce i limiti di una mono o delle protesi FR isolate. Infatti è indicata nei casi borderline di indicazione per mono con artrosi monocompartimentale tibio-femorale + patella sintomatica, e nei casi di indicazione borderline per protesi FR in artrosi FR isolata con deviazione assiale > 3° dell'asse meccanico e iniziale interessamento monocompartimentale FT. I vantaggi di un impianto bicompartimentale mono + FR sono: conservazione dei crociati, rispetto degli assi rotazionali, conservazione del *bone stock*, altezza e *tracking* rotuleo, riproduzione di una normale cinematica articolare e rispetto della morfologia dell'arto. I criteri di selezione sono gli stessi utilizzati per le mono nei casi in cui la FR sia degenerata (Fig. 5A-B).

L'approccio chirurgico è lo stesso che nelle mono, mediale nel varo o laterale, nel valgo, ma 2-3 cm più lungo. Normalmente la procedura inizia con i passaggi propri della mono, tecnica tibia first

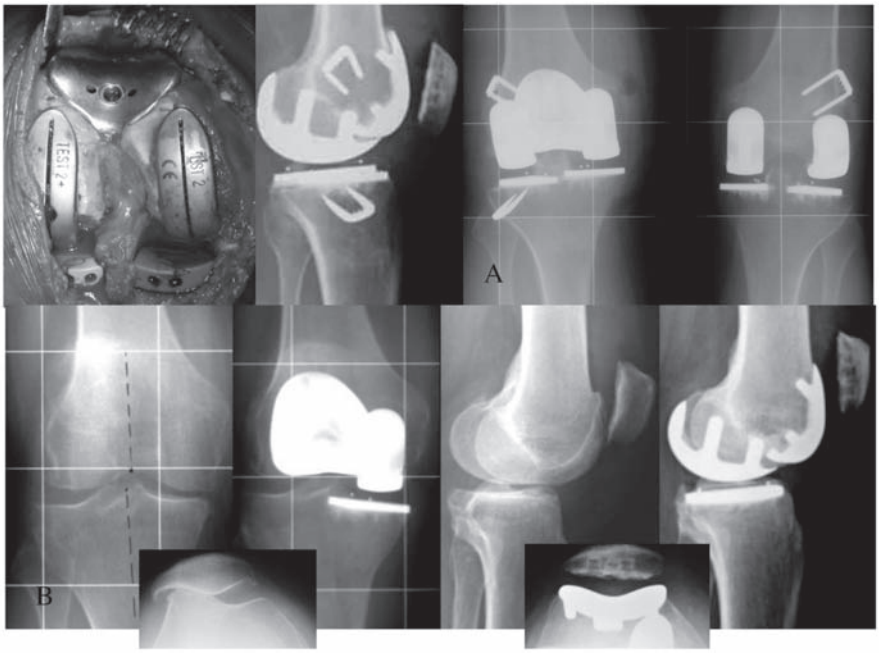


Fig. 5. A. Protesi Tricompartimentale: mono mediale + laterale + femoro-rotulea
B. Protesi Bicompartimentale: mono mediale + femoro-rotulea

e taglio femorale distale in estensione, e una volta testata la stabilità con le prove, procede con la preparazione delle superfici dell'impianto della protesi femoro-rotulea, prima della troclea femorale.

BIOMECCANICA

La conservazione di entrambi i legamenti crociati nelle protesi monocompartimentali di ginocchio produce una meccanica del ginocchio più vicina alla normalità e contribuisce a migliorare la funzione nei pazienti come dimostrato nel nostro recente studio realizzato presso l'Istituto Ortopedico Galeazzi di Milano dal Dr. S. Romagnoli e S. Banks [9]. Preservare entrambi I legamenti crociati nelle protesi totali di ginocchio comporterebbe benefici funzionali se paragonate alle artroplastiche con sacrificio di uno o entrambi. Abbiamo confrontato la cinematica del ginocchio in pazienti con protesi monocompartimentali e bimonocompartimentali a preservazione dei legamenti crociati per determinare se il movimento del ginocchio era differente. Otto pazienti con 7 protesi monocompartimentali mediali e 5 bimonocompartimentali sono stati studiati utilizzando la fluoroscopia durante il cammino, il salire le scale e la massima flessione. Utilizzando la TC e modelli computerizzati di ciascun ginocchio vennero utilizzati per determinare la cinematica 3D del condilo mediale (gruppo delle protesi mono) e di entrambi i condili (gruppo delle Vimono).
La massima flessione nell'inginocchiamento era 135° ± 14° per le Mono e 123° ± 14° per le Bimono ($p = 0.22$).
Per 0°-30° di flessione durante la salita delle scale, il condilo mediale traslava posteriormente per 3,5 ± 2,5 mm nelle mono e 4,7 ± 1,9 mm nelle Bimono ($p > 0.05$). La traslazione posteriore laterale era 5,0 ± 2,3 mm nelle Bimono per 0°-30° di flessione.
Dalla *heel-strike* alla *mid-stance phase* c'era una piccola rotazione tibiale, ma le Mono mostravano 1,5 ± 1,6 mm di traslazione posteriore del condilo mediale mentre le Bimono 5,1 ± 2,2 mm ($p < 0.05$). Le Bimono mostravano 3,8 ± 3,4 mm di traslazione condilare postero laterale.
Conservare entrambi I crociati nelle protesi di ginocchio *resurfacing* sembra preservare le caratteristiche essenziali del normale movimento del ginocchio: *rollback* femorale e rotazione interna mediale in flessione. Non c'era alcuna differenza nella cinematica mediale durante l'attività del salire le scale, indicando una simile funzione del ginocchio nel gruppo delle mono e delle Bimono.
La stretta somiglianza nel pattern e nella grandezza della traslazione condilare mediale e laterale nelle Bimono fu una sorpresa, questo suggeriva che una traslazione laterale più ampia è tipica delle ginocchia con crociati integri. Entrambi i condili si spostavano di 5 mm posteriormente sulla tibia durante la fase del *heel-strike*, indicando uno scivolamento posteriore dinamico del femore con impatto e carico. Il ginocchio intatto ha una lassità passiva e queste osservazioni suggeriscono che gli stabilizzatori dinamici non eliminano questi movimenti causati dai carichi esterni al ginocchio.
Le protesi di ginocchio a ritenzione dei crociati, anche se non comunemente realizzate, sembrano permettere un elevato livello funzionale e di cinematica del ginocchio nei pazienti mantenendo le caratteristiche essenziali del ginocchio normale.

COMPLICANZE

Le cause di fallimento degli impianti Bimonocompartimentali possono essere intraoperatorie o a distanza. Intraoperatorie: malposizionamento delle componenti, frattura dell'eminenza intercondiloidea tibiale, errato bilanciamento legamentoso ed errori di cementazione. In caso di frattura dell'eminentia inetrcondiloidea tibiale durante l'intervento, è possibile stabilizzarla con una o due viti da corticale divergenti da fissare prima della cementazione. I controlli a distanza dei casi trattati con fissazione dell'eminentia non hanno mai mostrato mobilizzazioni secondarie della spina intercondiloidea. Oppure a distanza quali: la degenerazione dell'articolazione FR o la degenerazione secondaria legamentosa, mobilizzazione dei componenti o usura del PE. Infine le mobilizzazioni settiche hanno la stessa incidenza che in altre procedure protesiche.

CONCLUSIONI

Abbiamo iniziato la nostra esperienza nel 1990 e fino ad oggi la percentuale di Bimono si è modificata ogni anno. Comunque, dal 1990 al 2006 la percentuale di Bimono è stata del 2,3%, mentre dal 2002 al 2007 è stata del 4,8%, ma se consideriamo solo i pazienti più giovani di 55 anni, dal 1990 al 2005 la percentuale è stata del 14,6%. Abbiamo studiato 129 casi consecutivi di Bimono con componenti femorali indipendenti impiantate tra il 1990 ed il 2005 con un follow-up da 1 a 15 anni. Questo studio ha dimostrato una media di ROM di 126° oscillante tra 105° e 135°. In questa serie abbiamo avuto 3 fallimenti per instabilità legamentosa acquisita e/o degenerazione patello-femorale. Abbiamo valutato anche 94 casi consecutivi di protesi con tibie bicompartimentali e femore totale *ACL retaining* impiantate tra il 1990 ed il 2003 con follow-up tra 2 e 11 anni. In questa serie il ROM in media era di 116° ed abbiamo avuto 1 fallimento per instabilità legamentosa. Quindi le artroplastiche bicompartimentali di ginocchio a ritenzione dei legamenti crociati, anche se non comuni, sembrano offrire un alto livello funzionale e una cinematica articolare che presenta carateristiche essenziali simili al ginocchio normale e sopravvivenza a distanza paragonabile alle PTG.

BIBLIOGRAFIA

1 Romagnoli S, Camera A, Bertolotti M, et al. *La protesi Bimonocompartimentale con rispetto ricostruzione del LCA.* Il Ginocchio 2000;19.

2 *Die unicondylare Schlittenprothese – (Unicompartmental Knee Arthroplasty).* Klaus Buckup Herausgeber, Steinkopff Darmstadt 2005. Chapters: *"Biomechanik und Arthrose"* Romagnoli S, Boniforti F, Cavazzuti G, N.Castelnuovo, F.Verde *"Statements"* S. Romagnoli *"Bi-Unikondylare Schlittenprothese"* S. Romagnoli, F.Verde

3 Romagnoli S et al. *Bi-uni knee replacement. Basic science, clinical repair and reconstruction of articular cartilage defect: current status and prospect*. Bologna: Timeo Editore 2007.

4 Romagnoli S. *The unicompartmental knee prosthesis and the rotatory gonarthrosis kinematic*. In: Insall JN, Scott NW, Scuderi GR (et al.). *Current concept in primary and revision, total knee arthroplasty*. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers 1996.

5 Romagnoli S, Camera A, Bertolotti M. *Deformità rotatoria e protesi monocompartimentale*. Il Ginocchio 2000;19.

[6] Romagnoli S, Grappiolo G, Camera A. *Indicazioni e limiti delle protesi monocompartimentali.* Il Ginocchio 1998;18.

[7] Romagnoli S. – *Allegretto: Protesi Monocompartimentale di ginocchio*. Pronews, Anno 2 – numero 1 – Marzo 2004

[8] Romagnoli S, Banks SA, Fregly BJ, et al. *Comparing in vivo kinematics of unicondylar and bi-unicondylar knee replacement*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. Springer-Verlag GmbH 2005.

[9] Romagnoli S, Verde F, Eberle RW. *10 Year Minimum Follow-up of medial Unicompartmental Knee Arthroplasty with The Allegretto Prosthesis. AAOS Chicago 2006, AAOS San Diego 2007.*

[10] Romagnoli S, Verde F, d'Amario F, et al. *La protesi femoro-rotulea.* Archivio di Ortopedia e Traumatologia 2006;117:1.

La chirurgia con risparmio tessutale nella ricostruzione del ginocchio: artroprotesi monocompartimentale (UKA), patellofemorale (PFA), mono + patellofemorale (UKA + PFA), bi-monocompartimentale (BI-UKA)

N. Confalonieri*, K. Motavalli*, A. Manzotti*, F. Montironi*, C. Pullen**

RIASSUNTO

La sostituzione articolare mini-invasiva è divenuta recentemente uno degli argomenti più dibattuti del mondo ortopedico.
Bisogna però distinguere la minincisione, ovvero la "key hole surgery", dove le componenti protesiche tradizionali vengono impiantate con un' incisione corta, con pochi benefici ed alcuni probabili pericoli, dagli impianti piccoli, come la protesi monocompartimentale, la protesi patello-femorale e la protesi bimonocompartimentale, che sono protesi, realmente, meno invasive: la chirurgia con risparmio tessutale è la via italiana verso la vera chirurgia mininvasiva. Gli Autori, in base alle loro esperienze, procedono lungo questa via con un reale rispetto dei tessuti non soltanto tramite una piccola incisione ma anche con la salvaguardia della biomeccanica naturale dell'articolazione.

Parole chiave: chirurgia, risparmio tissutale, piccoli impianti

SUMMARY

Mini-invasive surgery has became one of the hottest topics in the orthopaedic societies all around the word. Attention should be payed to the differences between the concepts of short incision using traditional implants (key-hole surgery) with higher risks of implants malpositioning and small implants such as unicompartimental , patello-femoral and bi- unicompartimental prostheses. The Authors underline how this concept of a real tissue sparing surgery is well known in the Italian orthopaedic society trying to preserve not only tissue but also to maintain a biomechanics closer to normal joints.

Key words: surgery, tissue sparing small implants

*Ist. Orthopaedic Department, Centro Traumatologico ed Ortopedico (CTo), Milano; **Orthopaedic Department, Royal Melbourne Hospital, Grattan Street, Parkville, Victoria, Australia

Indirizzo per la corrispondenza:
Norberto Confalonieri, via Bignami 1, Milano. Tel.: +39 02 57993299. Fax: +39 02 57993299. E-mail: norbconf@tin.it.

INTRODUZIONE

Negli ultimi anni si è sviluppato un grande interesse per la chirurgia ricostruttiva poco invasiva (MIS), nell'intero mondo ortopedico. Nel ginocchio si enfatizzano: minore perdita ematica, degenza veloce e minori costi [1-6]. Spesso, è identificata, sia dai chirurghi che dai produttori di protesi, come una chirurgia che utilizza un'incisione più breve per posizionare una protesi totale. Noi la chiamiamo "key hole surgery", per i nuovi potenziali rischi: mal allineamento delle componenti, avulsioni e fratture ossee, complicanze della ferita chirurgica, ritenzione posteriore del cemento. Sono state proposte nuove vie d'accesso con risparmio del tendine quadricipitale (*quad-sparing*): *mid-vastus* o *sub-vastus* [5].
Questi nuovi approcci tendono a risparmiare la pelle ed il tendine quadricipitale ma aumentano il rischio di danneggiare il muscolo vasto mediale ed i nervi. Realizzano così una contraddizione in termini biologica. Giulio Bizzozero, un istologo italiano, allievo di Golgi, nel 1930, classificò i tessuti e le cellule, in tre categorie: labili, stabili e perenni. Labili e riproducibili come l'endotelio e l'epitelio, stabili come il mesenchima (tendini e legamenti), che guarisce bene con una cicatrice, e perenni o nobili, come i nervi ed i muscoli, da non toccare mai, perchè non riproducibili [7].
Noi abbiamo già scritto che la chirurgia realmente mini-invasiva non dovrebbe comprendere soltanto un'incisione più breve, ma un maggiore rispetto di tutti i tessuti che permettono di preservare la cinematica articolare, definendola come chirurgia a risparmio tessutale (TSS) [8].
Nello stesso tempo, malgrado l'entusiasmo iniziale, Autori differenti consigliano cautela riguardo a queste tecniche di mini-incisione nell'atroprotesi totale di ginocchio [9-13].
Dalury et al. hanno sottolineato come l'utilizzo della tecnica mini incisiva potrebbe produrre qualche vantaggio immediato, ma l'incisione breve potrebbe impedire la visione del chirurgo ed influenzare l'allineamento dei componenti e quindi una possibile compromissione dei risultati a lungo termine [14].
La protesi monocompartimentale (UKR) e la protesi patello-femorale (PFR) sono tecniche chirurgiche ben accettate nel trattamento della gonartrosi. Inoltre molti chirurghi con questa esperienza ritengono che l'utilizzo di piccoli impianti abbraccia la filosofia delle tecniche realmente meno invasive.
Ma, nel mondo, malgrado chiari vantaggi di questi "piccoli impianti", anche in pazienti di età minore a 60 anni e non obesi, con gonartrosi monocompartimentale, alcuni Autori continuano ritenere che la tecnica dell'artroprotesi totale (TKR) sia migliore [15].
Gli Autori, in questo lavoro, presentano le loro esperienze, associate alle interpretazioni, riguardanti la chirurgia poco invasiva nella

ricostruzione del ginocchio, attraverso un'analisi di questi piccoli impianti e delle loro caratteristiche.

LA PROTESI MONOCOMPARTIMENTALE DEL GINOCCHIO

Le indicazioni ideali proposte da Kozinn e Scott per la protesi monocompartimentale sono state revisionate recentemente da molti autori, in base alla percentuale di migliori risultati, ottenuti da nuovi disegni, materiali e tecnica chirurgica [16].

Eickmann et al. in un follow-up di 411 protesi monocompartimentale mediale realizzate tra 1984 e 1998, con svariate tecniche di fissazione, tecniche di sterilizzazione di polietilene, e disegni, hanno evidenziato una percentuale di tenuta del 80% a distanza di nove anni. I fattori che inducono alla revisione includono la giovane età, polietilene inizialmente sottile, polietilene di minore resistenza, e determinati disegni [17].

O'Rourke et al. riportano i risultati clinici di 136 artroprotesi monocompartimentali in 103 pazienti con un follow-up di 21 anni. Sono state revisionate 19 ginocchia: 9 per la progressione della malattia (14%), 8 per la mobilizzazione della protesi e 2 casi per il dolore, l'età media della revisione è stato di 10.2 anni.

Hanno riportato, inoltre, una percentuale di revisioni, significativamente superiore, in pazienti di età minore a 65 anni, al momento dell'intervento ($p = 0.005$) [18].

Recentemente, una maggiore durata, più del 90% a distanza di 10 anni, è stata evidenziata anche in soggetti di età minore a 60 anni da parte di Swienckowski et al. [19].

Il confronto tra la protesi totale del ginocchio (TKR) e la protesi monocompartimentale è fortemente in favore della seconda. Ci consente di utilizzare piccoli impianti, brevi tempi operatori, minor degenza ospedaliera, nessuna trasfusione di sangue, minori complicanze tromboemboliche, di preservare ambedue i legamenti crociati ed eseguire minime resezioni ossee [20 21]. Il mantenimento del legamento crociato e i suoi meccanocettori costituisce il cardine dei migliori risultati funzionali [22-24].

La cinematica in flessione in seguito all'impianto della protesi monocompartimentale (UKR) ha mostrato un andamento più vicino al ginocchio intatto. D'altra parte, gli studi bio-meccanici in seguito all'impianto della protesi totale di ginocchio (TKR) hanno presentato risultati ben lontani rispetto dal ginocchio normale [22-25].

Weale et al. hanno documentato un recupero funzionale superiore con notevole performance, durante la discesa delle scale, e maggiore soddisfazione dei pazienti sottoposti a UKR, rispetto a TKR [26].

Patil et al. in un studio sul cadavere hanno evidenziato un normale comportamento biomeccanico, in seguito all'impianto di UKR [27].

Pochi studi in letteratura hanno messo in confronto i risultati clinici derivanti dall'impianto di UKR rispetto al TKR [20].

Noi, recentemente, abbiamo pubblicato uno studio comparativo tra UKR ed il miglior modo di impiantare una totale, col computer (TKR CAS), nel trattamento della gonartrosi mediale isolata. In tale studio abbiamo utilizzato dei criteri restrittivi per la selezione ed abbinamento dei pazienti.

Questi criteri includono: indice della massa ossea, motilità pre-operatoria e il grado dell'artrosi femoro-rotulea, sempre asintomatica, che non è mai stato considerato, nei precedenti studi.

L'allineamento di tutte le protesi totali del ginocchio, computer assistite, sul piano frontale era entro 4°, rispetto all'angolo ideale di anca-ginocchio-tibiotarsica, asse meccanico,

azzerando ogni influenza di mal allineamento sui risultati finali. Sono stati utilizzati per la valutazione degli stessi, lo score del KSS e quello dedicato delle mono (GIUM) [28 29].

Non si sono evidenziate differenze statisticamente significative utilizzando il KSS generale, nel periodo post operatorio, in ambedue i gruppi. Si hanno differenze tra due gruppi, analizzando i risultati funzionali del KSS e con il GIUM. Tutti i pazienti del gruppo UKR hanno raggiunto una motilità maggiore di 120° e possono percorrere un tragitto più lungo, senza dolore.

Ciò è stato ottenuto malgrado una minore accuratezza dell'allineamento dell'arto, senza computer. Oltre a risultati clinici inferiori, del gruppo delle TKR, computer assistita, i costi di tali tecniche sono stati, ovviamente, maggiori per gli impianti e la tecnologia costosa associata. Oltre al prolungato tempo operatorio, maggiore degenza ospedaliera e più numerose trasfusioni di sangue. Dai nostri studi risulta che la protesi monocompartimentale UKR costa approssimativamente 3.100 euro meno rispetto alla totale.

Nello stesso tempo, le tecniche poco invasive e la chirurgia computer assistita hanno reso più semplice l'impianto della UKR [21 30].

Luring et al. riportano i dati derivanti dall'utilizzo di navigazione, non basata sui immagini, per l'artroprotesi monocompartimentale con la tecnica mini invasiva [31], comparata con le tecniche convenzionali, rilevando che la tecnica computer assistita induceva miglioramenti significativi dell'asse meccanico parimenti a miglior allineamento della componente tibiale e di quella femorale sul piano frontale (con 95% comparata con 70% dei componenti allineati entro 4° rispetto al valore ideale) con un tempo operatorio aggiuntivo, però, di 30 minuti.

Jenny et al., nel 2005, rivedendo la propria esperienza, derivante dalla navigazione computer assistita hanno rilevato un migliore allineamento dell'arto rispetto ai risultati ottenuti dalle tecniche tradizionali [32].

Malgrado l'interesse suscitato anche nella mono dalla minincisione, nel 2004 Howe ha sottolineato i rischi derivanti dalla ritenzione del cemento dopo UKR, già con la tecnica tradizionale [33].

Berend et al. utilizzando la tecnica mini invasiva ha riportato fallimenti di circa 20,2% in seguito a follow-up medio di 38 mesi, con una certa correlazione con un indice della massa corporea > 32 [34].

Hamilton ha rilevato che la tecnica meno invasiva si associava ad una maggiore percentuale di revisioni (11,3% contro 8,6%) e mobilizzazioni asettiche (3,7% contro 1,0%) rispetto alla tecnica standard [35].

Anche qui il nostro commento sulla minincisione è negativo, perchè già la mono è un impianto poco invasivo, soprattutto perché risparmia i due crociati, con un'incisione più breve della totale, non c'è bisogno c'è di stressare, ulteriormente, il concetto della lunghezza dell'approccio chirurgico.

Attualmente, sono disponibili in commercio, un certo numero di protesi a menisco fisso o mobile. Nel 2002 Emerson et al. hanno valutato, retrospettivamente, due gruppi di pazienti sottoposti all'artroprotesi monocompartimentali: 51 casi con piatto tibiale fisso e 50 con menisco mobile [36]. Ad un follow-up medio di 6,8 e 7,7 anni,

rispettivamente, non sono state identificate delle differenze statisticamente significative, nei risultati clinici, utilizzando la scala KSS. Noi, nel 2004 abbiamo pubblicato uno studio prospettico. In tale studio i risultati clinici erano sovrapponibili per tutti i parametri valutati, in ambedue i gruppi. Non si possono dimostrare vantaggi clinici, statisticamente rilevanti, tra le componenti fisse o mobili, a una distanza media di 5,7 anni [28]. L'unica cosa da dire è che se utilizzate il menisco mobile dovete sacrificare 2 millimetri in più di osso, non potete usare *all poly*, dovete trasformare il condilo femorale in modo da avere un unico raggio di curvatura e non potete usarlo nel comparto laterale, per il rischio di lussazione, dovuto al maggior *roll back*.

LA PROTESI FEMORO-ROTULEA

Il trattamento chirurgico dei pazienti più giovani di cinquanta anni, affetti da artrosi isolata del comparto femoro-rotuleo è rivolto, innanzitutto, verso la salvaguardia dell'articolazione del ginocchio. Le osteotomie per il trasferimento del carico, da laterale a mediale e da distale a prossimale, della rotula sono state descritte con risultati positivi, in questi pazienti [37 38].

I pazienti in uno stadio avanzato di osteoartrosi, interessante la troclea femorale, non sono buoni candidati per l'osteotomia. In passato sono state proposte la patellectomia e la protesi di rivestimento rotuleo, anche se con scadenti risultati a lungo termine e potenziali effetti negativi futuri, in caso di ricorso alla TKR [39 40]. Nella letteratura, sono stati riportati, da vari Autori, eccellenti risultati, in seguito alla protesi totale di ginocchio, in pazienti giovani e affetti da gonartrosi isolata del comparto femoro rotuleo [41-43].

Ma, i pazienti giovani affetti da avanzato stato di artrosi femoro-rotuleo isolata, che non sono candidati all'osteotomia, alla patellectomia, alla protesi di rivestimento rotuleo, o all'artroprotesi totale di ginocchio, presentano tuttora un dilemma per i chirurghi ortopedici. L'aumento vertiginoso dell'utilizzo di UKR, ha riacceso l'interesse per la protesi femoro-rotuleo isolata.

L'artroprotesi femoro-rotulea è una alternativa attraente alla TKR con potenziali vantaggi. L'indicazione ideale è l'artrosi, realmente, isolata con una deformità in varo non superiore a 5°-6° ed una deformità in valgo di 7°-8° in accordo con Witvoet [43]. Si possono ottenere buoni risultati in più dell'80% dei pazienti con corrette indicazioni e tecniche chirurgiche.

Attualmente molti impianti patellofemorali sono delle protesi di rivestimento e soltanto alcuni modelli prevedono una sostituzione reale. Nel 2005 gli impianti disponibili sono stati suddivisi da Witvoet [43] in 4 tipi:

- Modelli che tentano di riprodurre un'articolazione femoro-rotulea più vicina a quella normale. Questi impianti presentano una troclea asimmetrica e poco profonda con un bordo laterale più alto e una scanalatura che corre in basso e medialmente. La componente rotulea è cupoliforme.
- Impianti con uno scudo trocleare più profondo e simmetrico.
- Protesi trocleari con angoli più ampi.
- Impianti con un elemento modulare metallico posteriore per la rotula con inserto di polietilene rimovibile e fisso.

I risultati riportati in letteratura sono assai differenti. Una percentuale di insuccessi sono stati mostrati in seguito agli impianti con metal back. Una certa instabilità rotulea residua è, spesso, alla base di un secondo intervento di bilanciamento dell'apparato estensore. Cartier et al. nel 1990 raccomandava una simultanea protesizzazione femororotulea e riallineamento dell'apparato estensore [44]. Inoltre, con le varie protesi compartimentali disponibili, si possono protesizzare altri comparti del ginocchio, quando si ha una progressione della malattia. Goodfellow et al. suggerisce l'esistenza di una relazione tra le alterazioni osteoaricolari della faccetta mediale femoro-rotulea e l'artrosi tibio-femorale mediale [45].

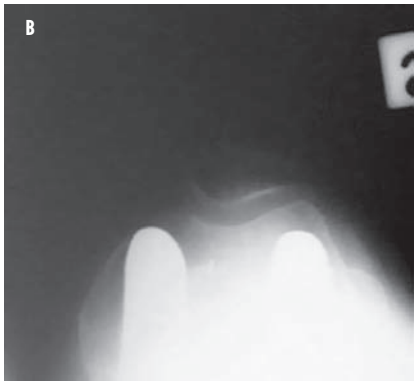
Fig. 1A. Rx preoperatoria di paziente da sottoporre a bi-UKR.

Allo stato attuale bisogna porre attenzione ad impianti in cui, in caso di insuccesso, la componente rotulea sia compatibile con la totale.

Lubinus e Blazina et al. hanno rilevato risultati scadenti in seguito all'utilizzo di disegni cosiddetti off-the-shef [46 47]. Board et al. nel 2004, hanno presentato risultati eccellenti e buoni, soltanto nel 53% dei casi, su 17 pazienti alla distanza di 1,5 anni [48]. Nel 2003 uno studio multicentrico presentato alla *French Society of Orthopaedic Surgery* (SOFCOT) riportava risultati buoni nel 69% dei casi con differenti impianti. Con una percentuale di revisioni con artroprotesi totale del 20,8% dei casi [49].

Ackroyd et al. hanno presentato uno studio a distanza tra 2 e 5 anni, che dimostra risultati buoni e molto buoni nel 90% dei casi e un ricorso alla revisione con artroprotesi totale nel 6% dei casi [50].

Merchant et al. Riportano, recentemente, risultati favorevoli a breve distanza di tempo con l'utilizzo di protesi femoro-rotulei



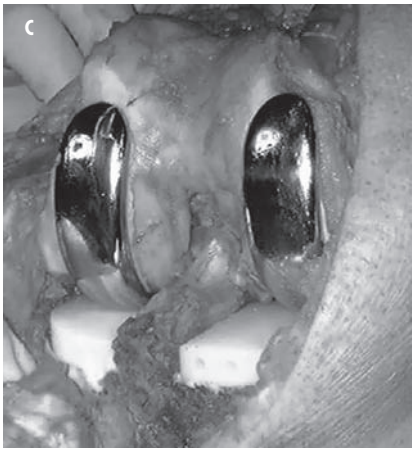


Fig. 2A-B. Rx postoperatoria dopo l'impianto.

Fig. 2C. Immagine intraoperatoria di una bi-UKR.

modulari. Quattordici su quindici presentavano eccellenti risultati da 2,25 a 5,5 anni [51].

Nel 2006 Sisto et al. riportano risultati molto promettenti con l'utilizzo di impianti femoro rotulei personalizzati a distanza media di 73 mesi. Hanno ottenuto risultati eccellenti e buoni, senza ricorso alla revisione, in 25 casi con un importante miglioramento dei risultati se confrontata con impianti femoro-rotulei tradizionali [52].

Nella letteratura ci sono dati riguardanti il trattamento degli insuccessi dell'artroprotesi femoro-rotulea. Sisto et al. Riportano, nel 1997, buoni risultati in seguito al trattamento con l'artroprotesi totale [53].

Attualmente sono disponibili sistemi di allineamento computer assistita anche per questi impianti per poter indirizzare sia l'allineamento dell'impianto che il movimento rotuleo in tutti i gradi di articolazione, aiutando il chirurgo e guidando il rilascio dei tessuti molli onde migliorare la motilità ed il percorso della danza rotulea [54].

L'ARTROPROTESI BIMONOCOMPARTIMENTALE DI GINOCCHIO

La conservazione dei due legamenti crociati nell'artroprotesi totale di ginocchio è stata presa in considerazione già dai primi impianti non a cerniera sin dalla fine degli anni 60. In uno studio di analisi del passo, effettuato da Andriacchi et al., la flessione del ginocchio risultava normale nei casi di artroprotesi con risparmio di ambedue i legamenti crociati [25].

Ugualmente, Stiehl et al. hanno mostrato che la ritenzione dei due legamenti crociati in TKR, solitamente, presenta un roll-back posteriore del femore fisiologico, durante la flessione massima del ginocchio, con una limitata translazione antero-posteriore e mantenendosi, posteriormente alla linea sagittale, in linea con la cinematica normale, in tutte le posizioni [55].

Malgrado tutti gli studi biomeccanici, i primi risultati, riportati nella letteratura, con i primi modelli, erano quasi sempre scarsi, presentando maggiori percentuali di insuccessi rispetto agli impianti tradizionali. Lewallen et al. ha riportato in uno studio con follow-up di 10 anni con TKR policentrico soltanto 66% di sopravvivenza [56].

Recentemente, sono stati introdotti nuovi modelli associati a diverse tecniche chirurgiche. Cloutier et al. nel 1991 presenta una percentuale di successo del 96% con un follow-up che va da nove ad undici anni, con impianti di risparmio bicrociato [57].

Certo è che, comunque, oggi, l'artrosi femoro-tibiale mediale e/o laterale sono, tradizionalmente, considerate come una indicazione ideale per l'artroprotesi totale, anche se TKR non è una soluzione perfetta e non riproduce un ginocchio normale, dal punto di vista biomeccanico.

Alcuni chirurghi, nel mondo, hanno utilizzato impianti meno invasivi, rispetto alle protesi totali con risparmio dei due crociati. Già da molti anni, tramite protesizzazione monocompartimentali rivolte ad ambedue i compartimenti femoro-tibiali simultaneamente, presentano esperienze positive, soprattutto nell'artrosi post traumatica del giovane.

I benefici di questa tecnica, comparata alla TKR, includono un maggiore risparmio tessutale (osseo), minor danno chirurgico e una revisione più facile. In aggiunta, uno studio recente dimostra un comportamento biomeccanico delle protesi BI UKR più vicino al ginocchio normale che non le protesi TKR [23].

Fuchs et al. hanno evidenziato che la preservazione dei due crociati raggiunge risultati funzionali superiori alla TKR, senza nessuna progressione dell'osteoartrosi [24].

Le aspettative attuali dei pazienti sottoposti all'artroprotesi del ginocchio, comprendono un ginocchio che rassomigli ad un ginocchio normale e che possa permettere di condurre una vita attiva. Considerando la maggiore somiglianza del comportamento biomeccanico delle protesi BI-UKR con il ginocchio normale, essa può meglio rispondere alle esigenze. Malgrado questi vantaggi potenziali non sono stati, tuttora, riportati, in letteratura, dati clinici riguardanti la protesi bi-monocompartimentale.

Dal 1999, abbiamo cominciato ad impiantare protesi bi-monocompartimentali del ginocchio in casi ben selezionati (meno del 5% di tutte le artroprotesi eseguiti all'anno). La nostra tecnica prevede una incisione cutanea mediana di circa 12-13 cm ed unica artrotomia antero-mediale, pararotulea, associata alla lateralizzazione della rotula, senza eversione. In tutti i casi abbiamo impiantato, per primo, la protesi nel comparto più danneggiato, responsabile della deformazione artrosica.

L'ammontare della resezione ossea veniva determinato, in fase pre operatoria, per ottenere il miglior allineamento dell'asse meccanico dell'arto inferiore.

Abbiamo ideato una regola basata sull'entità della deformità assiale e lo spessore delle componenti protesiche. La resezione ossea è data dalla differenza tra lo spessore della protesi e l'angolo di deviazione assiale [8].

Per esempio se un paziente presenta una deformità in varo di 8° e lo spessore della protesi è di 11 mm, l'osteotomia mediale minima della tibia dovrebbe essere pari a 3 mm.

Quindi, una volta riallineato l'arto, utilizzando questo calcolo, l'ammontare del taglio osseo nell'altro comparto, dovrà corrispondere allo spessore dell'impianto (11 mm).

Nel 2006, abbiamo pubblicato uno studio retrospettivo di 23 pazienti sottoposti alla protesi bi-monocompartimentali, con un follow-up medio di 57,8 mesi [8].

I pazienti sono stati valutati pre operatoriamente sia con indice dell'osteoartrosi di WOMAC che con la scala KSS. Il punteggio medio del WOMAC per il dolore era di 1,9, di 0,6 per la rigidità e di 4,8 per la funzionalità.

Sono stati rilevati punteggi medi di KSS uguale a 84,6, ed un punteggio di funzionalità pari a 86,3, mentre il punteggio medio, del GIUM score, dedicato per la mono, era di 78,1, con nessun risultato anormale.

Tutti i pazienti erano soddisfatti ed esprimevano il desiderio di sottoporsi, nuovamente, allo stesso intervento, qualora ce ne fosse bisogno, per l'altra arto. Non sono state necessarie revisioni, e le complicanze si sono rivelate sovrapponibili a quelle di un intervento di mono.

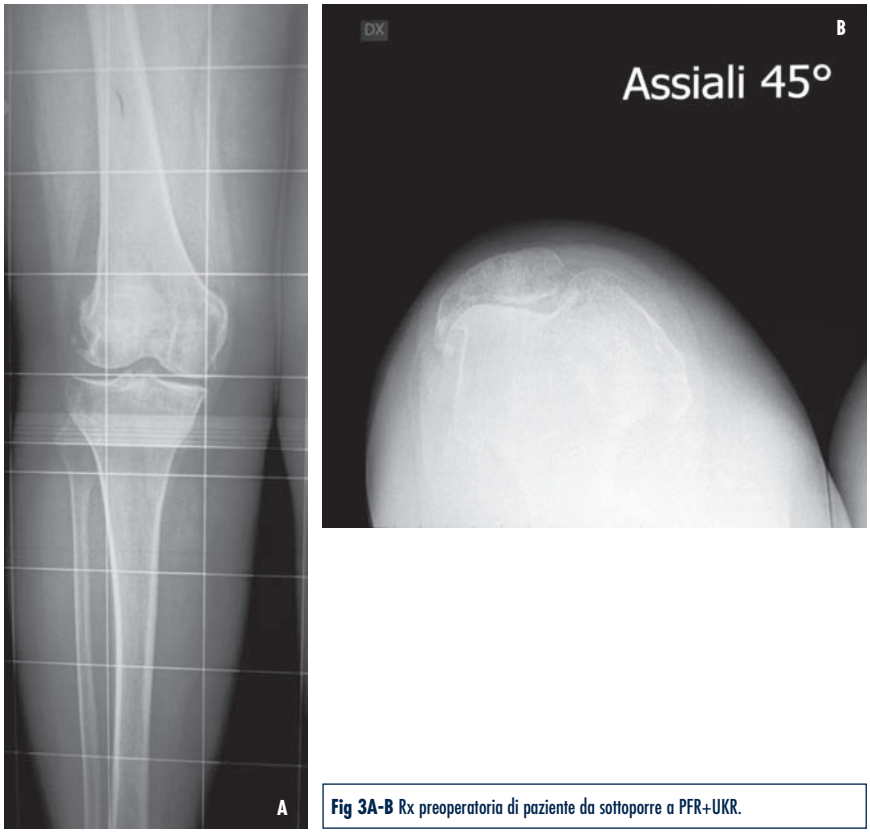


Fig 3A-B Rx preoperatoria di paziente da sottoporre a PFR+UKR.

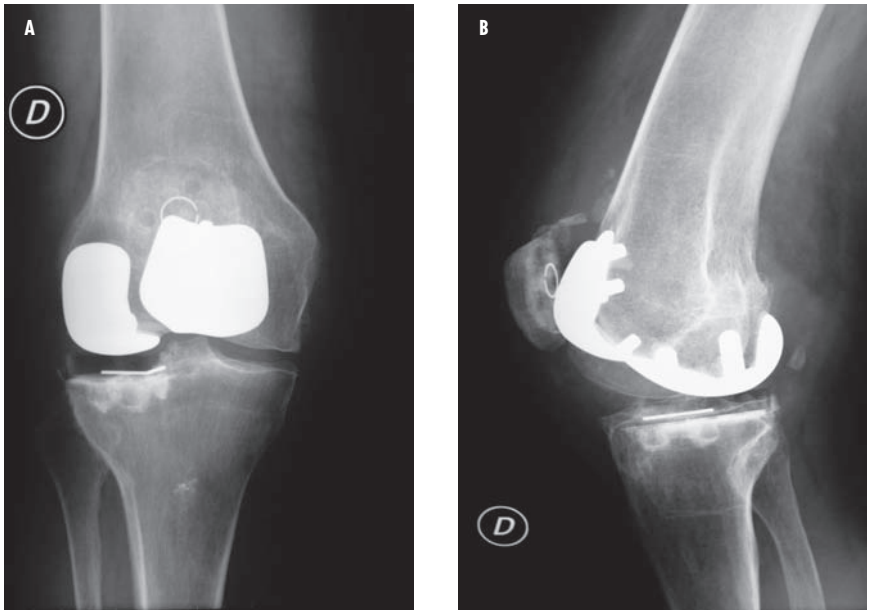


Fig 4A-B Rx postoperatoria dopo l'impianto.

Abbiamo riscontrato in tre casi (12,5%) una frattura intra-operatoria delle spine tibiali, probabilmente dovuta all'eccessiva tensione del legamento crociato anteriore durante impianto della protesi. Tutte le fratture sono stati trattati con la fissazione interna. Tali fratture non hanno influenzato, negativamente, i risultati finali. Per ovviare a queste complicanze sono state introdotte delle tecniche più precise di assistenza computerizzata per le protesi BI-UKR già dal 2003, per ottenere un buon bilanciamento dell'impianto sia

in estensione che in flessione, senza provocare tensioni a carico dell'inserzione tibiale del ACL.

L'ARTROPROTESI MONO COMPARTIMENTALE + FEMORO-ROTULEA

L'associazione tra impianti monocompartimentali e femoro-rotulei è uno dei argomenti più discussi del momento. Lasciando intatto il legamento ACL, procedendo alla simultanea sostituzione femoro-rotuleo e di uno dei comparti femoro-tibiali, potrebbe rappresentare una possibile attrattiva per un chirurgo del ginocchio moderno [59].

Obbiettivo di tale associazione è di estendere le indicazioni della mono per un ginocchio con un ACL intatto, allo scopo di preservare la biomeccanica normale. Non sono disponibili in letteratura dati riguardanti questa tecnica, anche se autori differenti la utilizzano già da molti anni. La nostra esperienza è limitata a 16 casi (12 casi con artrosi antero-mediale e 4 casi con artrosi antero-laterale). Negli ultimi due anni, abbiamo utilizzato la tecnica computer assistita, per meglio impiantare le componenti proteiche, correggere il maltracking rotuleo e valutare l'opportunità dei *releases*.

Nel 2007 è stato proposto, specificamente, un modello rivoluzionario di protesi bicompartimentale. Un unico dispositivo di protesizzazione femoro-rotuleo e del comparto mediale, mentre lascia intatto il comparto laterale ed il pivot centrale. Non sono ancora disponibili impianti per l'artrosi antero-laterale.

In aggiunta della conservazione ossea si ha la preservazione dei legamenti crociati che conducono ad una migliore funzionalità articolare.

Il trattamento specifico dei comparti interessati dalla patologia, senza eccessiva perdita di osso e con i legamenti crociati in situ, potrebbe costituire un'evoluzione protesica tale da consentire una ripresa veloce della vita di relazione, una maggior stabilità ed una sintomatologia dolorosa minore. Nella letteratura è riportato soltanto uno studio pilota di 95 casi con un breve follow-up di 33 mesi [60 61]. Gli autori riportano un alto grado di soddisfazione senza nessuna revisione.

CONCLUSIONE

L'aumento del benessere ha portato ad una maggior richiesta di medicalità e più precoce, anche nell'artrosi. Inoltre, gli esiti della traumatologia sportiva hanno imposto nuovi concetti di ricostruzione protesica del ginocchio. Giovani, attivi, vogliono tornare a fare sport, da qui un maggiore e crescente interesse per le alternative della chirurgia tradizionale, quali la protesizzazione compartimentale o bicompartimentale. Sembra che il nuovo must sia la salvaguardia del LCA, e noi siamo i più fedeli paladini.

Il ruolo delle tecniche meno invasive, nel trattamento della gonartrosi, continua ad evolvere verso concetti di "chirurgia di risparmio tessutale". L'entusiasmo iniziale verso la chirurgia con minincisione e protesi totale, è stato mitigato dall'assenza di vantaggi permanenti, associato a nuove complicanze. Impianti piccoli, la conservazione della biomeccanica articolare, la più veloce ripresa funzionale, le minori complicanze, la più facile revisione, costituiscono le fondamenta di un ragionamento nuovo nella protesizzazione del ginocchio.

Inoltre, noi richiamiamo, costantemente, il concetto di "trattamento personalizzato".

Oggi, in commercio esistono diversi modelli protesici, a risparmio o non dei crociati e dei comparti. In accordo con la severità delle patologie, delle diverse indicazioni e delle esigenze di ciascun paziente, è assurdo impiantare la stessa protesi totale a tutti, magari postero stabilizzata o *hinge*.

BIBLIOGRAFIA

1. Berger RA, Sanders S, Gerlinger T, et al. *Outpatient total knee arthroplasty with a minimally invasive technique.* J Arthroplasty 2005;20(Suppl. 3):33-8.
2. Haas SB, Cook S, Beksac B. *Minimally invasive total knee replacement through a mini midvastus approach: a comparative study*. Clin Orthop Relat Res 2004;(428):68-73.
3. Laskin RS. *Minimally invasive total knee arthroplasty: the results justify its use*. Clin Orthop Relat Res 2005;440:54-9.
4. Laskin RS. *Minimally invasive total knee replacement using a mini-mid vastus incision technique and results.* Surg Technol Int 2004;13:231-8.
5. Lonner JH. *Minimally invasive approaches to total knee arthroplasty: results*. Am J Orthop 2006;35(Suppl. 7):27-33.
6. Tenholder M, Clarke HD, Scuderi GR. *Minimal-incision total knee arthroplasty: the early clinical experience. C*lin Orthop Relat Res 2005;440:67-76.
7. Mazzarello P, Calligaro AL, Calligaro A. *Giulio Bizzozero: a pioneer of cell biology*. Nat Rev Mol Cell Biol 2001;2:776-781 .
8. Confalonieri N, Manzotti A. *Tissue-sparing surgery with the bi-unicompartmental knee prosthesis: retrospective study with minimum follow-up of 36 months.* J Orthopaed Traumatol 2006;7:108-12.
9. Bal BS, Haltom D, Aleto T, et al. *Early complications of primary total hip replacement performed with a two-incision minimally invasive technique. Surgical technique*. J Bone Joint Surg Am 2006;88 (Suppl. 1):221-33.
10. Berend KR, Lombardi AV Jr. *Avoiding the potential pitfalls of minimally invasive total knee surgery*. Orthopedics 2005;2811:1326-30.
11. Mow CS, Woolson ST, Ngarmukos SG, et al. *Comparison of scars from total hip replacements done with a standard or a mini-incision*. Clin Orthop Relat Res 2005;441:80-5 .
12. Ogonda L, Wilson R, Archbold P, et al. *A minimal-incision technique in total hip arthroplasty does not improve early postoperative outcomes. A prospective, randomized, controlled trial*. J Bone Joint Surg (Am) 2005;874:701-10.
13. Thornhill TS. *The mini-incision hip: proceed with caution.* Orthopedics 2004;272:193-4.
14. Dalury DF, Dennis DA. *Mini-incision total knee arthroplasty can increase risk of component malalignment*. Clin Orthop Rel Res 2005;440:77-81.
15. Pavone V, Boettner F, Fickert S, et al. *Total condylar knee arthoplasty: a long term follow-up*. Clin Orthop 2001;388:18-25.
16. Kozinn SC, Scott R. *Unicondylar knee arthroplasty.* J Bone Joint Surg 1989;71A1:145-50.
17. Eickmann TH, Collier MB, Sukezaki F, et al. *Survival of medial unicondylar arthroplasties placed by one Surgeon 1984-1998*. Clin Orthop Relat Res 2006;452:167-75.
18. O'Rourke MR, Gardner JJ, Callaghan JJ, et al. *The John Insall Award: unicompartmental knee replacement: a minimum twenty-one-year followup, end-result study*. Clin Orthop Relat Res 2005;440:27-37.
19. Swienckowski JJ, Pennington DW. *Unicompartmental knee arthroplasty in patients sixty years of age or younger.* J Bone Joint Surg 2004;86-A (Suppl. 1):131-42.
20. Newman JH, Ackroyd CE, Shah NA. *Unicompartimental or total knee replacement?* J Bone Joint Surg 2001;80-B: 862-865.

[21] Repicci JA. *Mini-invasive knee unicompartmental arthroplasty: bone-sparing technique*. Surg Technol Int 2003;11:282.

[22] Banks SA, Frely BJ, Boniforti F, et al. *Comparing in vivo kinematics of unicondylar and bi-unicondylar knee replacement.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2005;13:551-6.

[23] Fuchs S, Tibesku CO, Frisse D, et al. *Clinical and functional of uni-and bicondylar sledge prostheses*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2005;13:197-202.

[24] Fuchs S, Frisse D, Tibesku CO, et al. *Proprioceptive function, clinical results and quality of life after unicondylar sledge prostheses*. Am J Phys Med Rehab 2002;81:478-82.

[25] Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, et al. *A study of lower-limb mechanics during stair-climbing.* J Bone Joint Surg Am 1980;625:749-57.

[26] Weale AE, Halabi OA, Jones PW, et al. *Perceptions of out-comes after unicompartmental and total knee replacements*. Clin Orthop 2001;382:143-53.

[27] Patil S, Colwell CW, Ezet KA, et al. *Can normal knee kinematics be restored with Unicompartmental Knee Replacement*? J Bone Joint Surg 2005;87A:332-8.

[28] Confalonieri N, Manzotti A, Pullen C. *Comparison of a mobile with a fixed tibial bearing unicompartimental knee prosthesis: a prospective randomized trial using a dedicated outcome score*. Knee 2004;115:357-62.

[29] Manzotti A, Confalonieri N, Pullen C. *Unicompartmental versus computer-assisted total knee replacement for medial compartment knee arthritis: a matched paired study*. Int Orthop 2006 Aug 2;[Epub ahead of print].

[30] Archibeck MJ, White RE Jr. *What's new in adult reconstructive knee surgery.* J Bone Joint Surg Am 2006;887:1677-86.

[31] Luring C, Bathis H, Tingart M, et al. *Computer assistance in total knee replacement - a critical assessment of current health care technology.* Comput Aided Surg 2006;112:77-80.

[32] Jenny JY 2005. *Navigated unicompartmental knee replacement*. Orthopedics;28(Suppl. 10):s1263-7.

[33] Howe DJ, Taunton OD Jr, Engh GA, et al. *Retained cement after unicondylar knee arthroplasty. A report of four cases.* J Bone Joint Surg Am 2004;86-A10:2283-6.

[34] Berend KR, Lombardi AV Jr, Mallory TH, et al. *Early failure of minimally invasive unicompartmental knee arthroplasty is associated with obesity*. Clin Orthop Relat Res 2005;440:60-6.

[35] Hamilton WG, Collier MB, Tarabee E, et al. *Incidence and reasons for reoperation after minimally invasive unicompartmental knee arthroplasty*. J Arthroplasty 2006;21(Suppl. 2):98-107.

[36] Emerson RH Jr, Hansborough T, Reitman RD, et al. *Comparison of a mobile with a fixed-bearing unicompartimental knee implant.* Clin Orthop 2002;404:62-70.

[37] Fulkerson JP. *Anteromedialization of the tibial tuberosity for patellofemoral malalignment*. Clin Orthop Relat Res 1983;177:176-81.

[38] Maquet P. *Mechanics and osteoarthritis of the patellofemoral joint*. Clin Orthop Relat Res 1979;144:70-3 .

[39] Boyd HB, Hawkins BL. *Patellectomy. A simplified technique*. Surg Gynecol Obstet 1948;86:357-8.

[40] West FE. *End results of patellectomy.* J Bone Joint Surg Am 1962;44:1089-108.

[41] McKeever DC. *Patellar prosthesis.* J Bone Joint Surg Am 1955;37:1074-84.

[42] Pagnano MW, Clarke HD, Jacofsky DJ, et al. *Surgical treatment of the middle-aged patient with arthritic knees.* Instr Course Lect 2005;54:251-9.

[43] Witvoet J. *Should patellofemoral prostheses still be used for the treatment of isolated patellofemoral osteoarthritis?* European Instructional Course Lecture 2005;7:174-83 .

[44] Cartier P, Sanouillier JL, Grelsamer R. *Patellofemoral arthroplasty: 2 to 12 year follow-up study*. J Arthroplasty 1990;5:49-55.

[45] Goodfellow JW, Hungerford DS, Zindel M. *Patello-femoral Joint mechanism and patology:Funtional Anatomy of the patello-femoral joint*. J. Bone Joint Surg 1976;58-Br:287-90.

[46] Blazina ME, Anderson LJ, Hirsh LC. *Patellofemoral replacement: utilizing a customized femoral groove replacement.* Tech Orthop 1990;5:53-5.

[47] Lubinus HH. *Patella glide bearing total replacement*. Orthopedics 1979;2:119-27.

[48] Board TN, Mahmoud A, Ryan WG, et al. *The Lubinus patellofemoral arthroplasty: a series of 17 cases*. Arch Orthop Trauma Surg 2004;124:285-7.

[49] Allain J, Dejour D. L'arthrose femoro-patellaire isolèe. Rev Chir Orthop 2004;90 (Suppl.);115-9.

[50] Acroyd CE, Newman JH. *The Avon patellofemoral arthroplasty; 2 to 5 years results*. J Bone Joint Surg 2003;85-B (Suppl. II):162-3.

[51] Merchant AC. *Early results with a total patellofemoral joint replacement arthroplasty prosthesis.* J Arthroplasty 2004;19:829-36.

[52] Sisto DJ, Sarin VK. *Custom patellofemoral arthroplasty of the knee*. J Bone Joint Surg Am. 2006;887:1475-80.

[53] Sisto DJ, Cook DL. *Total knee replacement in patients with a failed patellofemoral replacement*. Orthop Trans 1997;21:115.

[54] Cossey AJ, Spriggins AJ. *Computer-assisted patellofemoral arthroplasty: a mechanism for optimizing rotation. J* Arthroplasty 2006;213:420-7.

[55] Stiehl JB, Komistek RD, Cloutier JM, et al. *The cruciate ligaments in total knee arthroplasty: a kinematic analysis of 2 total knee arthroplasties.* J Arthroplasty 2000;155:545-50.

[56] Lewallen DG, Bryan RS, Peterson LF. *Polycentric total knee arthroplasty. A ten-year follow-up study*. J Bone Joint Surg Am 1984;668:1211-8.

[57] Cloutier JM, Sabouret P, Deghrar A. *Total knee arthroplasty with retention of both cruciate ligaments. A nine to eleven-year follow-up study*. J Bone Joint Surg Am 1999;815:697-702.

[58] Confalonieri N, Manzotti A. *Computer Assisted bi-unicompartimental knee replacement*. Int J Medical Robotics and Computer Assisted Surgery 2005;1:1-6.

[59] Levitan D. *Patellofemoral knee replacement effective when following strict indication criteria.* Orthopaedics Today International 2006;9:8.

[60] Engh GA. *A bicompartimental solution: what the Deuce?*. Orthopedics 2007;30:770.

[61] Rolston L, Bresh J, Engh GA, et al. *Bicompartimental Knee Arthroplasty: a bone-sparing, ligament sparing, and minimally invasive alternative for active patients.* Orthopedics 2007;30(Suppl. 8):70-3.

Utilizzo degli spaziatori articolati preformati nelle protesi infette di ginocchio

Preformed articulated knee spacer usefulness in infected knee replacement

C.C. Castelli, R. Ferrari

RIASSUNTO

Lo spaziatore articolato di ginocchio è un dispositivo con le caratteristiche di una protesi di ginocchio condilare ultracongruente, preparato industrialmente (Spacer K®) disponibile in tre misure. Le caratteristiche meccaniche e farmacologiche sono standardizzate e testate. Il dispositivo è stato impiantato in 35 pazienti affetti da infezione di artroprotesi di ginocchio tardiva sostenuta nel 61% dei casi da CoNS. In 3 casi non è stato possibile identificare il germe. Tutte le ginocchia avevano un apparato legamentoso ed estensore integro e un moderato "bone loss" (tipo I & II in accordo con la classificazione di Engh). Lo spaziatore articolato è stato rimosso dopo un periodo medio di dodici settimane (6-60). Il programma riabilitativo post operatorio è stato simile a quello utilizzato per una protesi di ginocchio primaria. Abbiamo valutato la guarigione dell'infezione (parametri clinici, VES, PCR, biopsia); *outcome* clinici e funzionali (IKSS), il comportamento meccanico del dispositivo (rottura, micro e macro usura della superficie), esame istologico dei tessuti periprotesici e possibili complicanze correlate al dispositivo: perdita di tessuto osseo, instabilità, lussazione, mobilizzazione. Il follow-up massimo è stato di 95 mesi, quello minimo di 6 mesi. Fino ad oggi abbiamo osservato una guarigione dal processo infettivo nel 92% dei casi. Il punteggio medio IKSS dopo il reimpianto definitivo è stato di 75,3 (*knee score*) e 80,5 (*function score*).

Parole chiave: infezione artroprotesi di ginocchio, spaziatore articolato preformato

SUMMARY

Preformed articulated knee spacer is a device with the characteristics of an ultra-congruent condylar knee-prosthesis, made of acrylic cement impregnated with antibiotic (gentamicin). The device, industrially preformed (Spacer K®) is available in 3 sizes with standardised mechanical and pharmacological performances, was implanted in 35 consecutive patients affected by late infection. Infection was caused by CoNS in 61% of al cases. In 3 cases the germ was not detected. All knees presented the integrity of extensor apparatus and of peripheral ligaments (medial), furthermore type I & II bone loss according to Engh's classification. Mean implantation time was twelve weeks (6-60) following std. post-op rehabilitation programme as with primary TKR. We evaluated: healing of infection (clinical parameters, CPR, ESR, biopsy); clinical results and functional *outcome* (IKSS); mechanical device behaviour (breakage, wear: macro- and microscopic surface evaluation, histological examination of periprosthetic tissues); possible related complications (bone loss, instability or dislocation, loosening: intra- and postoperative evaluation, radiographic study). Minimum follow-up was 6 months, maximum 95. Healing of infection process till today was observed in 92% of patients. Mean IKSS score, after definitive reimplantation, was 75,3 (knee score) and 80,5 (function score).

Key words: TKA infection, preformed articulated spacer

U.S.C. Ortopedia e Traumatologia, Ospedali Riuniti di Bergamo

Indirizzo per la corrispondenza:
U.S.C. Ortopedia e Traumatologia, Ospedali Riuniti di Bergamo, largo Barozzi 1, 24100 Bergamo 24100

INTRODUZIONE

Dopo un intervento di artroprotesi di ginocchio l'infezione rappresenta la più temibile complicanza. Nonostante l'applicazione di rigorosi protocolli di profilassi antibiotica perioperatoria, l'incidenza delle infezioni è compresa nelle diverse casistiche tra lo 0,5% e il 5%. Il rischio viene amplificato nella chirurgia di revisione o in pazienti affetti da artrite reumatoide, diabete mellito, stati di compromissione immunitaria o in trattamento cortisonico. Il trattamento di questa devastante complicanza è ancora oggi controverso e in letteratura sono descritte diverse opzioni terapeutiche che vanno dalla semplice terapia antibiotica parenterale, ai lavaggi articolari ripetuti, alla toilette chirurgica con risparmio dell'impianto protesico, all'intervento di resezione artroplastica, ai reimpianti in un singolo o duplice tempo chirurgico fino all'artrodesi o all'amputazione [1,2]. La scelta del trattamento dipende da diverse variabili quali: il tipo di infezione e il germe responsabile, le condizioni generali del paziente e le sue aspettative di vita. Le conseguenze per il paziente sono una ospedalizzazione prolungata, l'articolarità del ginocchio e l'autonomia limitata in maniera importante, la prospettiva futura di una chirurgia di ricostruzione importante con *outcome* compromessi. Gli interventi di riprotesizzazione in due tempi, preferiti da autori di scuola americana, si sono dimostrati più efficaci con percentuali di successo che andavano dall'81 al 96% nelle prime casistiche pubblicate negli anni ottanta. La procedura prevedeva l'utilizzo di un blocco-spaziatore in cemento addizionato con antibiotico preparato manualmente in sala operatoria e modellato sul difetto osseo presente dopo la rimozione della protesi infetta. La procedura permetteva di conservare lo spazio articolare, assicurando nello stesso tempo un rilascio locale di antibiotico [3]. La metodica non era tuttavia indenne da lati negativi. Il blocco spaziatore era spesso responsabile di una ulteriore perdita di tessuto osseo

(affossamento per incongruenza con le superfici ossee, lussazione del dispositivo, immobilizzazione in assenza di carico). Il paziente doveva utilizzare un tutore per ridurre l'instabilità senza applicare il carico, anche per ridurre sintomatologia dolorosa. Di conseguenza il chirurgo si ritrovava al secondo tempo della procedura a dover riprotesizzare un ginocchio rigido dovuto alla retrazione capsulo legamentosa e dell'apparato estensore, con una scadente qualità ossea con inevitabili conseguenti difficoltà sia nell'esposizione articolare che nel recupero di una successiva funzione articolare soddisfacente. Nel tentativo di superare queste difficoltà alcuni autori hanno proposto l'utilizzo di uno spaziatore articolato [4-6]. Scott et al. in una serie di 7 pazienti, ha utilizzato come spaziatore una protesi in associazione a perle ottenute mescolando cemento con un antibiotico in relazione all'esame colturale. Il paziente iniziava la deambulazione in seconda giornata utilizzando due stampelle e concedendo un carico parziale. Sei settimane dopo, a meno di una mancata eradicazione dell'infezione, procedeva al reimpianto definitivo [7]. McPherson et al. ha invece proposto l'utilizzo di uno spaziatore in cemento modellato intraoperatoriamente sulla forma prima dei condili femorali e quindi del piatto tibiale. In entrambi i casi il cemento viene modellato in una fase avanzata di polimerizzazione. A livello femorale l'autore consiglia la realizzazione di una flangia anteriore per evitare la fibrosi dello sfondato quadricipitale. Durante la fase finale di polimerizzazione, il ginocchio viene mantenuto in distrazione, al fine di ottenere un pensionamento ottimale dei tessuti molli ed una scarsa compressione del cemento nel tessuto osseo [8]. Uno spaziatore articolato custom made "evoluto" è quello proposto da Duncan et al. [4] commercializzato con il nome di Prostalac® Una prima versione del dispositivo è stata proposta nel 1991: si basava sulla preparazione intra-operatoria dello spaziatore mediante l'uso di particolari stampi, rispettivamente per la componente femorale e tibiale, nei quali si ottiene la polimerizzazione del dispositivo dopo avervi versato una adeguata quantità di cemento acrilico e antibiotico. Il sistema ha avuto una successiva evoluzione che, allo scopo di ridurre l'attrito fra le componenti durante il movimento, ha previsto l'aggiunta sulla parte femorale di due sottili strisce metalliche di scorrimento unite fra loro da una barra, che riproduce un meccanismo a camma. La parte tibiale è stata invece parzialmente rivestita da due sottili slitte in polietilene, mentre nel centro è rappresentato in cemento acrilico un post corrispondente alla camma metallica femorale. Un'altra serie clinica significativa è quella pubblicata nel 1995 da Hofmann et al., che ha descritto l'utilizzo di uno spaziatore articolato in una serie di 26 pazienti con una sepsi di una protesi di ginocchio, ricontrollati con un follow-up medio di 30 mesi (12-70 mesi), aggiornato in una successiva pubblicazione nel 2005 [6]. Questo spaziatore era costituito dalla componente femorale rimossa e sterilizzata in associazione ad un nuovo inserto in polietilene: entrambe le componenti sono fissate con una miscela di cemento addizionato di antibiotico. Inizialmente il cemento viene utilizzato precocemente a livello della componente in polietilene per permettere un'ottimale adesione della stessa, quindi una volta raggiunta una densità avanzata si posiziona sulla tibia. Sinteticamente, si può affermare che lo spaziatore articolato, secondo lo stato dell'arte attuale, può essere di due tipi: "custom made" realizzato intraoperatoriamente con l'ausilio o meno di stampi oppure una protesi articolare temporanea. Utilizzando il primo tipo riteniamo che al fine dell'eradicazione dell'infezione il comportamento tenuto sia il più corretto, in quanto consente di praticare una terapia antibiotica mirata in assenza di corpi estranei. Di contro, la presenza nel periodo intermedio di componenti protesiche, seppur diverse da quelle rimosse, potrebbe in linea teorica favorire l'adesione batterica e l'inefficacia del trattamento eseguito. La stessa problematica presenterebbe peraltro la forma più evoluta del sistema Prostalac® che aggiunge al supporto di cemento antibiotato, parti in metallo e polietilene. Lo spaziatore articolato in cemento "custom made", rappresenta comunque un difficile compromesso tra stabilità e mobilità articolare, ma soprattutto introduce l'uso di un dispositivo che, preparato comunque dal chirurgo durante l'intervento chirurgico, non può avere caratteristiche meccaniche in tutti i casi note, riproducibili e garantite.

MATERIALI E METODI

Descrizione del dispositivo

Sulla base di queste considerazioni, con l'obbiettivo di superare gli svantaggi delle precedenti esperienze gli autori hanno proposto nel 2000 l'utilizzo di uno spaziatore articolato preformato. Il dispositivo realizzato in cemento acrilico addizionato con antibiotico (gentamicina) è disponibile in tre taglie (small, medium, large) con un design simile a quello di una protesi di ginocchio condilare ultracongruente [9 10]. Il dispositivo commercializzato in Italia con il nome di Spacer-K®, oltre ad avere peso, dimensioni e contenuto in gentamicina noti, presenta caratteristiche meccaniche adeguate e garantite e un rilascio di antibiotico standardizzato. Lo spaziatore articolato preformato è commercializzato negli USA (InterSpace®) avendo superato le rigorose specifiche imposte dalla FDA americana *(Food and Drug Administration*) e a tutt'oggi è stato impiantato nel mondo in circa 11.500 pazienti. Test di fatica e di comportamento meccanico dinamico sono stati eseguiti presso il LABS (*Laboratory of biological structure mechanics*) del Dipartimento di Bioingegneria del Politecnico di Milano avendo come riferimento la verifica degli standard internazionali ISO 7207-1; 7207-2; DIS 14243-1. I dispositivi sono stati sottoposti a stress meccanici mediante MTS (*Knee Joint Simulator*) applicando lo stesso carico che viene utilizzato nei test sulle protesi in metallo come da protocollo ISO 14243-1. Il movimento di flesso estensione applicato è stato compreso tra 0°/60°, simulandoli ciclo del cammino standard. Il massimo picco di carico è stato di 2600 N con un angolo di 16° di flessione tra le due componenti. Sono stati applicati 500.000 cicli che corrispondono allo standard di simulazione di un utilizzo clinico a pieno carico per sei mesi accettato per una protesi di ginocchio. (sopravvivenza clinica massima prevista per lo spaziatore la cui è di sei mesi). Tutti i test sono stati superati senza segni di cedimento meccanico, con rilascio di debris direttamente correlato alle dimensioni dello spaziatore [11]. Anche le caratteristiche di rilascio dell'antibiotico sono state esaminate *in vitro*. L'eluzione di gentamicina è stata calcolata immergendo i campioni in contenitori in Pyrex contenente soluzione salina PBS *(phosphate saline buffer*) mantenuta in termostato per 30 giorni.

La soluzione salina è stata rimossa e sostituita dopo 1, 4, 24 ore e successivamente dopo 2, 3, 7, 10, 20, 30 giorni. Il calcolo della eluzione è stato espresso in microgrammi totali. La concentrazione di gentamicina è stata determinata mediante test di diffusione utilizzando Agar Isosensites (Oxoid) inoculato con una sospensione di spore di *Bacillus subtilis* (ATCC6633, DIFCO 0,02 concentrazione finale). Una modifica dei processi di produzione avvenuta nel 2006 ha permesso di incrementare la porosità del dispositivo a parità di caratteristiche meccaniche permettendo in questo modo di incrementare ulteriormente il rilascio di antibiotico. Il rilascio di gentamicina in mese è stato compreso tra il 4,03% e il 4,75% del totale presente nel dispositivo. Il rilascio di gentamicina durante il primo giorno è circa il 50% del totale rilasciato in un mese. Sono stati inoltre valutati i livelli di concentrazione di antibiotico a livello ematico e nei drenaggi nelle prime 24 ore dopo impianto dello spaziatore. A livello dei drenaggi è stata rilevata un'alta concentrazione di gentamicina, mentre a livello ematico la concentrazione era molto bassa, con valori compresi tra 0,2/0,8mg/l-2,36mg/l) [12].

POPOLAZIONE ARRUOLATA NELLO STUDIO

Sul dispositivo è stato inoltre eseguito uno studio clinico sperimentale prospettico non randomizzato. Gli scopi dello studio sono stati di: verificare l'efficacia del dispositivo nel contribuire alla risoluzione del processo infettivo, osservarne il suo comportamento meccanico e i suoi effetti sulla funzione articolare del ginocchio nel tempo intermedio della tecnica di revisione "two stage", identificare l'eventuale comparsa di complicazioni di tipo meccanico o biologico ed effetti collaterali relativi al suo impiego. Presso il Dipartimento di Ortopedia e Traumatologia degli Ospedali Riuniti di Bergamo, nel periodo compreso tra il marzo 2000 e l'aprile 2008 il dispositivo è stato impiantato in 35 pazienti. L'età media era di 66,5 anni (intervallo 54-77), con un rapporto praticamente di 2 maschi:1 femmina sfavorevole quindi per il sesso femminile. Tutti i pazienti provenienti prevalentemente da altri istituti ortopedici erano affetti da infezione cronica tardiva (Segawa et al.) [13] ed erano di tipo A o B considerando lo stato di salute (Mc Pherson et al.) [8]
La diagnosi di infezione è stata fatta secondo un protocollo messo a punto in collaborazione con le diverse unità operative del nostro istituto coinvolte (microbiologia, laboratorio, medicina nucleare, malattie infettive, anatomia patologica), mediante osservazione e monitoraggio nel tempo dei parametri ematochimici (VES, PCR), *imaging*, con accertamento microbiologico biopsia sinoviale/ossea ed artrocentesi con conta leucocitaria eseguite in sala operatoria [15].

DESCRIZIONE DELLA PROCEDURA

Sotto la supervisione del Comitato Etico, i pazienti dopo consenso informato scritto, sono stati sottoposti ad un primo tempo chirurgico caratterizzato dall'espianto della protesi infetta, accurato *debridment* locale dell'eventuale cemento acrilico, dei tessuti necrotici, lavaggio pulsato e impianto dello spaziatore articolato preformato. Requisito meccanico essenziale all'impianto del dispositivo è stata l'integrità dell'apparato capsulo-legamentoso periferico (essenzialmente il collaterale mediale) e dell'apparato estensore e un moderata perdita di tessuto osseo [14]. La taglia del dispositivo impiantato è stata scelta sulla base indicativa delle dimensioni delle componenti protesiche rimosse, tenendo conto del concetto di mantenimento degli spazi in flessione ed estensione. Lo spaziatore è stato fissato con cemento acrilico addizionato con antibiotico in funzione dei responsi microbiologici. Il recupero articolare postoperatorio è stato sovrapponibile a quello dei pazienti sottoposti a impianto primario, tranne che per i primi dieci pazienti dove in via precauzionale abbiamo utilizzato un tutore articolato per i primi dieci giorni.

È prescritto l'utilizzo di due stampelle, ma nella maggior parte dei casi il paziente era in grado di deambulare senza. Lo spaziatore è stato lasciato in sede per un periodo compreso fra un minimo di 6 ed un massimo di 60 settimane, (periodo medio di 12 settimane). Tutti i pazienti sono stati trattati con terapia antibiotica combinata (in genere 2 farmaci), scelta sulla base dell'esame colturale e del relativo antibiogramma sotto controllo dello specialista in malattie infettive per un periodo di almeno sei settimane. Durante il periodo tra le due procedure è stata monitorizzata a cadenza bisettimanale VES e PCR. L'artrocentesi e/o biopsia sinoviale per verifica della negativizzazione della coltura microbiologica è stata eseguita solo in casi selezionati. Il reimpianto definitivo (*second stage*) è avvenuto a guarigione clinica dei tessuti con normalizzazione dei parametri ematochimici. La procedura è consistita con la rimozione dello spaziatore articolato, ripetizione degli esami colturali e bioptici dei tessuti periprotesici utilizzando successivamente protesi a diverso vincolo articolare.

METODI DI VALUTAZIONE

Come metodo di valutazione clinico-radiografico e microbiologico è stata utilizzata una scheda divisa in sei sezioni.
La *prima* di raccolta dei dati anagrafici e antropometrici dei pazienti; dei dati anamnestici generali (rivolti soprattutto alla identificazione di patologie predisponenti all'infezione) e specifici del processo infettivo articolare (precoce, ritardato o tardivo), e quelli relativi agli aspetti microbiologici (tipo di agente infettante).
La *seconda* sezione ha registrato elementi relativi al primo tempo chirurgico: il tipo di protesi espiantata, la classificazione del difetto osseo sec. Engh [14] dopo la rimozione dell'impianto e la valutazione

Fig. 1. Spaziatore articolato preformato in sede prima della rimozione.

Fig. 2. Controlli radiografici nelle varie fasi della revisione in due tempi: a sinistra controllo radiografico preoperatorio di artroprotesi di ginocchio infetta. Al centro controllo radiografico dello spaziatore articolato preformato nel periodo intermedio. A destra controllo radiografico al secondo tempo della procedura.

funzionale dopo impianto dello spaziatore (stabilità in anteroposteriore e mediolaterale, mobilità articolare dopo sutura capsulare).
La *terza* sezione di monitoraggio clinico ha rilevato l'andamento del recupero funzionale postoperatorio (carico, deambulazione, movimento articolare), quello dei caratteri relativi alla flogosi (PCR, VES), il tipo di antibioticoterapia sistemica associata, la comparsa di eventuali complicazioni, la durata del ricovero e il tempo totale di permanenza *in situ* dello spaziatore articolato preformato ogni quattro settimane è stato eseguito uno studio radiografico del ginocchio sotto carico al fine di osservare una eventuale instabilità, mobilizzazione o segni evidenti di usura-rottura del dispositivo.
La *quarta* sezione, relativa al secondo tempo chirurgico ha registrato: la eventuale negativizzazione del processo infettivo (test microbiologico, diretto pre e intraoperatorio), le condizioni macroscopiche dello spaziatore al momento dell'espianto, una rivalutazione del difetto osseo femorale e tibiale sec. Engh [14], la presenza di detriti macroscopici o microscopici (prelievo bioptico per microscopia ottica ed elettronica) dovuti ad usura del metacrilato, e più genericamente la presenza di lesioni anatomiche imputabili allo spaziatore
La sezione *quinta* relativa al secondo tempo chirurgico è stata dedicata alla registrazione dei dati riguardanti la tecnica di esposizione articolare utilizzata, le caratteristiche della protesi di ginocchio utilizzata per il reimpianto e il risultato cinematico intraoperatorio ottenuto; l'andamento del decorso postoperatorio con particolare riguardo al recupero funzionale (carico, mobilità e stabilità articolare) è stato oggetto di particolare attenzione, come pure il riscontro di complicanze.
La sezione *sesta*, quella del follow-up clinico-radiografico e microbiologico ha avuto il compito di registrare, ad intervalli determinati, l'andamento dei seguenti parametri: qualità delle attività quotidiane, il dolore, la mobilità e stabilità articolare, l'autonomia e qualità della deambulazione. Sono stati utilizzati questionari proposti *dalla Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Center* (Womac) IKSS e un "satisfation score" basato sulla risposta ad alcune domande riguardanti il dolore post operatorio, l'autonomia nelle attività quotidiane (concessi quatto tipi di risposta soggettiva: eccellente, buona, sufficiente, scarsa), l'autonomia nel cammino (concesse quattro risposte illimitata se > di 1 km, buona se compresa tra 800 m, e 1 km, sufficiente se < di 400 m, scarsa se possibile solo a domicilio), la necessità di utilizzare stampelle;
L'esame radiografico del ginocchio in proiezione A-P sotto carico, laterale e tangenziale di rotula secondo Merchant è stato eseguito allo scopo di indagare l'allineamento globale dell'arto e delle singole componenti e l'andamento dell'interfaccia osso impianto (linee di radiolucenza, immagini litiche, ossificazioni eterotopiche, etc.); per identificare un'eventuale recidiva dell'infezione sono stati utilizzati parametri clinici e di laboratorio (PCR, VES).

RISULTATI

Globalmente è stato osservato un buon livello di soddisfazione da parte dei pazienti con una qualità di recupero funzionale sovrapponibile a quella degli interventi di revisione per mobilizzazione asettica. La qualità del risultato funzionale durante il primo tempo del trattamento, come espressione della funzione meccanica dello spaziatore è stata particolarmente soddisfacente con assenza del dolore nel 78% dei casi e moderato nel 22%. L'autonomia della deambulazione è stata buona nel 60%, eccellente nel 15%, sufficiente nel 25%. Il 77% dei pazienti deambulava utilizzando una sola stampella, ma di questi circa un terzo era in grado di deambulare senza utilizzare alcun sostegno. I valori registrati nelle varie fasi della procedura dell'IKSS e Womac sono riassunti nella Tabella I.

La perdita di tessuto osseo valutata secondo la classificazione di Engh [14] al primo tempo della procedura è stata rispettivamente per femore e tibia tipo 1 (14%-18%) – tipo 2a (26%-21%) – tipo 2b (10% per entrambi). La rimozione dello Spacer è stata agevole e non si è mai osservata fra il primo e il secondo tempo chirurgico una progressione del difetto osseo sia sul versante femorale che tibiale. Lo spaziatore non ha mostrato segni macroscopici di usura, né rottura. Nei tessuti periprotesici a livello ultrastrutturale è stata riscontrata una scarsa reazione infiammatoria con cellule giganti plurinucleate ed elementi istiocitari. Non abbiamo osservato nessuna delle complicanze descritte in letteratura: cutanee da instabilità o a carico dell'apparato estensore. Come complicanze non correlabili all'uso del dispositivo è stata riscontrata: una ossificazione eterotopica asintomatica in sede quadricipitale, una sofferenza cutanea transitoria in una paziente con numerose precedenti cicatrici chi-

Tab. I. Schema riassuntivo (valori medi) ROM, IKSS, WOMAC durante le varie fasi della procedura.

	Preoperatorio	Intermedio	Ultimo controllo
R.O.M	83° (40°/120°)	77° (45°/100°)	90° (75°/125°)
IKSS c	35,38	72,92	75,38
IKSS f	37,96	76,04	80,58
WOMAC p	17,38	8,92	8,67
WOMAC f	60,67	34,25	31,04

rurgiche. Segnaliamo inoltre un caso di lussazione dello spaziatore realizzatosi per un difetto di indicazione: il ginocchio del paziente aveva precedentemente al posizionamento del dispositivo una importante instabilità mediolaterale con un apparato estensore non adeguatament funzionante. Per questo motivo al secondo tempo della procedura abbiamo effettuato un'artrodesi, escludendo questo paziente dallo studio clinico e dal follow-up. Al secondo tempo della procedura abbiamo re impiantato le seguenti protesi: PS nel 30% dei casi, CCK nel 55%, vincolate nel 15%. La definizione di guarigione dal processo infettivo richiede un lungo periodo di osservazione. Più alto è il follow-up, maggiore è la possibilità di recidiva del processo infettivo. Nella nostra casistica abbiamo osservato un caso di sospetta reinfezione (imaging e laboratorio negativi, riscontro dopo biopsia di 1 campione su 8 positivo per Cons) ad un follow-up di 18 mesi e 1 caso di reinfezione in paziente tipo C alla 27 settimana di follow-up, un caso di reinfezione con microrganismo diverso al 39 mese di follow-up. Tutti i pazienti sono stati sottoposti ad antibiotico soppressione. La somma dei tre casi rappresenta 8%, risultato che sembra essere in linea con quelli riportati in letteratura, dove l'incidenza della reinfezione nelle artroprotesi di ginocchio è mediamente stimata tra il 3%-12%.

CONCLUSIONI

In conclusione si può affermare che, in una strategia terapeutica delle infezioni delle protesi di ginocchio, che tenga conto dello stato di salute del paziente, del tipo di infezione e delle condizioni della articolazione, l'utilizzo dello spaziatore articolato preformato nel contesto della tecnica di reimpianto in due tempi si è dimostrato sicuro ed efficace. Il nostro studio ha evidenziato un aumento della funzione tra i due *stages* della procedura, l'assenza di ulteriore perdita di tessuto osseo, maggior facilità dell'atto chirurgico nel *second stage* con conseguente riabilitazione precoce e riduzione dei tempi di ricovero. In un ragionato rapporto costi-benefici, visti i risultati sulla risoluzione del processo infettivo, il livello di soddisfazione dei pazienti, gli *outcomes* funzionali e l'assenza di complicazioni, l'uso di uno spaziatore articolato di ginocchio va considerata oggi una scelta di elezione.

BIBLIOGRAFIA

1. Cuckler JM, Star AM, Alavi A, et al. *Diagnosis and management of the infected joint arthroplasty*. Clin Orthop North Am 1991;22:523-30.
2. Insall JN. *Infection of total knee arthroplasty*. AAOS Instructional Course Lectures. St. Luis: CV Mosby 1986, pp. 319-324.
3. Walker RH, Schurman DJ. *Management of infected total knee arthroplasties*. Clin Orthop 1984;186:81-9.
4. Duncan CP, Beauchamp CP, Masri B, et al. *The antibiotic loaded joint replacement system: a novel approach to the management of the infected knee replacement*. J Bone Joint Surg Br 1992;74(Suppl. III):296
5. Haddad FA, Masri BA, Campbell D, et al. *The Prostalac functional spacer in two-stage revision for infected knee replacement*. J Bone Joint Surg 2000;82-B:807-12.
6. Hofmann AA, Kane KR, Tkach TK, et al. *Treatment of infected total knee arthroplasty using an articulating spacer*. Clin Orthop 1995;321:45-54.
7. Scott IR, Stockley L, Getty CJM. *Exchange arthroplasty for infected knee replacements*. J Bone Joint Surg Br 1993;74:28-31.
8. McPherson EJ, Lewonoswski K, Don LD. *Use of an articulated PMMA spacer inhe infected total knee arthroplasty*. Clin Arthroplasty 1995;101:87-9.
9. Pitto RP, Castelli CC, Ferrari R, et al. *Pre-formed articulating knee spacer in two-stage revision for the infected total knee arthroplasty.* Int Orthop 2005;295:305-8.
10. Villa T, Carnelli D. *Experimental evaluation of the biomechanical performances of a PMMA-based knee spacer.* Knee 2007;142:145-53.
11. Bertazzoni Minelli E, Benini A, Magnan B, et al. *Drainage and serum levels of antibiotics following temporary spacer implants in two-stage revision surgery.* Proceeedings to 2005 EBJIS Lubiana (Slovenia).
12. Segawa H, Tsukayama DT, Kyle RF, et al. *Infection after total knee arthroplasty. A retrospective study of the treatment of eighty-one infections.* J Bone Joint Surg Am 1999;81:1434-45.
13. Castelli C, Ferrari R. *Key points in two stage revision for infected knee arthroplasty: bone loss,qualità of life between stages and surgical approach at second stage.* In: Meani E, Romanò C, Crosby L, et al. (eds.). *Infection and local treatment in orthopedic surgery*. Berlin: Springer-Verlag 2007, pp. 294-301.
14. Engh GA. *Bone defect classification.* In: Eng GA, Rorabeck CH (eds.). *Revision total knee arthroplasty.* Baltimore: Williams and Wilkins 1997, pp. 63-120.
15. Castelli C, Ferrari R. *The goals in the preoperative TKA infection diagnosis.* Proceeedings to 2007 EBJIS Corfu Island (Greece).

Progressi nella chirurgia oncologica della pelvi e del sacro

Advances in surgical therapy for pelvic and sacral tumors

R. Capanna, G. Taddei, I. Mancini, G. Scoccianti, G. Beltrami, D.A. Campanacci, P.L. Cuomo, M. Ippolito

RIASSUNTO

I principali progressi nella chirurgia oncologica della pelvi e del sacro che sono stati ottenuti negli ultimi anni riguardano le tecniche di resezione sacrale con eventuale ricostruzione, le metodiche di ricostruzione periacetabolare e le tecniche di *curettage* sacrale dei tumori benigni. Vengono esposti di seguito i risultati di uno studio retrospettivo multicentrico internazionale coordinato dal nostro centro riguardo la terapia chirurgica del cordoma; inoltre viene descritta la nostra esperienza sulla ricostruzione pericotiloidea con trapianti massivi e la nostra casistica riguardo il *curettage* dei tumori benigni della regione pelvica e sacrale.

Parole chiavi: tumori sacrali, cordoma, resezione sacrale, ricostruzione pelvica, curettage del sacro

SUMMARY

The main recent progress in oncological surgery of pelvis and sacrum are related to: sacral resection technique (with possible reconstruction), hemipelvic reconstruction after periacetabular resection and sacral *curettage* for benign tumors. In this article we show the results of an international retrospective multicentric study regarding surgical treatment of chordoma (co-ordinated by our oncological center); we describe olso our experience about hemipelvic allograft reconstruction after periacetabular bone tumor resection and the clinical results of the patients with benign tumor of the sacrum we have treated with *curettage*.

Key words: sacral tumor, chordoma, sacral resection, pelvic reconstruction, curettage

Non potendo prendere in disamina contemporaneamente i vari interventi chirurgici per i molteplici istotipi tumorali, le disparate tecniche ricostruttive utilizzate nella pelvi e nel sacro, le loro complicazioni e i relativi risultati, si è deciso di limitarsi alla discussione di tre aspetti emblematici:

1) Resezioni sacrali per cordoma;
2) Ricostruzioni periacetabolari mediante trapianto massivo da cadavere;
3) Tecnica di *curettage* nei tumori benigni aggressivi del bacino.

Centro di Riferimento Chirurgia Oncologica e Ricostruttiva, Banca Regionale per Trapianti Osteo-Articolari, Policlinico Careggi, Firenze

RESEZIONI SACRALI PER CORDOMA

Nel 1995 in occasione del Congresso congiunto di Firenze della EMSOS *(European Musculo-Skeletal Oncology Society*) e della AMTS (*American Musculo-Skeletal Tumor Society*) coordinammo uno studio multicentrico internazionale retrospettivo sulla terapia chirurgica del cordoma. Tale studio fu di particolare importanza in quanto per la prima volta fu focalizzata la prognosi, le complicazioni e codificato l'approccio e la tecnica chirurgica sulla base di un congruo numero di pazienti (294 casi) e non di sporadiche o limitate casistiche. Poiché tali dati non furono mai soggetto di pubblicazione si coglie l'occasione per riproporli in maniera organica.

CASISTICA

La casistica venne raccolta mediante formulario da 24 centri superspecialistici internazionali di 11 nazioni, con circa metà dei casi forniti in ugual misura dai maggiori centri degli Stati Uniti e italiani. Essa è composta da 294 pazienti affetti da cordoma di età compresa fra 17 e 80 anni (media: 55). Di questi, 29 ebbero un trattamento non chirurgico mentre 265 furono sottoposti a intervento debulking (23) o a resezione in blocco (242, di cui 156 senza e 86 con radioterapia complementare). Il livello di resezione fu a L5 nel 5% dei casi, a S1 nel 33%, a S2 nel 32%, a S3 nel 21%, a S4 nel 8, 6%, al coccige nel 0, 4%. L'accesso chirurgico fu variabile: per L5 (sempre doppio), per S1 (84% doppio, 16% posteriore), S2 (42% doppio, 58% posteriore), S3 (19% doppio, 81% posteriore), S4 (12% doppio, 88% posteriore), coccige (sempre solo posteriore). Un'invasione dell'ala/sacro-iliaca era presente nel 5% dei casi (più frequente-20%- nelle estensioni alte L5, S1, S2; meno frequente 1% in quelle basse S3, S4, S5). Un coinvolgimento rettale fu osservato in media nel 10% dei casi (20% nelle resezioni alte, 7% in quelle basse). Una colostomia venne eseguita nel 22% dei pazienti. Una ricostruzione iliolombare nel 4% dei pazienti. Margini chirurgici adeguati (ampi) furono conseguiti solo nel 35% dei pazienti, mentre margini inadeguati quali ampio/contaminato nel 8%, marginale ± contaminato nel 37% e intralesionali nel 20%. Nelle resezioni alte, l'utilizzo di un doppio accesso rispetto al solo accesso posteriore ha permesso di ottenere più frequentemente margini ampi sia in S1 (41% *vs.* 33%) che in S2 (47 *vs.* 39%). Dati sulla radioterapia eseguita furono disponibili in 79 casi: 13 pazienti eseguirono radioterapia preoperatoria con in media 5000 rad (3500-6000); 65 pazienti radioterapia postoperatoria con 6000 rad (1600-10.500); 1 paziente radioterapia intraoperatoria. Dei 242 pazienti operati, 207 furono controllati a distanza, mentre 35 non vennero considerati per varie cause (10 morti peri-operatori, 1 morto per altre

cause, 24 pazienti persi o con insufficiente follow-up). Il follow-up medio è di 6, 5 anni (1-34 anni).

COMPLICAZIONI

Dieci pazienti (4%) morirono o durante l'intervento (2%) o nell'immediato post-operatorio (2%) per complicanze prevalentemente generali: embolia (3), emorragia (2), setticemia (2), infarto (2), ictus (1). Le complicanze locali furono molto frequenti (54% dei pazienti) e talora multiple. In particolare furono riscontrate: 90 deiscenze della ferita di cui 57 sottoposte a *debridment* e chirurgia plastica con lembi peduncolati (tutte guarite eccetto 1); 9 casi di emorragia acuta (tutte riprese mediante chirurgia); 2 lesioni del retto (sempre operate e guarite in un caso); 4 fistole rettali (di cui 3 operate e 2 guarite); 2 fallimenti della colostomia (ripresi chirurgicamente con successo); 8 dolore cronico o paralisi radicolare (in 4 casi richiedenti cordotomia); 7 casi di fratture da stress del sacro, trattati conservativamente (1 paziente con dolore severo, 2 moderato, 4 senza dolore); 2 casi di retto colite (guariti con colostomia); 2 casi di ernia (1 ripreso chirurgicamente).

RISULTATI ONCOLOGICI

Sopravvivenza: al controllo il 40% era CDF (*continuosly disease free*) il 6, 5% NED (*no evidence of disease* dopo trattamento di recidiva o metastasi) 10% DOC (*died other causes*) il 17, 5% AWD (*alive with disease*) e il 26% DOD (*died of disease*). Non vi furono differenze statisticamente significative fra resezioni basse (S3/S4/S5) o alte (L5/S1/S2) per quanto riguarda CDF (29% *vs.* 45%), NED (7% in entrambi) AWD (24% *vs.* 15%) DOC (12% *vs.* 8%), DOD (28% *vs.* 25%). I risultati globali in termine di sopravvivenza furono nettamente superiori nel gruppo di pazienti giunti vergini – senza precedente chirurgia – al centro di riferimento e trattati mediante resezione in blocco conseguendo margini ampi: al controllo il 72% era CDF, il 2% NED, il 10% DOC, l'11% AWD, e il 5% DOD. *Recidive locali*: 90 pazienti ebbero una (60%) o ripetute (2 nel 29%; 3 nel 7%; 4 nel 4%) recidive locali. L'intervallo medio (chirurgia/recidiva locale) fu di 4 anni (4 mesi-14 anni). Le recidive locali furono osservate nel 23% degli interventi ampi e nel 25% degli ampi-contaminati; nel 50% degli interventi marginali con o senza contaminazione e nel 75% degli interventi intralesionali. Nei pazienti che ebbero una recidiva locale (90 casi) la prognosi deteriorò notevolmente e al controllo solo il 15% era NED, il 32% era AWD e il 53% DOD. Di questi 90 pazienti, 39 ebbero un trattamento aggressivo (asportazioni chirurgiche ripetute): al controllo 13 erano NED, 10 AWD e 16 morti. Al contrario 51 ebbero un trattamento non aggressivo (chemio / radio): al controllo erano viventi solo 19 pazienti, tutti AWD. Riguardo alla radioterapia, 126 pazienti non furono trattati, mentre 77 ebbero o radioterapia preoperatoria o postoperatoria. L'incidenza delle recidive locali fu del 58% nel gruppo radioterapico e del 34% nel gruppo non radioterapico. Non furono riscontrate differenze anche analizzando separatamente i margini chirurgici nel gruppo radioterapico e nel gruppo non radioterapico: le recidive furono rispettivamente 55% e 18% dopo chirurgia ampia; 33% e 20% dopo chirurgia ampia-contaminata; 56% *vs.* 44% dopo chirurgia marginale; 70% *vs.* 80% dopo chirurgia intralesionale.

METASTASI

Metastasi furono riscontrate in 50 pazienti (38% al polmone, 33% allo scheletro, 12% all'intestino, 11% alla pelle, 5% ai muscoli, 1% altrove).

CONCLUSIONI

Tale studio permise di fare le seguenti considerazioni:

1) Il cordoma è un tumore generalmente sottostimato per quanto riguarda sia la sua malignità locale (oltre 40% di recidive locali) che generale (solo 40% di pazienti *continuously disease free* con 26% di mortalità per malattia).
2) Tale tumore ha tre linee di invasività sul piano sagittale (spazio presacrale, canale sacrale, hiatus sacrale), tre linee su quello trasversale (grande gluteo, piriforme, legamenti sacro-tuberosi ed ischiatici e sacro-iliaci) e può essere accompagnato da lesioni satelliti periferiche (ala iliaca, vertebre lombari) per probabile re-sitting tramite i plessi di Batson.
3) Margini chirurgici ampi sono difficilmente ottenibili (35% dei casi). È necessario un accurato studio pre-operatorio di *imaging* controllando le linee di invasività. La resezione deve spesso prevedere: a) l'ampia asportazione del periostio e della fascia presacrale a copertura anteriore del tumore; b) la sezione del canale sacrale una vertebra al disopra del polo superiore del tumore; c) l'asportazione a losanga della cute prospiciente lo *hiatus* sacrale; d) l'asportazione generosa del ventre e della zona inserzionale del grande gluteo; e) la sezione dal femore e dalla pelvi del piriforme e dei legamenti sacro iliaci ed ischiatici; f) la resezione in blocco della sacro-iliaca sul versante pelvico.
4) In caso di resezione alta del sacro (L5-S1) è sempre indicato eseguire, prima di quello posteriore, un approccio preliminare anteriore per sezionare i vasi ipogastrici (altrimenti a rischio di danneggiamento con emorragia grave intra-operatoria), per isolare e sollevare il tronco nervoso ilio-sacrale (altrimenti a rischio di lesioni da sezione o strappamento), per preparare la faccia anteriore del sacro e marcare il livello di osteotomia ben al di sopra del bulging tumorale e infine per preparare la parte alta del retto. Tale accesso anteriore è preferibile sia eseguito per via retroperitoneale laterale con due incisioni separate o con unico accesso ad U: è possibile attualmente eseguire la preparazione per via laparotomica ma questa espone a un possibile rischio di contaminazione peritoneale. Per resezioni a livello di S3 o distali l'approccio può essere eseguito solo per via posteriore con incisione trasversa (meno rischiosa per deiscenze), verticale (oncologicamente più adeguata potendo asportare la cute prospiciente lo hiatus), a Y (se necessario vedere ampiamente la zona sacro-iliaca), a Y rovesciata (se necessario vedere ampiamente la zona glutea e la colonna vertebrale). Per resezioni a livello di S2, la necessità del doppio approccio va stabilito caso per caso.

5) La prognosi è strettamente collegata alla chirurgia. La percentuale di recidive locali dipende infatti strettamente dall'adeguatezza dei margini chirurgici, mentre la prognosi è sfavorevolmente influenzata in caso di recidiva locale. In tale evenienza, la sopravvivenza è favorevolmente influenzata da un atteggiamento chirurgico aggressivo (escissioni multiple anche ripetute).
6) La prognosi delle resezioni alte è risultata paragonabile (se non addirittura migliore) a quelle delle resezioni basse. Questo è in parte giustificato dal fatto che l'approccio combinato anteriore e posteriore ha permesso di ottenere molto spesso margini adeguati, anche se il tumore si estrinsecava maggiormente in verticalità. È da considerare per altro che lo sviluppo del cordoma molto spesso è trasversale, raggiungendo volumi notevoli talora impegnandosi a clessidra nello scavo pelvico:in questi casi anche se la resezione è "bassa" difficilmente è possibile ottenere margini ampi.
7) Terapie adiuvanti quali la radioterapia non hanno messo in evidenza possibili vantaggi. Tuttavia, in tale studio retrospettivo, non poterono essere considerate applicazioni radioterapiche avanzate come le attuali, che sembrano avere risultati più promettenti [1].
8) Tale chirurgia è gravata da una "modesta" mortalità perioperatoria (4%) considerando l'invasività dell'intervento e l'età media dei pazienti. Tuttavia presenta un alto numero di complicazioni locali (oltre 50%) spessissimo di tipo cutaneo, talora a livello rettale o vascolare. Queste complicazioni sono di solito riprese con successo ma richiedono l'approccio multidisciplinare del paziente (chirurgo plastico, vascolare e generale). Le complicazioni sono ovviamente più frequenti nell'approccio doppio (anteriore e posteriore). La deiscenza della ferita raramente può essere prevenuta dall'utilizzo di "spaziatori endopelvici" (perle alla gentamicina) o riempimenti biologici (flap omentale) più spesso richiede flap muscolari peduncolati (dei glutei, del retto anteriore, laterale della coscia) o liberi (gran dorsale prolungato). La colostomia di routine si è dimostrata non necessaria e resta indicata solo per motivi oncologici (biopsia trans rettale, eventuali aderenze): anche in questi casi si dovrebbe prendere in considerazione l'asportazione parziale della parete rettale. Le complicanze vascolari e nervose possono essere minimizzate mediante l'accesso anteriore e preparazione di tali strutture. Le complicanze nervose correlate all'asportazione delle radici sacrali sono in realtà sequele dell'intervento, inevitabili e spesso già determinate dal tumore. Incontinenza fecale seguita da stipsi cronica e difficoltà alla minzione richiedenti il cateterismo sono presenti in caso di asportazione bilaterale di S2 e S3, i disturbi possono essere minori se vengono salvate entrambe le S2 o S2 + S3 monolateralmente, mentre possono non esservi disturbi in caso di osteotomie che preservano entrambe S3. Tuttavia questi disturbi possono comparire anche per resezioni con osteotomie basse per anomalie di innervazione (alquanto frequenti a tale livello) o quando il tumore si sviluppa trasversalmente in modo notevole con possibile lesione periferica dei nervi pudendi. Per ulteriori informazioni si rimanda a pubblicazione specifica.
9) Sotto il profilo ricostruttivo, varie tecniche vennero prospettate: barre trasverse multiple trans iliache immerse in trapianti o a cemento (resezioni basse), eventualmente associate con barre verticali; transfissione di L5 mediante barre e viti di fissazione nel corpo e nelle ali iliache lungo la linea innominata, fissatori transpeduncolari con barre iliache etc. Tuttavia tali tecniche erano gravate da un'alta percentuale di fallimenti conseguenti alla deiscenza di ferita e all'infezione con alto numero di insuccessi. L'analisi della casistica dimostrò l'inutilità di eseguire una ricostruzione nelle resezioni alte (S1) con mantenimento di almeno un cm e mezzo della mensola sacrale: il rischio infatti di una frattura da stress era alquanto modesta e le sue sequele spesso limitate. Nelle resezioni totali di sacro l'alternativa è la "non ricostruzione", lasciando il paziente a letto per due mesi e permettendo quindi il carico graduale con corsetto. In questo caso la colonna lombare scende in parte nella pelvi arrestandosi per la messa in tensione dei muscoli e dei legamenti lombari (effetto amaca): il paziente di solito recupera e diventa in grado di deambulare con corsetto e ginocchielli e ausili brachiali. La casistica era peraltro troppo scarsa per orientare verso la ricostruzione (con i suoi rischi) o la non ricostruzione (con i suoi limiti funzionali).

Dopo tale lavoro, negli ultimi 13 anni sono comparsi vari contributi scientifici che peraltro non hanno fatto altro che confermare i punti chiave sopra esposti: in particolare la modalità di crescita del tumore [2], l'alta percentuale (dal 33% al 75%), delle recidive locali [3-7], l'importanza dei margini chirurgici [6-9] la tipologia e numerosità delle complicanze locali [3]. Riteniamo utile fra questi citare alcuni lavori che hanno puntualizzato alcuni nuovi aspetti ricostruttivi. Wuisman et al. [5], in 9 casi di resezioni totali di sacro, 4 pazienti ebbero una ricostruzione con cemento (2), o semplice strumentazione vertebrale (1) o protesi metallica sacrale (1) mentre 5 non ebbero ricostruzione (effetto amaca): sotto il profilo funzionale non vi furono differenze fra pazienti con o senza ricostruzione. Altri Autori [10 11] propugnano invece la strumentazione estesa. Per quanto riguarda i possibili flap posteriori, alcuni Autori preferiscono il flap di trasposizione glutea bilaterale associato o meno al flap omentale altri al retto anteriore per via trans addominale [12], altri ancora al by pass con trasposizione distale del gran dorsale, o al flap posteriore della coscia o a un lembo libero. Miles [13], sulla base delle complicazioni registrate consiglia in prima istanza l'avanzamento gluteo (sconsigliando i flap rotatori e quello posteriore della coscia); in seconda istanza viene consigliato il retto anteriore dell'addome per via trans addominale (gravato da un 50% di complicazioni) e come ultima ratio un lembo libero.

RICOSTRUZIONI PERICOTILOIDEE CON TRAPIANTI MASSIVI

Nel 1985 al Congresso ISOLS (*International Society Of Limb Salvage*) di Orlando (Florida), si eseguì una revisione internazionale sulle resezioni periacetabolari e relative ricostruzioni. I risultati finali dimostrarono che le ricostruzioni biologiche di minima garantivano risultati discreti sotto il profilo funzionale e soprattutto riproducibili. Le ricostruzioni più complesse (con protesi *custom*

made o con trapianti massivi) potevano condurre talora a risultati ottimali, talora a risultati cattivi (fino all'amputazione) con alta imprevedibilità, legata soprattutto ad un alto numero di complicazioni. Negli anni seguenti vi fu uno sforzo da parte dei chirurghi nel limitare tali complicanze (Tab. I e II). Il campo da noi prescelto fu quello dei trapianti massivi e nel tempo venne modificata e raffinata la tecnica chirurgica. Sulla base dell'esperienza maturata, vengono attualmente posti in atto i seguenti accorgimenti tecnici:

Tab. I. Complicazioni degli innesti massivi di bacino rilevati da vari autori.

	N°	Infezione%	Fratture o migrazioni%	Instabilità%
Aboulafia et al. [18]	17	18%	n. r.	18%
Renard et al. [19]	15	27%	27%	n. r.
Cottias, Anract et al. [20]	17	18%	35%	18%
Bell et al. [21]	17	12%	n. r.	30%

a) La scelta del trapianto deve essere accurata. Sotto tale aspetto è necessaria una stretta collaborazione con la Banca dell'osso. I trapianti crioconservati devono provenire da donatore giovane (< di 40 anni), possibilmente maschio per garantire il massimo della resistenza ossea. Tali trapianti devono essere corredati di radiografie o, ancor meglio, di studio TAC per selezionare il trapianto avente il miglior matching morfologico con il segmento asportato. In caso di *matching* incompleto è preferibile selezionare un trapianto lievemente sottodimensionato per evitare tensioni sulla sutura chirurgica.

b) Il trapianto deve essere scongelato rapidamente in soluzione fisiologica calda antibiotata (Rifocin, Vancomicina) e lasciato per alcune ore a bagno affinché assorba l'antibiotico. La permeazione dell'antibiotico è tale che la liberazione graduale nel campo operatorio può persistere a livello terapeutico per due settimane postoperatorie.

c) Il trapianto può essere rinforzato ponendo una lunga placca di rinforzo all'interno della pelvi che partendo dalla sacro-iliaca interna, contorna tutta la linea innominata e si prolunga sulla branca ilio-pubica, la sinfisi, e la branca contro laterale. Tale tecnica peraltro ha diversi inconvenienti: a) non può essere utilizzata in caso di resezione trans sacrale o trans iliaca (mancando un moncone osseo ove ancorarsi); la tecnica di posizionamento della placca è indaginosa e difficile sia prossimalmente (presenza dello sciatico) che distalmente (preparazione della pelvi contro laterale, con prolungamento della ferita chirurgica); la tenuta della placca può essere limitata prossimalmente con possibile sganciamento e migrazione intrapelvica; in caso di fallimento vi possono essere complicazioni secondarie temibili (nervose e vascolari).

d) Attualmente il trapianto viene rinforzato utilizzando la metodica del cemento pressurizzato. Sul tavolo operatorio con apposite frese viene eliminata la cartilagine cotiloidea, lasciando intatto l'osso sub condrale. All'interno del cotile vengono fatte alcune perforazioni superficiali con piccolo trapano (2/3 mm) e tre grosse perforazioni (10 mm) in corrispondenza della branca iliaca, della branca ischiatica e dell'ileo. Con siringa si pressurizza all'interno soluzione fisiologica che asporta il midollo ivi presente (fuoriuscendo dai fori eseguiti, dai forami vascolari naturali e dalle zone osteotomiche). Lavati gli spazi midollari, viene pressurizzato all'interno del trapianto cemento a bassa viscosità, usato ancora molto liquido e con monomero precedentemente raffreddato, mediante una pistola da cemento con siringa da 10 mm. Con tale tecnica si ottiene un buon riempimento di tutta la zone pericotiloidea. Quando il cemento ha fatto presa si adatta nella cavità cotiloidea un anello di rinforzo con flange metalliche lunghe (tipo Octopus) che vengono adattate sul bordo esterno del trapianto (ed eventualmente del bacino restante del paziente). Le viti vengono sempre messe a polimerizzazione avvenuta per migliorarne la tenuta. L'anello metallico può essere fissato al trapianto sul tavolino, ma il cotile viene cementato solo dopo che il trapianto è stato adattato e fissato al paziente per garantire il giusto orientamento. Di regola viene utilizzato cemento antibiotato, per minimizzare il rischio infettivo.

e) È cruciale il fitting del trapianto a livello della osteotomia dell'ileo. Il trapianto va ritoccato fino a quando non vi sia un combaciamento perfetto associato a un allineamento e rotazione del bacino che permetta un ripristino accettabile dei parametri articolari. Il combaciamento distale è meno importante e più facilmente ottenibile avendo i segmenti ossei residui una relativa mobilità sulla sinfisi pubica.

f) La fissazione del trapianto alla parte restante dell'ileo è generalmente ottenuta con due placche sagomate da frattura di bacino: una anteriore segue l'ispessimento dell'ala iliaca presente fra i 2/3 posteriori e il 1/3 anteriore e si prolunga sull'eminenza ilio-pettinea e sulla branca ilio-pettinea; l'altra del tutto posteriore viene posta sul bordo posteriore – più spesso – del trapianto e prolungata fino all'ischio contornando la parte posteriore del cotile. La stabilità con le due branche residue (ilio-pubica o ischio pubica), se non già ottenuta con le placche suddette, può essere garantita con viti passanti attraverso la zona di osteotomia. Tuttavia l'ancoraggio dell'arco pelvico anteriore (che un tempo si tentava sempre di ottenere con una lunga placca a ponte prolungata talora anche oltre alla sinfisi, sull'arco pelvico anteriore sano contro laterale) non sembra essere strettamente necessaria come si riteneva un tempo. In caso di resezione totale di emibacino, la sintesi del trapianto viene eseguita direttamente col sacro mediante 3-4 viti con rondella passanti la sacro-iliaca. Ogni volta che si usano viti passanti, si raccomanda l'uso di viti cannulate e di controllare prima della loro inserzione la giusta direzione e lunghezza per evitare inutili perforazioni e indebolimenti dell'innesto.

g) La stabilità articolare (sublussazione, lussazione della protesi) è una complicazione alquanto frequente e temibile, conseguente alla facilità di errori di orientamento nel ricreare *ex-novo* la configurazione pelvica. A ciò si aggiunge il fatto che spesso occorre sezionare o talora sacrificare i muscoli glutei, adduttori ed extrarotatori e che l'asportazione della capsula articolare è completa. Inizialmente si pensava di aver risolto il problema utilizzando delle coppe bipolari. Tuttavia

quest'ultime mostrarono l'inconveniente di un usura lenta ma progressiva dell'innesto, che ha portato nel tempo in alcuni casi a frattura centrale dell'innesto o a lussazione posteriore per erosione del ciglio posteriore. Questa complicanza fu riscontrata nel 50% dei nostri casi e nel 40% dei pazienti di Yoshida et al. [14] Tale inconveniente portò ad utilizzare cotili in polietilene cementati all'innesto: tuttavia con le protesi allora disponibili (diametri disponibili delle testine dal 22 ai 32 mm) le lussazioni e/o sublussazioni divennero frequenti. Si tentò di limitare tale complicazione utilizzando due legamenti artificiali di rinforzo ancorati uno alla placca posteriore, l'altro alla placca anteriore e girati come un cappio attorno alla protesi. Tale accorgimento permette di irrigidire la situazione ma limita anche il movimento. Attualmente la soluzione del problema è affidata talora all' utilizzo di protesi convenzionali ma con teste a grande raggio di recente introduzione: la scelta è peraltro limitata in quanto la componente acetabolare deve per necessità essere cementata in quanto un *bone ingrowth* efficace è impensabile su un trapianto acellulare (Fig. 1). Più frequentemente viene utilizzato una protesi non convenzionale cementata a ritenzione parziale "snap fitt" o totale (anello ritentivo). Tali protesi sono in genere guardate con sospetto in quante per i ripetuti stress anti-lussanti sarebbero più frequentemente soggette a mobilizzazione. Tuttavia, forse per la limitata ampiezza articolare attiva che questi pazienti possono recuperare, tale complicazione non è attualmente verificabile con frequenza "allarmante". Ulteriori accorgimenti sono quelli di: 1) aumentare la copertura della coppetta; 2) aumentare l'offset dell'impianto, variando lo spessore del cemento; 3) utilizzare una componente femorale con colli mobili o con torretta rotante per perfezionare l'orientamento del femore verso l'acetabolo.

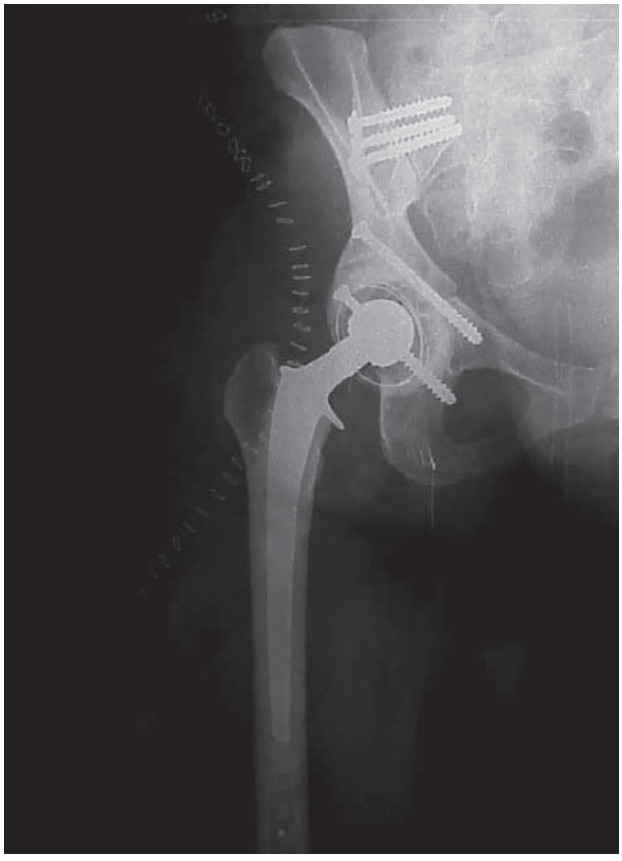


Fig. 1. La radiografia mostra una ricostruzione periacetabolare mediante trapianto massivo da cadavere fissato con viti associato ad una protesi d'anca con polietilene cementato.

h) La ricostruzione muscolare deve essere particolarmente meticolosa. Nelle resezioni extra-articolari di femore prossimale si consiglia di utilizzare protesi composite o con trapianti sospesi per migliorare la ricostruzione muscolare. La reinserzione dei glutei sulla cresta iliaca è essenziale come la loro fissazione agli addominali. Il trapianto non deve far salienza sotto la cute per evitare decubiti.
i) Si raccomanda nel postoperatorio una terapia antibiotica a pieno dosaggio e prolungata per almeno una settimana o, comunque, fino ad eliminazione di tutte le porte esterne (cateteri, etc.) di eventuale contaminazionie batterica.

I risultati dei trapianti massivi sono stati in genere superiori a quelli ottenuti con protesi metalliche custom made: Gradinger et al. [15] su 25 casi riporta risultati soddisfacenti solo nel 28%; Wirbel et al. [16] riferisce il 78% di risultati soddisfacenti ma anche il 25% di infezioni, 15% di lussazioni e 36% di mobilizzazioni radiografiche; Schwaneis et al. [17] su 10 casi ha il 60% di risultati positivi, peraltro con un alto numero di revisioni per impianto (2.5 reinterventi per paziente). Risultati migliori sembrano ottenuti con le protesi speciali a sella: soddisfacenti nel 71% per Aboulafia [18], nel 69% per Renard [19] e 60% Cottias [20]. La Tabella I mostra un riepilogo delle principali complicazioni dei trapianti massivi da cadavere utilizzati per la ricostruzione pelvica riportati da vari autori.

Da quanto sopra esposto, ancorché gravati da complicazioni importanti fra le ricostruzioni "anatomiche" ed ambiziose, i trapianti massivi mantengono tuttora un interesse primario.

CURETTAGE DEI TUMORI BENIGNI DELLA REGIONE PELVICA E SACRALE

Il *curettage* era finora indicato solo in alcuni istotipi di tumori (osteoblastoma, schwannoma benigno, fibromi condromixoidi, tumori a cellule giganti) di aspetto clinico-radiografico quiescente (stadio 1) mentre veniva associato ad adiuvanti locali nelle forme attive (stadio 2). Nelle forme "aggressive" (stadio 3) veniva di solito eseguita una resezione marginale. Attualmente avendo a disposizione terapie adiuvanti sempre più efficienti e sicure, vi è la tendenza ad estendere il *curettage* anche negli stadi 3, eventualmente associandolo a radioterapia postoperatoria, soprattutto nelle lesioni coinvolgenti tutto il sacro o comunque al di sopra di S3. Tecnica del *curettage*:

a) occorre innanzitutto pianificare mediante CT ed RNM e PET l'estensione del tumore e il coinvolgimento delle strutture limitrofe (sacro-iliaca, cotile, canale vertebrale, etc.) nonché la presenza di setti o creste che dividono la cavità e che vanno abbattute.
b) La via d'accesso è condizionata dalla estensione della lesione: se la corticale anteriore del sacro è conservata l'accesso è

posteriore; se il tumore ha un notevole bulging intrapelvico, l'accesso è anteriore; se coesistono entrambe le situazioni l'accesso è doppio. Nelle lesioni pelviche, l'approccio alla sacro-iliaca è a Y, in quelle cotiloidee si segue la via allargata di Judet-Letournel, in quelle pelviche anteriori la via ilio-inguinale.

c) In caso di doppio accesso per il sacro, si deve eseguire dapprima la via anteriore, ponendo alla fine della procedura uno spaziatore inerte che fa da "segna-confine" anteriore durante l'approccio posteriore.
d) È fondamentale controllare la tendenza emorragica attuando uno o più di questi accorgimenti: 1) anestesia in ipotensione controllata; 2) embolizzazione preoperatoria (24 / 48 ore prima); 3) clampaggio temporaneo o legatura mono o bilaterale dell'ipogastrica; 4) clampaggio temporaneo ed alternante dell'arteria iliaca comune; 5) chiusura temporanea dell'aorta addominale con pallone; 6) by pass temporaneo aorto -femorale.
e) Aggredire la lesione valutando prima la pressione interna e l'eventuale sanguinamento mediante ago-sonda cannulato; eseguendo poi una piccola finestra sulla pseudo capsula e ponendo tutt'attorno una sutura a borsa di tabacco per richiudere la cavità e riottenere in qualsiasi momento un ambiente chiuso ove eseguire emostasi per compressione e zaffamento. A tale scopo si usano garze imbevute di acqua calda o di acqua ossigenata.
f) Il *curettage* viene praticato intracapsularmente e solo alla fine viene asportata la pseudo-capsula quando questa diventa completamente mobile e non presente grossi vasi
g) L'asportazione del tessuto può essere ottenuto con sonde da crioterapia (che congelando e scongelando necrotizzano il tumore e bloccano il sanguinamento) o mediante aspirazione ad ultrasuoni (Cavitron).
h) La distruzione delle cellule tumorali sulla parete ossea residua può essere ottenuta con il fenolo (caustico di superficie), l'elettrocauterizzazione (tecnica dell'argon plasma spray), la diatermocoagulazione, la crioterapia con sonda piatta.
i) Alla fine del *curettage*, si deve evitare l'emorragia ex-vacuo tamponando la superficie con colla di fibrina o altri coagulanti fibrillari; eventualmente porre uno spaziatore come barriera artificiale (silicone, cemento modellato) o biologica (lembo omentale) sul fondo intrapelvico del campo chirurgico.

CASISTICA

La casistica personale si basa su 49 pazienti di cui 29 operati prima del 1994 presso lo IOR e 20 operati presso il CTO di Firenze dopo il 1994. Si tratta di 17 TCG; 9 osteoblastomi; 11 schwannomi; 6 cisti aneurismatiche; 2 ependinomi; 2 emangioendoteliomi; 2 istiocitomi fibrosi benigni. Di questi 44 eseguirono un *curettage* e 5 (sotto S3) una resezione. L'approccio fu posteriore in 31, solo anteriore in 6 e doppio in 12. Dei 29 casi prima del 1994, 7 eseguirono embolizzazione, 3 eseguirono crioterapia, 3 toccature di fenolo, 9 radioterapia complementare. Dei 20 casi dopo il 1994, 15 eseguirono l'embolizzazione, 10 crioterapia, 5 fenolo, 8 altri adjuvanti, solo 2 radioterapia. Si è avuto 1 solo caso di decesso peri-operatorio per complicanze emorragiche nel primo gruppo. A un follow-up medio di 7 anni (da 1 a 20) sono state osservate solo 3 recidive locali (1 ABC, 2 osteoblastomi) dopo *curettage* (7%): tutti guarirono dopo ulteriore chirurgia. Al contrario fra 5 ulteriori pazienti trattati tutti con sola radioterapia, 1 ebbe progressione locale e 2 divennero sarcomi. Tali risultati, peraltro riferiti a una casistica selezionata sono nettamente superiori a quelli riportati da Leggon et al. [22] in una revisione meta-analitica della letteratura degli ultimi 50 anni su 239 casi di TCG pelvici. In tale report le recidive locali erano del 48% nel sacro e del 34% nel bacino. Recidive locali furono riscontrate nel 49% dei pazienti trattati solo con radioterapia, nel 47% dei pazienti operati con margini intralesionali, nel 46% dei pazienti con margini marginali / intralesionali con associata a radioterapia e mai recidive solo dopo intervento ampio. In tale casistica metastasi polmonari furono osservate nel 6% dei pazienti, una malignità secondaria nel 2%, una mortalità perioperatoria nel 2%, una estensione multicentrica nel 1%: la mortalità dovuta al tumore fu del 23% nel sacro e del 6% nel bacino. L'esperienza ottenuta indica che un *curettage* aggressivo con uso estensivo di adiuvanti può essere altrettanto valido per ottenere il controllo locale. Resta confermato che la sola radioterapia non è un trattamento idoneo nel TCG, ancorché pericoloso.

BIBLIOGRAFIA

1 Gibbs IC, Chung SD. *Radiosurgery and radiotherapy for sacral tumors*. Neurosurg Focus 2003; 15:E8.
2 Ishii K, Chiba K, Watanabe M, et al. *Local recurrence after S2-3 sacrectomy in sacral chordoma. Report of four cases.* J Neurosurg 2002; 97:98-101.
3 Hulen CA, Temple HT, Fox WP, et al. *Oncologic and functional outcome following sacrectomy for sacral chordoma.* J Bone Joint Surg Am 2006; 88:1532-9.
4 Guo W, Xu W, Yang R. *Surgical management of sacrococcygeal chordomas.* Beijing Da Xue Xue Bao 2003; 18:159-62.
5 Wuisman P, Lieshout O, Sugihara S, et al. *Total sacrectomy and reconstruction: oncologic and functional outcome.* Clin Orthop Relat Res 2000; 381:192-203.
6 Jeanrot C, Vinh TS, Anract P, et al. *Sacral chordoma: retrospective review of 11 surgically treated cases.* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 2000; 86:684-93.
7 Berg P, Kindblom LG, Gunterberg B, Remotti F, Ryd W, Meis-Kindblom JM. *Prognostic factors in chordoma of the sacrum and mobile spine: a study of 39 patients.* Cancer. 2000; 88:2122-34.
8 Fuchs B, Dickey ID, Yaszemski MJ, et al. *Operative management of sacral chordoma.* J Bone Surg Am 2005; 87:2211-6.
9 Fourney DR, Rhines LD, Hentschel SJ, et al. *En bloc resection of primary sacral tumors: classification of surgical approaches and outcome.* J Neurosurg Spine 2005; 3:111-22.
10 Ohata N, Ozaki T, Kunisada T, et al. *Extended total sacrectomy and reconstruction for sacral tumor.* Spine 2004; 29:E123-6.
11 Doita M, Harada T, Iguchi T, et al. *Total sacrectomy and reconstruction for sacral tumors.* Spine 2003; 28:E296-301.
12 Glatt BS, Disa JJ, Mehrara BJ, et al. *Reconstruction of extensive partial or total sacrectomy defects with a transabdominal vertical rectus abdominis myocutaneous flap.* Ann Plast Surg 2006; 56:526-30.
13 Miles WK, Chang DW, Kroll SS, et al. *Reconstruction of large sacral defects following total sacrectomy.* Plast Reconstr Surg 2000; 105:2387-94.
14 Yoshida Y, Osaka S, Mankin HJ. *Hemipelvic allograft reconstruction after periacetabular bone tumor resection.* J Orthop Sci 2000; 5:198-204.

[15] Gradinger R, Rechl H, Ascherl R, et al. *Partial endoprosthetic reconstruction of the pelvis in malignant tumors.* Orthopade 1993; 22:167-73.

[16] Wirbel RJ, Schulte M, Mutschler W. *Primary malignant tumors of the sacrum.* Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd 1998; 115:1324-7.

[17] Schwaneis E, Dominkus M, Krepler P, et al. *Reconstruction of the pelvis after tumor resection in children and adolescents.* Clin Orthop Relat Res 2002; 402:220-35.

[18] Aboulafia AJ, Buch R, Mathews J, et al. *Reconstruction using saddle prosthesis following excision of primary and metastatic periacetabular tumors.* Clin Orthop Relat Res 1995; 313:203-13.

[19] Renard AJ, Veth RP, Schreuder HW, et al. *The saddle prosthesis in pelvic primary and secondary musculoskeletal tumors: functional results at several postoperatve intervals.* Arch Orthop Trauma Surg 2000; 120:188-94.

[20] Cottias P, Jeanrot C, Vinh TS, et al. *Complication and functional avaluation of 17 saddle proshesis for resection of periacetabular tumors.* J Surg Oncol 2001; 78:90-100.

[21] Bell RS, Davis AM, Wunder JS, et al. *Allograft reconstruction of the acetabulum after resection of stage IIB sarcoma. Intermediate-term results.* J Bone Joint Surg Am 1997; 79:1663-74.

[22] Leggon RE, Zlotecki R, Reith J, et al. *Giant cell tumor of the pelvis and sacrum: 17 cases and analysis of the literature.* Clin Orthop Relat Res 2004; 423:196-207.

Esperienza clinica nella ricostruzione del corpo vertebrale con protesi modulare in carbonio (115 casi in 114 pazienti)

Clinical experience about stackable carbon-fiber prosthetic replacement of vertebral bodies (115 implants in 114 patients)

S. Boriani*, S. Bandiera*, A. Gasbarrini*, F. De Iure*, M. Cappuccio*, R. Biagini**

RIASSUNTO

Gli Autori presentano i risultati di uno studio retrospettivo su 115 protesi in carbonio impiantate per sostituire la colonna anteriore dopo corporectomia o vertebrectomia eseguite per il trattamento dei tumori del rachide.
Queste protesi sono assemblate intra-operativamente connettendo in serie più gabbie in carbonio a seconda della lunghezza richiesta. Queste vengono poi riempite con chips di osso autologo e collegate con la strumentazione posteriore o anteriore.
Questa protesi modulare in carbonio può adattarsi in molte situazioni che si presentano dopo resezione del corpi vertebrali nel trattamento dei tumori del rachide, permettendo un immediato carico e promuovendo una solida fusione ossea.

Parole chiave: ricostruzione vertebrale, tumori vertebrali, protesi carbonio

SUMMARY

The results are presented of a retrospective study on 115 carbon-fiber prostheses implanted for anterior column replacement after corpectomy or vertebrectomy performed for the treatment of bone tumors of the spine. These prostheses were assembled intraoperatively by combining stackable cages according to the required length, filled with autologous bone chips and connected with posterior and/or anterior instrumentation.
This carbon-fiber modular prosthesis can fit the different situations occurring after vertebral body resection in the treatment of bone tumors of the spine, allows immediate weight-bearing and promotes a solid fusion.

Key words: vertebral reconstruction, vertebral tumors, carbon fiber prosthesis

*Dipartimento di Ortopedia e Traumatologia, Ospedale Maggiore "C.A. Pizzardi, Bologna"; **Istituto Regina Elena, IFO, Roma

INTRODUZIONE

Un trattamento oncologico e chirurgico adeguato per i tumori ossei del rachide può aumentare le aspettative di sopravvivenza a lungo termine [1 2].
La sostituzione del corpo vertebrale deve essere attuata in casi ben selezionati con lo scopo di un immediato recupero della funzionalità e di una solida fusione ossea per una stabilità a lungo termine.
Presentiamo i risultati di uno studio retrospettivo su 115 protesi in carbonio impiantate per sostituire la colonna anteriore dopo corporectomia o vertebrectomia eseguite per il trattamento dei tumori del rachide.
Queste protesi sono assemblate intra-operatoriamente connettendo in serie più gabbie in carbonio a seconda della lunghezza richiesta. Queste vengono poi riempite con chips di osso autologo e collegate con la strumentazione posteriore o anteriore.

SISTEMA RICOSTRUTTIVO

La protesi CFRP (polimero rinforzato da fibre di carbonio) rappresenta un sistema modulare che permette di connettere tra loro una o più componenti base chiamate gabbie; queste ultime per facilitare la ricostruzione dell'allineamento sul piano sagittale sono disponibili in tre diverse altezze, ognuna con due sezioni trasversali possibili (toracica e lombare) (Fig. 1).
Queste gabbie di forma ottagonale sono cave e permettono così di essere riempite con frammenti di osso; inoltre su tutte le sue superfici sono presenti gli alloggiamenti per la connessione della protesi con i sistemi di stabilizzazione anteriore (placche) o posteriore (barre).
Le varie gabbie sono connesse e fissate con una vite di bloccaggio in titanio posizionata lungo la linea mediana.
Il processo di produzione della protesi CFRP è eseguito dalla DePuy-AcroMed®, che prevede il rinforzo di una matrice polimerica (Optima) con fibre di carbonio.
Presenta fondamentali proprietà meccaniche e biologiche: è notevolmente resistente alle forze di carico e alle forze di taglio, è biologicamente inerte e non è cancerogena.
La sua principale caratteristica di spaziatore e vettore di impianti autologhi non differisce di molto da altre protesi oggi presenti sul mercato. Il carbonio presenta un modulo di elasticità vicinissimo a quello dell'osso corticale e ciò facilita la trasmissione delle forze di carico stimolando una conseguente ipertrofia degli innesti ossei al suo interno e determinando la fusione di questi con la vertebra

sopra e sottostante. Un'ulteriore peculiarità della protesi in carbonio è di essere radiotrasparente: questo permette di verificare l'evoluzione dei processi di osteointegrazione tra innesti e vertebra, l'eventuale presenza di recidive locali o la mobilizzazione dell'impianto stesso [3-5]. Le gabbie possono essere impiantate attraverso un approccio anteriore e connesse con diversi tipi di strumentazione anteriore, oppure impiantate con accesso posteriore e connesse con barre da 6,35 mm.

Fig. 1. La protesi CFRP (Polimero Rinforzato da Fibre di Carbonio) rappresenta un sistema modulare disponibili in tre diverse altezze, ognuna con due sezioni possibili (toracica e lombare).

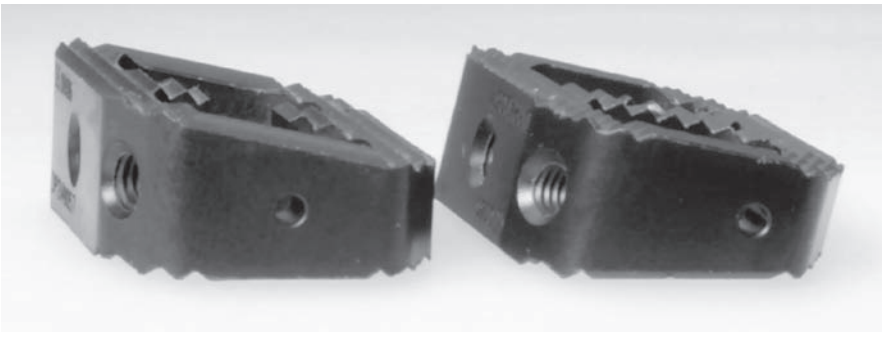


Fig. 2. Sono disponibili gabbie a forma conica per facilitare il contatto completo e permettere il mantenimento della lordosi.

TECNICA CHIRURGICA

Il primo atto per l'impianto della protesi consiste nel ricavare due superfici limitanti.
Se la resezione è stata ottenuta attraverso il disco intervertebrale, dalla superficie limitante deve essere eliminata la cartilagine. La protesi può anche essere impiantata dopo resezione attraverso il corpo vertebrale.
La distanza tra queste superfici è valutata considerando la simmetria delle superfici limitanti opposte. Se le superfici opposte sono asimmetriche possono essere utilizzate gabbie a forma conica per facilitare il contatto completo e permettere il mantenimento della lordosi (Fig. 2).
La protesi da impiantare viene ottenuta connettendo assieme una o più componenti, a seconda della dimensione della resezione. La combinazione di elementi di altezza differente (9, 12, 24 mm e cunei) permette di ottenere protesi con incrementi progressivi di lunghezza di 3 mm. Una volta determinata la giusta combinazione di gabbie, questi elementi sono connessi attraverso una vite in titanio e un dado, e la protesi colmata con innesti ossei.
La connessione con le barre posteriori può essere ottenuta a 20° e 30° semplicemente ruotando la gabbia di 180°, così da ottenere una ricostruzione circonferenziale stabile anche senza la necessità di una placca anteriore (Fig. 3).

MATERIALI E METODI

Le protesi di carbonio modulari sono state utilizzate nella ricostruzione del corpo vertebrale dopo resezione nel trattamento di 115 casi di tumori del rachide. Un sostitutivo custom-made del soma vertebrale è stato utilizzato nei primi 2 casi per rimpiazzare le perdite di sostanza dopo escissione tumorale; successivamente ha preso il suo posto questo sistema modulare di gabbie in carbonio.
La resezione in blocco [1 6-9] del corpo vertebrale (vertebrectomia) [10 11] è stata eseguita con un approccio combinato anteriore/posteriore in 58 pazienti (50,4%), e con un approccio solo posteriore in 15 casi (13,04%).
Una escissione intralesionale del corpo vertebrale è stata eseguita in 40 casi: in 8 con un approccio combinato anteriore/posteriore, in 19 con approccio solo anteriore ed in 13 casi con un approccio posteriore.
L'intervento di vertebrectomia ha richiesto in media 12,4 ore e la perdita di sangue e stata calcolata in media di 5,201 cc.
Il tempo medio impiegato per eseguire una corporectomia è stato di 5,6 ore ed ha determinato in media una perdita di sangue di 2,561 cc.
In 70 pazienti è stata eseguita una resezione di una singola vertebra (60,8%).
L'altezza della protesi è stata calcolata in media di 44,7 mm (15-161).
In 99 casi sono stati utilizzati chips di osso autologo (prelevati da coste o cresta iliaca) per riempire le protesi con lo scopo di una fusione anteriore.
In 18 casi la protesi è stata connessa ad una placca anteriore, in 96 pazienti a sistemi posteriori per mezzo di viti di titanio e in un solo caso ad una strumentazione anteriore e posteriore.
Venti pazienti sono stati successivamente sottoposti a radioterapia (precoce o tardiva a causa di manifestazioni di ricorrenza locale), 5 pazienti a chemioterapia, e 10 pazienti ad entrambe le metodiche.
In tutti i pazienti è stato utilizzato un busto nel post-operatorio per un periodo variabile da 4 a 12 settimane.

Fig. 3. La connessione con le barre posteriori può essere ottenuta a 20° e 30° semplicemente ruotando la gabbia di 180°.

La condizione clinica dei pazienti è stata valutata sulla base di 3 parametri: dolore, attività funzionale e condizione neurologica.
Per il dolore è stata utilizzata una scala di valutazione in 5 livelli: a) urente; b) severo; c) moderato; d) medio; e) assente. Alla dimissione tutti i pazienti erano addolorati: e il dolore permetteva una normale attività in soli 2 casi (1,7%).
Il quadro neurologico è stato valutato con lo score di Frankel modificato: 91 pazienti non presentavano disturbi neurologici (Frankel E) alla dimissione.
Per quanto riguarda i criteri di valutazione della fusione ossea si è considerata l'osteointegrazione degli innesti ossei e la fusione intersomatica seguendo la seguente scala:

1) non-unione: cedimento della gabbia e riassorbimento dell'innesto;
2) probabile non-unione: 2 mm di radiolucenza attorno all'innesto osseo;
3) stato di incertezza o ritardo di consolidazione: presenza di un'area di radiolucenza di spessore inferiore ai 2 mm attorno ad una parte degli innesti;
4) probabile fusione ossea: presenza di un ponte di fusione ossea;
5) fusione ossea: normale densità dell'osso con la presenza di trabecole ossee continue all'interno del ponte di fusione ossea.

RISULTATI

Tutti i casi sono stati valutati clinicamente, e radiograficamente ad un follow-up medio di 44 mesi (da 6 a 160 mesi). Non si sono osservate complicazioni intraoperatorie connesse all'impianto e non si è verificato alcun fallimento meccanico delle gabbia.
Una infezione superficiale è guarita in 3 settimane con antibiotico terapia.
In 95 casi è stata dimostrata crescita ossea all'interno della protesi con fusione completa a 4-12 mesi (83%) (Fig. 4); in 12 casi la fusione non era completa (10%) e in 8 casi non appariva fusione (7%).
Non si è verificato cedimento delle protesi. A tutti i pazienti è stata concessa possibilità di svolgere attività funzionale che non ha alterato l'allineamento dell'impianto.
In tre pazienti si è verificata rottura delle viti peduncolari. In un caso di vertebrectomia a livello di T9, una strumentazione troppo corta ha richiesto un successivo intervento per aumentare l'area di artrodesi posteriore.

CONCLUSIONI

Questa protesi modulare in carbonio riempita con chips di osso autologo si può adattare a molteplici situazioni che si possono presentare dopo resezione del corpi vertebrali nel trattamento dei tumori del rachide, permettendo un immediato carico e promuovendo una solida fusione ossea.

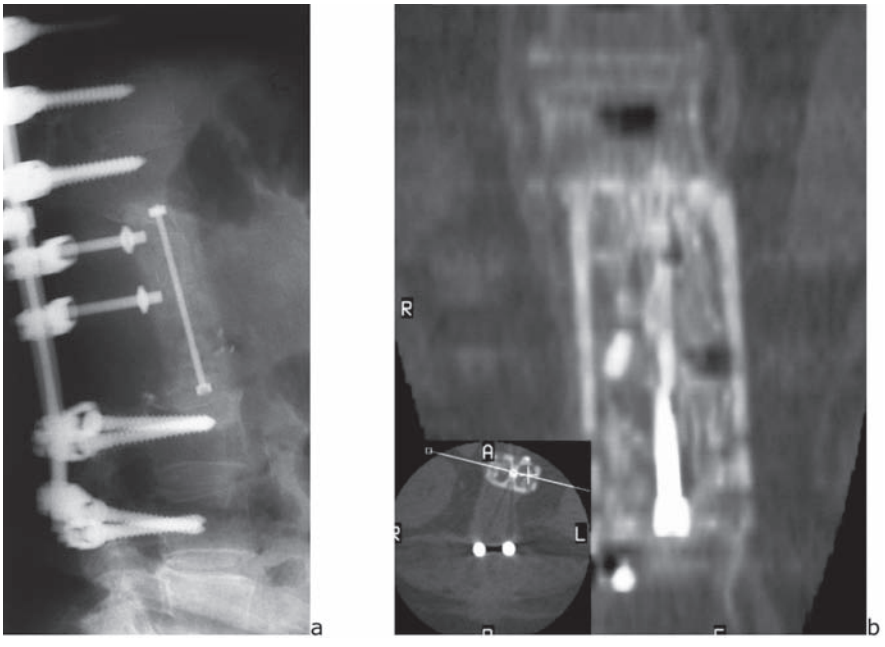


Fig. 4. Rx standard (a) e TC (b) a 3 anni di follow-up: completa crescita ossea e fusione.

BIBLIOGRAFIA

[1] Enneking WF. *Muscoloskeletal tumor surgery*. New York: Churchill Livingstone 1983, pp. 69-122.

[2] Campanacci M, Boriani S, Savini R. *Staging, biopsy, surgical planning of primary spine tumors*. Chir Org Mov 1983;75:99-103.

[3] Boriani S, Bigini R, Bandiera S, et al. *Reconstruction of the anterior column of the thoracic and lumbar spine with a carbon fiber stackable cage system*. Orthopedics 2002;25:37-42.

[4] Adams D, Williams DF, Hill J. *Carbon fiber-reinforced carbon as a potential implant material.* J Biomed Mater Res 1978;12:35-42.

[5] Boriani S, Bandiera S, Biagini R. *Vertebral resection and reconstruction using the stackable cage system.* In: Brantigan JW, Lauryssen C. *Intervertebral fusion using carbon fiber reinforced polymer implants.* Quality Medical Publishing 2006.

[6] Roy-Camille R, Mazel Ch, Saillant G, et al. *Treatment of malignant tumors of the spine with posterior instrumentation*. In: Sundaresan N, Schmidek HH, Schiller AL (eds.) *Tumors of the spine*. *Diagnosis and clinical management*. Philadelphia: W.B. Saunders 1990, pp. 473-487.

[7] Stener B. *Surgical treatment of giant cell tumors, chondrosarcomas, and chordomas of the spine*. In: Uhthoff HK. *Current concepts of diagnosis and treatment of bone and soft tissue tumors.* Berlin: Springer-Verlag 1984, pp. 233-242.

[8] Tomita K, Kawahara N, Baba H, et al. *Total en bloc spondylectomy for solitary spinal metastases*. International Orthopaedics (SICOT) 1994;18:291-8.

[9] Boriani S, Biagini R, De Iure F, et al. *En Bloc resections of bone tumors of the thoracolumbar spine. A preliminary report on 29 cases*. Spine 1996;21:1927-31.

[10] Boriani S, Biagini R, De Iure F, et al. *Lumbar vertebrectomy for bone tumor*. Orthopaedics & Traumatology 1995;12:125-34.

[11] Boriani S, Weinstein JN. *Differential diagnosis and surgical treatment of primary benign and malignant Neoplasm*. In Frymoyer JW. *The adult spine*; *Principles and Practice*. 2nd edn. Philadelphia: Lippincott-Raven 1996.

L'associazione di autotrapianto vascolarizzato del perone ad allotrapianto massivo nelle ricostruzioni segmentali dopo resezione oncologica: considerazioni sul comportamento biologico evolutivo del montaggio composito con perone endomidollare

Vascularised fibula graft inlaid in a massive bone allograft: considerations on the bio-mechanical behavior of the combined graft in segmental bone reconstructions after sarcoma resection

M. Ceruso*, P. Bigazzi*, M. De Paolis, R. Capanna***, M. Mercuri**, M. Manfrini****

RIASSUNTO

Le ricostruzioni scheletriche ottenute con trapianto vascolarizzato segmentale di perone sono caratterizzate da tempi di consolidazione ossea rapidi e vanno incontro a progressive ipertrofia e rimodellamento osseo

Per aumentare la solidità delle ricostruzioni segmentali in zone sottoposte a carico, il perone può essere associato ad un trapianto osseo massivo di banca. Il perone vascolarizzato supporta l'allograft inducendo nel tempo un processo di osteo-integrazione che migliora le qualità biomeccaniche del trapianto osseo composito. Questa associazione è risultata particolarmente efficace nelle ricostruzioni secondarie a resezioni scheletriche per sarcoma osseo.

Allo scopo di studiare l'evoluzione del trapianto osseo composito e le caratteristiche dell'ipertrofia della sua componente vascolarizzata abbiamo rivisto un gruppo di 31 pazienti con sarcoma osseo che erano stati sottoposti, dopo resezione tumorale, a ricostruzione della tibia con allograft massivo supportato da un segmento di perone vascolarizzato collocato in sede endomidollare.

Il periodo medio di valutazione dei pazienti è stato di 75 mesi . In 18 casi il follow-up era superiore a 5 anni. I pazienti erano stati operati tra il 1994 e il 2006. L'età era compresa tra 4 anni e 31 anni. Tutti i pazienti, tranne uno, erano stati sottoposti a trattamento chemioterapico neoadiuvante.

Le variazioni morfologiche del trapianto osseo composito sono state studiate per mezzo di esami seriati radiografici e TC. Le radiografie standard sono state eseguite ogni 6 mesi nei primi 5 anni e poi una volta l'anno. In tutti i casi è stata eseguita una valutazione TC post-operatoria ripetuta poi una volta l'anno. L'analisi computerizzata è stata ripetuta ad ogni controllo eseguendo le stesse sezioni agli stessi livelli, per rendere gli esami TC comparabili. Per ogni sezione sono strati misurati i diametri sagittale e trasversale, la superficie ossea totale, l'area del canale midollare, lo spessore e la densità della corticale del perone vascolarizzato e dell'innesto massivo.

Si sono evidenziati due differenti pattern evolutivi nel rimodellamento del trapianto composito Questi risultano correlati all' andamento delle sollecitazioni meccaniche cui il perone è sottoposto e variano in funzione della durata dell'integrità dell'allograft.

Parole chiave: perone vascolarizzato, allograft, sarcoma scheletrico, ricostruzione ossea, ipertrofia ossea, microchirurgia, osteoinduzione, osteo-integrazione

*S.O.D.C. Chirurgia della Mano e Microchirurgia, Azienda Ospedaliero-Universitaria Careggi. Firenze; **Clinica Ortopedica-V Divisione. Istituti Ortopedici Rizzoli, Bologna; ***S.O.D.C. Ortopedia Oncologica e Ricostruttiva, Azienda Ospedaliero-Universitaria Careggi. Firenze

Indirizzo per la corrispondenza:
dott. Massimo Ceruso, S.O.D.C. di Chirurgia della Mano e Microchirurgia, Azienda Ospedaliero-Universitaria Careggi. C.T.O., largo P. Palagi, 1, 50139 Firenze.

Con il contributo di AIRC (Associazione Italiana per la Ricerca sul Cancro). Grant # 1612

SUMMARY

Skeletal reconstruction using a vascularised fibula transfer allows for fast bone fusion and demonstrates a tendency to hypertrophy and remodeling. When a more stable immediate reconstruction is needed, a non vascularised massive bone allograft (MBA) can be associated to the vascularised fibula. In these instances the vascularised fibula supports the allograft over time, inducing a process of osteo-integration which enhances the biomechanical properties of the combined bone transplant.

Such a combined bone grafting is a trustworthy procedure in the reconstruction of skeletal defects secondary to tumor bone resection.

31 patients who had had a segmental tibial reconstruction with a VFT inlaid in a massive allograft following bone sarcoma excision were reviewed in order to assess the progression of the morphologic and structural changes of combined bone grafts. Follow up ranged between 2 and 14 years. Mean age was 14 years (4/31). All of the patients but one had received neo-adjuvant chemotherapy.

Serial X-ray and CT scan examinations were regularly obtained over an average time of 75 months (range 2-13 years). Computer assisted analysis was performed at any control at the same levels within the reconstruction, so that subsequent CT exams could be compared. We measured the sagittal and transverse diameters, total and medullary area, cortical thickness and cortical density of the VFT. Cortical thickness and cortical density of the massive bone allograft were measured as well.

Two different remodeling patterns of the combined grafts could

be noted over time. These appeared to be related to the load trend on the vascularised fibula; moreover, they varied according to the persisting integrity of the allograft shell.

Keywords: vascularised fibula transfer, massive bone allograft, bone sarcoma, skeletal reconstruction, bone hypertrophy, microsurgery, osteo-induction, osteo-integration

INTRODUZIONE

A partire dagli anni '70 [1 2], epoca delle prime pubblicazioni, i trapianti ossei vascolarizzati hanno assunto un ruolo centrale nelle ricostruzioni scheletriche di grandi dimensioni. L'immediato ripristino della perfusione ossea consente la conservazione della componente cellulare dell'osso e ne mantiene intatte le caratteristiche biologiche e biomeccaniche; il tempo di consolidazione ai monconi residui del segmento osseo resecato risulta sovrapponibile a quello che si osserva nelle fratture o in una osteotomia dopo osteosintesi. Inoltre, essendo sottoposto a sollecitazioni meccaniche diverse da quelle della sede di origine, il trapianto va incontro, nel tempo, ad incremento del suo volume e della sua massa ossea fino ad un rimodellamento complesso che può essere considerato l'esito finale della sua progressiva ipertrofia [3-6].
Tra i vari segmenti scheletrici che possono essere utilizzati come sede di prelievo, il perone è quello di scelta più comune, date le sue caratteristiche anatomiche che consentono l'allestimento di lunghi segmenti vascolarizzati, diafisari o meta-epifisari, con i quali possono essere ricostruite perdite ossee di grandi dimensioni, secondarie a trama o ad escissione tumorale. Date le dimensioni modeste della sua sezione trasversale, tuttavia, il carico applicato sul segmento trapiantato è frequentemente causa di fratture da durata. Queste si osservano più comunemente nel primo anno successivo al trasferimento [7-9] in quanto il processo di rimodellamento e di ipertrofia ossea non ha ancora potuto modificare in modo consistente la resistenza meccanica del trapianto stesso [10-11].
L'utilizzo di trapianti d'osso compositi formati dall'associazione di perone vascolarizzato con un allotrapianto massivo di osso di banca è stato descritto all'inizio degli anni '90 nel trattamento di resezioni per sarcoma osseo [12-16]. In questo modo è possibile sfruttare l'immediata solidità meccanica dell'allograft e le proprietà biologiche del perone vascolarizzato, responsabile della consolidazione rapida del trapianto a livello delle osteosintesi e del suo rimodellamento complessivo [17-19].
Gli allograft, da soli, sono stati largamente utilizzati nell' ultimo ventennio per la ricostruzione segmentaria di difetti ossei intercalari esito di resezione oncologica. Le complicanze più significative di questo tipo di ricostruzione derivano sostanzialmente dalla persistente, subtotale avascolarità dell'innesto stesso che pertanto non è in grado di andare incontro a processi di adattamento meccanico o riparativi in caso di frattura. Berrey et al., Zehr et al. hanno riportato che l'incidenza di fratture dell'impianto è particolarmente significativa nel 2° anno post-operatorio [20 21]. Mankin [22] ha riportato un'incidenza di fratture del 19%, una incidenza di pseudoartrosi del 14% e di infezione del 10%. Aranguren [23], a proposito dei tempi di consolidazione dell'allograft in una revisione di 83 casi, riporta tempi compresi tra 6,5 mesi a livello metafisario e16 mesi a livello diafisario. L'allograft richiede, quindi, un lungo periodo di immobilizzazione prima che se ne possa osservare la consolidazione. Questa avviene unicamente per "creeping substitution"; la quasi totalità dell'innesto rimane pertanto del tutto avascolare e quindi incapace di guarire in caso di frattura [24].
Lo scopo di questo lavoro è quello di esporre i vantaggi biomeccanici dati dall'associazione del perone vascolarizzato con l'innesto massivo. In particolare viene discussa l'evoluzione morfologica del trapianto composito ottenuto inserendo il perone all'interno del canale midollare dell'allograft. Va qui notato che solo poche delle pubblicazioni relative alle tecniche di ricostruzione di difetti ossei di ampie dimensioni sono dedicate alla descrizione del rimodellamento a lungo termine dei trapianti ossei massivi compositi.

PAZIENTI E METODO

Dal 1988 al 2007 sono state eseguite 143 ricostruzioni primarie con perone vascolarizzato a seguito di resezione per sarcoma osseo.
I pazienti sono stati trattati in collaborazione dall'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna e dalla Azienda Ospedaliero- Universitaria Careggi di Firenze. Gli interventi sono stati eseguiti da due équipe chirurgiche, una impegnata nella procedura oncologica e l'altra dedicata alla ricostruzione microchirurgica con perone libero vascolarizzato.
L'età media dei pazienti è stata di 16,3 anni (da 2 a 65).
La diagnosi isto-patologica più frequente è stata: osteosarcoma in 74 casi (52%), sarcoma di Ewing in 49 casi (34%) e adamantinoma in 9 casi (6%).
La ricostruzione ha interessato la tibia in 75 casi, il femore in 36, l'omero in 24 , il radio in 6 e l'ulna in 2 casi.
La lunghezza media della resezione è stata di 16,5 cm (da 8 a 30 cm), la lunghezza media del prelievo di perone è stata di cm 20 (da 12 a 32 cm).
In 98 ricostruzioni diafisarie o metadiafisarie è stato utilizzato un innesto osseo massivo composito. La tecnica di assemblaggio più frequentemente utilizzata (82 casi) è stata quella concentrica che consiste nell'inserire il perone vascolarizzato all'interno del canale midollare dell'allograft. In tali casi viene utilizzato un allograft leggermente sovradimensionato perché è necessario che questo presenti un canale midollare ampio al fine di evitare la compressione o la torsione del peduncolo vascolare del perone al momento dell'assemblaggio.
Ad assemblaggio effettuato il peduncolo, costituito dall'arteria peroniera e dalle sue vene comitanti, fuoriesce da una finestra ossea, di solito ricavata nella corticale antero-laterale dell'allograft, la quale deve trovarsi in prossimità dei vasi riceventi così da consentire l'esecuzione delle anastomosi. Questa deve dunque essere disegnata di ampiezza adeguata e con margini accuratamente smussati per evitare una ulteriore possibilità di compressione sui vasi. Se necessario, per caratteristiche morfologiche o allo scopo di orientare più favorevolmente i vasi peronieri, il perone vascolarizzato può essere montato a rovescio senza che questo alteri le caratteristiche biomeccaniche della ricostruzione.
Si preferisce una fissazione rigida, possibilmente effettuata con

una placca lunga posizionata in modo da attraversare entrambe le osteotomie, sempre che i margini della resezione lo permettano. La lunghezza del perone deve superare la lunghezza del difetto osseo di 2-4 cm per permettere di migliorare la stabilità del montaggio mediante l'infissione del perone stesso all'interno dei monconi residui del segmento scheletrico resecato.
Dopo l'operazione, indipendentemente dall'assemblaggio usato, viene applicato un gesso per 4-6 settimane. Alla rimozione del gesso viene posizionato un tutore rimovibile per permettere periodi di riabilitazione articolare seguiti da esercizi deambulatori con carico progressivo.

Allo scopo di studiare l'evoluzione del trapianto osseo composito e le caratteristiche dell'ipertrofia della sua componente vascolarizzata abbiamo rivisto un gruppo di 31 pazienti con sarcoma osseo che erano stati sottoposti, dopo resezione tumorale, a ricostruzione della tibia con allograft massivo supportato da un segmento di perone vascolarizzato collocato in sede endomidollare.
Il periodo medio di valutazione dei pazienti è stato di 75 mesi (range: 2-13 anni). In 18 casi il follow-up era superiore a 5 anni.
I pazienti erano stati operati tra il 1994 e il 2006. L'età era compresa tra 4 anni e 31 anni (v. medio: 14 anni).
Tutti i pazienti, tranne uno, erano stati sottoposti a trattamento chemioterapico neoadiuvante.
Le variazioni morfologiche del trapianto osseo composito sono state studiate per mezzo di esami seriati radiografici e TC. Le radiografie standard sono state eseguite ogni 6 mesi nei primi 5 anni e poi una volta l'anno. In tutti i casi è stata eseguita una valutazione TC post-operatoria ripetuta poi una volta l'anno (sono stati eseguiti da 2 a 6 studi TC per ogni paziente).
L'analisi computerizzata è stata ripetuta ad ogni controllo eseguendo le stesse sezioni agli stessi livelli, per rendere gli esami TC comparabili.
Per ogni sezione sono strati misurati i diametri sagittale e trasversale, la superficie ossea totale, l'area del canale midollare, lo spessore e la densità della corticale del perone vascolarizzato e dell'innesto massivo.

RISULTATI

Nel primo anno post-operatorio in 2 casi si è resa necessaria la rimozione dell'innesto composito per infezione profonda; un paziente è deceduto per complicanze connesse alla malattia di base. In tutti gli altri casi, eccetto due, si sono potuti osservare l'ipertrofia ed il rimodellamento del perone vascolarizzato nel contesto del trapianto composito. In questi casi, nel primo anno post-operatorio si è osservata una diminuzione della densità della corticale ossea del perone in relazione alla riduzione delle sollecitazioni meccaniche derivanti dall'applicazione dell'apparecchio gessato o di un tutore. Ai controlli eseguiti in tempi successivi, con l'aumento progressivo dell'attività fisica e del carico, gli esami Rx e TC hanno mostrato segni evolutivi di rimodellamento del perone che consistevano in un incremento del calibro complessivo, di entità variabile e caratterizzato da variazioni dello spessore della corticale e del diametro del canale midollare. A queste si associava un aumento della mineralizzazione del perone, evidente a livello delle diverse sezioni prese in esame. Inoltre, nelle sezioni in cui il perone risultava in contatto o in stretta contiguità con la superficie endostale dell'allograft, si riscontrava frequentemente la comparsa di aree di ossificazione interstiziali consistenti nella formazione di ponti assiali tra il perone vascolarizzato e l'allograft.
Le fratture da durata, rilevate nel contesto o del solo osso di banca o del trapianto combinato nel suo insieme, hanno in ogni caso indotto l'attivazione di processi di rimodellamento osseo che sono risultati costanti secondo modelli evolutivi relativamente prevedibili.
Si possono pertanto individuare due diverse condizioni meccaniche: fin quando l'innesto osseo massivo rimane integro, questo mantiene invariata la sua resistenza meccanica e supporta la maggior parte del carico cui il trapianto composito è sottoposto; in questi casi, il perone vascolarizzato mostra un progressivo, lento incremento sia del suo diametro totale che di quello del canale midollare, mentre la corticale si mantiene relativamente sottile con densità ossea bassa. Invece, nei casi in cui l'allograft va incontro a fratture da durata o a semplici limitati cedimenti della corticale, condizione questa che di solito passa inosservata per l'assenza di sintomi clinicamente rilevabili, si verifica un improvviso e significativo incremento delle sollecitazioni meccaniche assiali sul perone vascolarizzato. Questo risponde alla variazione del carico con un rapido e marcato incremento della sua massa ossea. Il diametro totale dell'osso aumenta congiuntamente con l'aumentare dello spessore della corticale, mentre il calibro del canale midollare si riduce in maniera significativa. Inoltre, il rimodellamento del perone porta ad un aumento del numero o dell'estensione delle zone di contatto con la superficie endostale dell'innesto massivo, e favorisce perciò l'evoluzione dei processi di osteo-integrazione segmentarla tra le due componenti della ricostruzione.

DISCUSSIONE

L'ipertrofia ossea può essere definita come un processo adattativo caratterizzato da un aumento dello spessore della corticale, della densità ossea e delle forma di un segmento scheletrico in risposta ad una variazione delle sue condizioni di carico.
Il rimodellamento è provocato da sollecitazioni meccaniche applicate all'osso ed è il risultato di processi di apposizione e riassorbimento osseo che risultano essere funzione dell'entità, delle caratteristiche e delle variazioni del carico nel tempo. Le forze di compressione, taglio e torsione inducono differenti alterazioni che possono essere studiate tramite modelli teorici.
La crescita ossea risulta evidente nelle aree dove variazioni di compressione o trazione sono aumentate, mentre assistiamo a riassorbimento osseo dove queste variazioni sono diminuite.
La tecnica del trapianto composito sfrutta le proprietà intrinseche dell'allograft e del trapianto di perone vascolarizzato. Combinando i due sistemi, infatti, i vantaggi di ciascuna tecnica possono essere uniti in una singola e più efficace procedura. Il pregio più significativo degli allograft è che questi non presentano limiti di forma o dimensione e perciò consentono ricostruzioni immediate con una sintesi ossea stabile. Tuttavia questo tipo di impianto viene penalizzato da alcune caratteristiche sfavorevoli quali: lungo tempo di

consolidazione, alta probabilità di fusione incompleta o assente, possibilità di riassorbimento progressivo [20-25].

L'aggiunta di un trapianto di perone vascolarizzato migliora sostanzialmente le proprietà biologiche della ricostruzione. Grazie alla sua vascolarizzazione indipendente, il trapianto di perone vascolarizzato partecipa alla fusione scheletrica con un meccanismo comparabile a quello che si osserva in una duplice osteotomia stabilizzata con una sintesi in compressione. Inoltre, la stabilità della ricostruzione favorisce il processo di consolidazione dell'allograft accelerando, in generale, la consolidazione ossea e stimolandola qualora il contatto dell'allograft stesso con il moncone osseo residuo non fosse ottimale.

A lungo termine il perone vascolarizzato può interagire con l'allograft inducendo la vascolarizzazione della sua corticale che altrimenti si mantiene indefinitamente avascolare e rappresenta un punto di persistente fragilità meccanica dell'allograft stesso [20-25].

Nel tempo, e in dipendenza dall'integrità dell'innesto massivo, è possibile differenziare due diverse modalità evolutive di rimodellamento del trapianto composito che risultano ben documentabili con studi TC seriati e presentano differenze attribuibili alle differenti caratteristiche di carico cui il trapianto è soggetto.

Fino a che l'allograft rimane integro, questo mantiene la sua funzione sostanzialmente meccanica. In questi casi, il carico sul trapianto di perone vascolarizzato rimane moderato e continuo. Si osserva pertanto un progressivo lento incremento del diametro del perone stesso senza aumento di spessore della sua corticale (Pattern A). Nei punti dove il perone, accrescendosi, viene in contatto con la superficie interna del canale midollare dell'allograft si può osservare il processo osteo-induttivo che favorisce l'integrazione strutturale tra il perone e l'innesto massivo (Fig. 1 A-C).

In caso di fratture da durata dell'allograft, o del trapianto composito in toto, le proprietà plastiche del perone vengono stimolate in maniera ben più significativa (pattern B). Le sollecitazioni di carico aumentano in maniera improvvisa ed attivano una reazione finalizzata della sua componente osteoblastica che determina un incremento del diametro trasversale del perone stesso caratterizzato da un ispessimento della sua corticale (Fig. 2 A-C); in genere, il diametro del canale midollare si riduce consensualmente all'incremento progressivo della massa ossea. Il processo osteoinduttivo risulta particolarmente marcato a livello delle linee di frattura dell'allograft, dove il tessuto osseo neoformato mostra la tendenza ad attraversare le rime di frattura contornando l'osso non vascolarizzato ed attiva un complesso processo di sostituzione osteogenetica.

I due modelli possono coesistere in vario modo anche in un singolo paziente (Fig. 3 A-C) come conseguenza delle diverse sollecitazioni meccaniche che agiscono sulle diverse sezioni del trapianto.

Esami TC ripetuti hanno mostrato che l'evoluzione del rimodellamento osseo prosegue per un periodo non inferiore ai 2 anni. Possiamo perciò ritenere che questo processo possa continuare, anche se in maniera meno evidente, per diversi anni giacché si tratta di una risposta dinamica agli stress meccanici risultanti dai cambiamenti delle attività fisica e lavorativa del paziente.

Infine è interessante notare che la valutazione TC eseguita in alcuni dei casi con follow-up più lungo, ha permesso di evidenziare come, in caso di frattura associata delle due componenti del trapianto composito, la corticale dell'innesto massivo possa essere completamente riassorbita e venga sostituita dal perone che, a questo livello, va incontro alla maggiore ipertrofia segmentale osservabile. Questa condizione può essere considerata come una

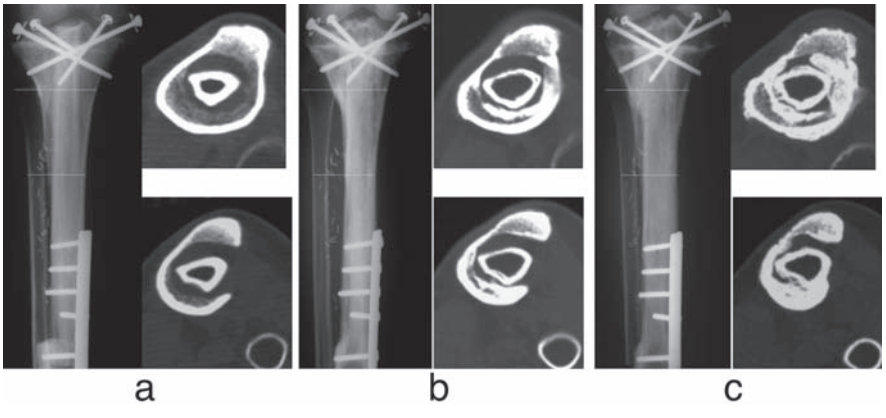


Fig. 1. Pattern A: Esiti di ricostruzione tibiale dopo resezione intra-epifisaria in un paziente di 15 anni di età. A. Controllo radiografico e CT eseguiti 1 mese dopo l'intervento. B. A 4 anni dall'intervento si apprezza un aumento del diametro totale e di quello del canale midollare del perone vascolarizzato. È evidente, nel contesto della parete dell'allograft, il processo osteo-induttivo concomitante all'ipertrofia del perone. C. A 7 anni dall'intervento si apprezza in un ulteriore rimodellamento del perone, associato alla evoluzione dell'osteo-integrazione con l'allograft.

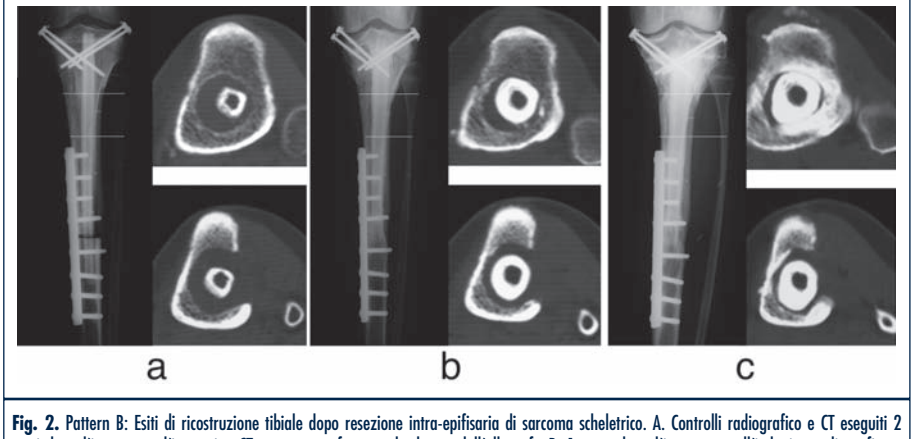


Fig. 2. Pattern B: Esiti di ricostruzione tibiale dopo resezione intra-epifisaria di sarcoma scheletrico. A. Controlli radiografico e CT eseguiti 2 mesi dopo l'intervento: l'immagine CT mostra una frattura da durata dell'allograft. B. 1 anno dopo l'intervento, all'indagine radiografica e CT si apprezza una marcato aumento dello spessore della corticale del perone. I diametri del canale midollare non risultano modificati rispetto all'indagine immediatamente post-operatoria. C. 5 anni dopo l'intervento è evidente un ulteriore progressione dell'ipertrofia del perone senza sostanziali variazioni dei diametri del canale midollare. Evidente, inoltre, l'evoluzione del processo osteo-integrativo del perone vascolarizzato con l'allograft.

diversa, indipendente tipologia evolutiva, esclusivamente segmentarla, dove il perone sostituisce completamente l'osso di banca (pattern C). Anche in questi casi, la valutazione TC di altre sezioni trasversali ha mostrato pattern evolutivi di rimodellamento osseo diversi e coesistenti nello stesso soggetto.

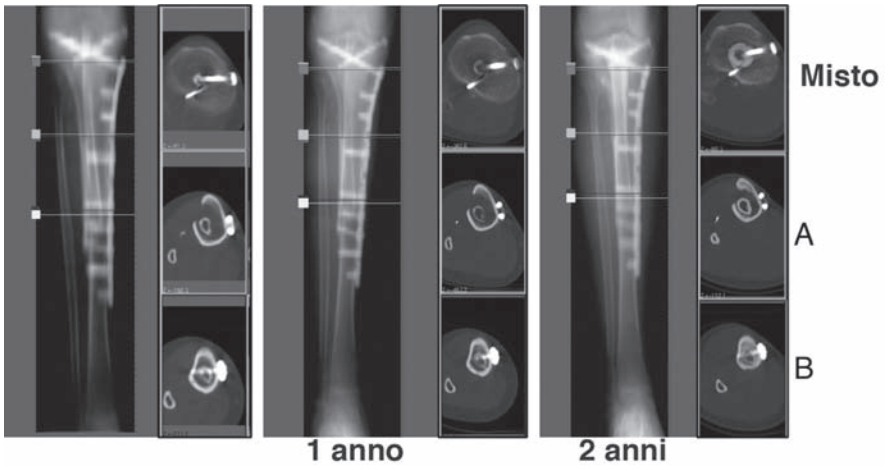


Fig. 3. I pattern A and B possono coesistere in un singolo caso. Tre diverse sezioni CT mostrano, in controlli sequenziali, aspetti riferibili alla modalità evolutiva di tipo A nella sezione centrale, una evoluzione di tipo B nella sezione inferiore ed un aspetto intermedio nella sezione prossimale. Da sinistra a destra: immagini radiografiche e CT post operatorie, a 1 anno, a 2 anni dall'intervento.

CONCLUSIONI

Indagini Rx e TC ripetute in maniera comparativa su trapianti ossei compositi, ottenuti dall'associazione di un trapianto di perone vascolarizzato inserito nel canale midollare di un trapianto osseo massivo di banca, hanno mostrato la correlazione dei cambiamenti morfologici avvenuti nel tempo a carico delle due componenti utilizzate per questo tipo di ricostruzione, con le variazioni della configurazione del carico.

A breve termine, le caratteristiche morfologiche e la resistenza meccanica dell'allograft rappresentano l'elemento sostanziale nella ricostruzione della perdita massiva che consegue alla resezione di un sarcoma scheletrico; in seguito sono invece le proprietà biologiche del perone vascolarizzato a permettere al trapianto composito di adeguarsi alle richieste di carico del paziente che variano nel tempo, via via che questo torna progressivamente alle sue normali attività fisiche.

Il trapianto di perone vascolarizzato ha la capacità di adattarsi a condizioni meccaniche nuove. La corticale modifica le sue caratteristiche strutturali e geometriche secondo modalità direttamente correlate al carico. L'analisi seriata di sezioni TC evidenzia cambiamenti significativi ed evolutivi dell'area e della densità della corticale. Nel tempo il perone vascolarizzato è in grado di attivare processi osteo-induttivi, che favoriscono l'osteointegrazione progressiva dell'allograft partendo dalla formazione di ponti ossei intercalari, attivi sulla superficie endostale del trapianto massivo. Le fratture da durata che possono osservarsi a carico dell'allograft, o del trapianto composito nel suo insieme, inducono pattern di rimodellamento osseo differenti e costanti nelle loro caratteristiche.

BIBLIOGRAFIA

1. Taylor GI, Miller GD, Ham FJ. *The free vascularized bone graft. A clinical extension of microvascular techniques*. Plast Reconstr Surg 1975;55:533-44.
2. Gilbert A. *Vascularized transfer of the fibular shaft*. Internat J Microsurg 1979;1:100-2.
3. De Boer H, Wood BM. *Bone changes in vascularised fibular graft.* JBJA 1989;71B:374-8.
4. Manfrini M, Vanel D, De Paolis M, et al. *Imaging of vascularised fibula autograft placed inside a massive allograft in reconstruction of lower limb tumors*. Am J Roentgenol 2004;182:963-70.
5. Fujimaki A, Suda H. *Experimental study and clinical observations on hypertrophy of vascularized bone grafts.* Microsurgery 1994;15:726-32.
6. Ceruso M, Falcone C, Innocenti M et al. Skeletal Reconstruction with a free vascularized fibula graft associated to bone allograft after resection of malignant bone tumor of limbs. Handchir Mikrochir Plast Chir 2001;33:277-82.
7. El-Gammal TA, El-Sayed A, Kotb MM. *Reconstruction of lower limb bone defects after sarcoma resection in children and adolescent using free vascularized fibular transfer*. J Pediatr Orthop B 2003;12:233-43.
8. Lee KS, Han SB, Baek JR. *Free vascularized osteocutaneous fibular graft to the tibia in 51 consecutive cases*. J Reconstr Microsurg 2004;20:277-84.
9. Hsu WWR, Wood MB, Sim Fh, et al. *Free vascularised fibular grafting for reconstruction after tumour resection*. J Bone Joint Surg Br 1997;79:36-42.
10. Han CS, Wood MB, Bishop AT, et al. *Vascularized bone transfer*. J Bone Joint Surg [Am] 1992;74:144-9.
11. Gebert C, Hillman A, Schwappach A, et al. *Free vascularized fibular grafting for reconstruction after tumor resection in the upper extremity*. J Surg Oncol 2006;94:114-27.
12. Capanna R, Bufalini C, Campanacci C. *A new technique for reconstruction of large metadiaphyseal bone defects: a combined graft (allograft shell plus vascularised fibula).* Orthop Traumatol 1993;3:159-77.
13. Capanna R, Manfrini M, Ceruso M, et al. *A new reconstruction for metadiaphyseal resection: a combined graft (allograft shell plus vascularized fibula)_preliminary results*. In: Brown KLB (ed.). *Complications of limb salvage: prevention, management and outcome*. Montreal: ISOLS 1991, pp. 319-321.
14. Ceruso M, Angeloni R, Innocenti M, et al. *Vascularized fibula autograft in skeletal reconstruction after bone tumor resection*. Acta Orthop Scand 1994;65:108.
15. Campanacci DA, Capanna R, Ceruso M et al. *Indications for combined grafts (allografts + vascularized fibula) after intercalary resections for bone tumor*. In: Czitrom AA, Winkler H (eds.). Orthopaedic allograft surgery. Wien: Springer Verlag 1996: pp. 149-155.
16. Fuchs B, Leerapun T, Sim FH. *Intercalary segmental reconstruction after bone tumor resection*. GIOT 2005;31:S505-12.
17. Bernard L, Sabo D, Zahlten-Hinguranage A, et al. *Experiences with vascolar pedicled fibula in reconstruction of osseous defects in primary malignant bone tumors*. Orthopaede 2003;32:983-93.
18. Chang DW, Weber KL. *Segmental femur reconstruction using an intercalary allograft with an intramedullary vascularized fibula bone flap*. J Reconstr Microsurg 2004;20:195-9.
19. Moran SL, Shin AY, Bishop AT. *The use of massive bone allograft with intramedullary free fibular flap for limb salvage in a paediatric and adolescent population.* Plast Reconstr Surg 2006;118:413-19.

[20] Berrey BH jr, Lord CF, Gebhardt MC, et al. *Fractures of allografts. Frequency, treatments, and end results*. J Bone joint Surg [Am] 1990;72:825-33.

[21] Zehr Rj, Enneking WF, Heare T, et al. *Fractures in large structural allografts*. In: Brown KLB (ed): *Complications of Limb Salvage. Prevention, Management and Outcome*. . Montreal: ISOLS 1991, pp. 3-8.

[22] Mankin HJ, Springfield DS, Gebhardt MC, et al. *Current status of allografting for bone tumors*. Orthopaedics 1992;15:1147-54.

[23] Aranguren MSJ, Leyes M, Mora G, et al. *Consolidation of massive bone allografts in limb preserving operations for bone tumours*. Int Orthop 1995;19:377-82.

[24] Chang DW, Weber KL. *Use of a vascularized fibula bone flap and intercalary allograft for diaphyseal reconstruction after resection of primary extremity bone sarcomas*. Plast Reconstr Surg 2005;116:1918-25.

[25] Enneking WF, Mindell ER. *Observations on massive retrieved human allografts*. Bone Joint Surg [Am] 1991;73:1123-42.

Impiego della stimolazione biofisica per l'osteogenesi riparativa e per la condroprotezione articolare

Use of biophysical stimulation for reparative osteogenesis and joint preservation

L. Massari*, R. Cadossi, G.C. Traina* e il gruppo di studio CRES**

RIASSUNTO

Il tessuto scheletrico dimostra peculiare sensibilità agli stimoli biofisici che vengono impiegati nella pratica clinica per favorire i processi osteogenetici: mancate consolidazioni, fratture recenti, artrodesi vertebrali, necrosi avascolare. L'esperienza internazionale, cui ha contribuito l'Italia, è concorde nel riportare percentuali di successo superiori all'80%. L'effetto degli stimoli biofisici sulla cartilagine è stato studiato da ricercatori di base e clinici ortopedici. Lo studio ha dimostrato che lo stimolo biofisico elettromagnetico agisce sul recettore adenosinico A_{2A} e controlla in modo efficace le attività cataboliche esercitate sulla cartilagine da IL-1 e TNF-α, e l'effetto apoptocico della PGE_2. Sono stati individuati e selezionati i parametri di trattamento più efficaci: I-ONE terapia. Nell'animale, il trattamento mostra un potente effetto di condroprotezione. Sono stati condotti studi clinici randomizzati, prospettici, in doppio-cieco che hanno dimostrato che l'I-ONE terapia porta a un rapido recupero funzionale dei pazienti dopo artroscopia al ginocchio e che, nel lungo termine, 2-3 anni, i risultati sono migliori nel gruppo dei pazienti trattati rispetto ai controlli. L'I-ONE terapia dovrebbe sempre essere utilizzata dopo interventi al ginocchio per limitare gli effetti negativi dell'infiammazione, prevenire una reazione fibrotica nel caso di trapianto di condrociti autologhi o di cellule mesenchimali staminali e infine la degenerazione della cartilagine articolare.

SUMMARY

Biophysical stimuli used in clinical practice to enhance osteogenesis in non unions, fresh fracture, arthrodesis fusions and avascular necrosis have shown to be extremely effective on skeletal tissues. International experience, to which Italy has contributed, unanimously reports success rate of over 80%. The effect of biophysical stimuli on articular cartilage has been studied both by basic researchers and orthopaedic surgeons. This study has proven that biophysical electromagnetic stimuli act on A_{2A} adenosine receptor and effectively control the catabolic activity exerted on cartilage by IL-1 and TNF-α, and contrast the apoptotic effect of PGE_2. The most effective treatment parameters have been identified and developed in I-ONE therapy. In animals, this treatment has shown a strong chondroprotective effect. Prospective, randomized and double-blind studies have shown that I-ONE therapy allows for a faster functional recovery of patients that underwent knee arthroscopy and the positive effects are still present at 2-3 year follow-up. I-ONE therapy should be employed after knee surgery to limit negative effects of inflammation, to prevent fibrotic reaction after autologous chondrocyte or mesenchimal stem cells transplantation and to prevent articular cartilage degradation.

*Dipartimento di Scienze Biomediche e Terapie Avanzate, Università di Ferrara, Ferrara; **IGEA - Biofisica Clinica, Carpi (Mo)

Indirizzo per la corrispondenza:
Leo Massari, Dipartimento di Scienze Biomediche e Terapie Avanzate, Università di Ferrara, corso della Giovecca, 44100 Ferrara. Tel.: +39 0532 236771. Fax +39 0532 209250. E-mail: msl@unife.it

INTRODUZIONE

Gli stimoli biofisici sono impiegati da oltre vent'anni per il trattamento del tessuto osseo e, più recentemente, un ampio progetto di ricerca condotto in Italia ne ha dimostrato l'utilità anche per la protezione della cartilagine articolare. Il contributo italiano allo studio degli effetti degli stimoli biofisici, per promuovere l'osteogenesi riparativa, risale ai primi anni '80. In particolare, il primo studio randomizzato, prospettico e in doppio cieco, che ha dimostrato l'efficacia dei campi elettromagnetici pulsati nel promuovere la guarigione di osteotomie di femore nell'uomo, è stato condotto in Italia e pubblicato su *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Numerose esperienze cliniche hanno dimostrato che la stimolazione biofisica può essere efficacemente impiegata nel trattamento di mancate consolidazioni, artrodesi vertebrali, fratture recenti e necrosi avascolare della testa femorale. In tutti questi settori, l'apporto della comunità ortopedica italiana è stato fondamentale e riconosciuto dalla comunità scientifica internazionale [1].

Recentemente, l'interesse scientifico si è rivolto alla cartilagine articolare, un tessuto che presenta delle caratteristiche biologiche e fisiche assolutamente peculiari. La cartilagine articolare si presenta come un tessuto poco vascolarizzato, non innervato e con limitate capacità rigenerative. Hunter nel 1943 scriveva che: "Ulcerated cartilage is a troublesome thing, once destroyed is not repaired". Da un punto di vista fisico la cartilagine articolare agisce da ammortizzatore meccanico agli stress applicati dal carico o da traumi; per esplicare efficacemente questa funzione è necessario che la struttura della matrice extracellulare sia preservata. Le principali cause capaci di iniziare un processo degenerativo a carico della cartilagine articolare possono essere ricondotte a: 1) sollecitazioni meccaniche (traumi diretti o distorsivi, instabilità, alterazione dell'asse di carico); 2) alterazione dell'omeostasi articolare secondaria

a infiammazione, infezione, edema dell'osso subcondrale. Forti traumi, un'intensa attività sportiva o professionale sollecitano l'articolazione e danneggiano le diverse strutture articolari quali la cartilagine, l'osso subcondrale, i menischi, i legamenti, ecc. Tipicamente, sollecitazioni eccessive determinano una reazione infiammatoria, più o meno intensa, a livello locale, che si accompagna al rilascio di citochine pro-infiammatorie, ad azione catabolica sulla cartilagine, che iniziano la degradazione della matrice extracellulare fino allo sviluppo di gravi patologie, quali osteoartrosi [2]. È di fondamentale importanza sviluppare delle metodiche che limitano e prevengano la degenerazione del tessuto cartilagineo. Una volta che si è formata una lesione cartilaginea, le tecniche chirurgiche di abrasione, microfratture, trapianti osteocondrali e trapianto di condrociti autologo, vengono impiegate per colmare il difetto cartilagineo, con formazione di un tessuto simil-hyalino, che pur non presentando caratteristiche meccaniche e biologiche della cartilagine sana, restituisce al paziente una miglior qualità di vita e procrastina un eventuale intervento di protesi. La risoluzione del dolore, la diminuzione dell'edema e il miglioramento della funzionalità dell'articolazione nel breve-medio periodo sono i principali obiettivi clinici per il chirurgo.

Ad oggi queste tecniche non hanno dato risultati del tutto soddisfacenti, in particolar modo nel lungo periodo, poiché non sono in grado di controllare, rallentare o inibire la degenerazione della cartilagine, che è un processo comunque irreversibile. Inoltre, non deve essere sottostimato che ad ogni intervento, che preveda l'accesso all'articolazione, anche in artroscopia, si accompagna una reazione infiammatoria, di entità variabile, ma con effetti catabolici sulla cartilagine articolare. L'infiammazione rappresenta un grave nocumento per la cartilagine articolare e deve essere controllata nel tempo più breve e nel modo più efficace e completo. La presenza di citochine pro-infiammatorie, IL-1 e TNFα, nell'ambiente articolare, stimola l'attività delle metallo proteinasi, il rilascio di prostaglandine e dunque la degradazione della matrice extracellulare e orienta fortemente le attività riparative in senso fibrotico.

La cartilagine articolare presenta una squisita sensibilità agli stimoli fisici ed è stato dimostrato che essi sono in grado di modificare in modo significativo il metabolismo cartilagineo. Esistono diverse metodiche per applicare uno stimolo fisico alla cartilagine articolare: corrente diretta, campi elettromagnetici pulsati, campi elettrici e ultrasuoni. *In vitro* tutte le tecniche si sono dimostrate capaci di influire sul metabolismo di condrociti isolati. *In vivo* e in clinica l'utilizzo dello stimolo biofisico per il trattamento dell'articolazione deve rispondere all'esigenza di trattare la cartilagine articolare nella sua totale estensione e spessore, oltre a coinvolgere le strutture articolari, ad es. menisco, legamenti, membrana sinoviale, fino all'osso subcondrale. Queste problematiche ad oggi sono state risolte esclusivamente con l'impiego di specifici campi elettromagnetici pulsati come ben dimostrato dal gruppo di studio CRES (*Cartilage Repair and Electromagnetic Stimulation*) tramite un'ampia ricerca, le cui fasi sono qui di seguito riassunte [3].

RICERCHE PRE-CLINICHE

In vitro: la stimolazione biofisica con campi elettromagnetici pulsati è in grado di aumentare il numero di recettori adenosinici A_{2A} disponibili per il legame con l'adenosina. Questa osservazione è stata descritta prima su neutrofili umani, e più recentemente su condrociti e sinoviociti bovini (Fig. 1) [4]. Il *pathway* metabolico attivato dal legame adenosina recettore A_{2A} viene fisiologicamente utilizzato per il controllo dei fenomeni infiammatori.

L'attività agonista per il recettore A_{2A} dello stimolo biofisico è paragonabile a quella descritta per farmaci utilizzati per la loro attività condroprotettiva [5]. Come per i farmaci, anche l'esposizione al campo elettromagnetico di sinoviociti, coltivati in presenza di TNF-α o LPS, determina una diminuzione del rilascio delle PGE_2 e dell'espressione della COX-2 e, in ultima analisi, un'inibizione dell'apoptosi cellulare [6].

Ex vivo: la stimolazione biofisica con campi elettromagnetici pulsati di espianti di cartilagine favorisce le attività anaboliche condrocitarie, determinando un aumento della sintesi di proteoglicani; quest'effetto si osserva anche in presenza di citochine anaboliche, quali IGF-1. Inoltre, quando al terreno di coltura viene aggiunta la citochina pro-infiammatoria IL-1 il suo effetto catabolico, degradazione della matrice extracellulare, viene completamente inibito dallo stimolo biofisico [7]. Curve dose-risposta per il tempo di esposizione allo stimolo biofisico, per il valore di picco del campo elettromagnetico (mTesla) e per la frequenza degli impulsi (Hertz) hanno consentito di individuare i parametri e le condizioni di trattamento più efficaci da utilizzare negli studi *in vivo* e clinici: 4 ore/die, 1.5 mT, 75 Hz, I-ONE terapia [8].

In vivo: l'effetto di I-ONE terapia è stato valutato su due modelli animali, il primo di osteoartrosi spontanea del ginocchio, in cavie del ceppo Dunkin Hartley [9], il secondo di integrazione di innesti osteocondrali nel ginocchio di pecore [10]. Le cavie Dunkin Hartley a partire dall'ottavo al dodicesimo mese di vita sviluppano un quadro di osteoartrosi del ginocchio che, partendo dal piatto tibiale

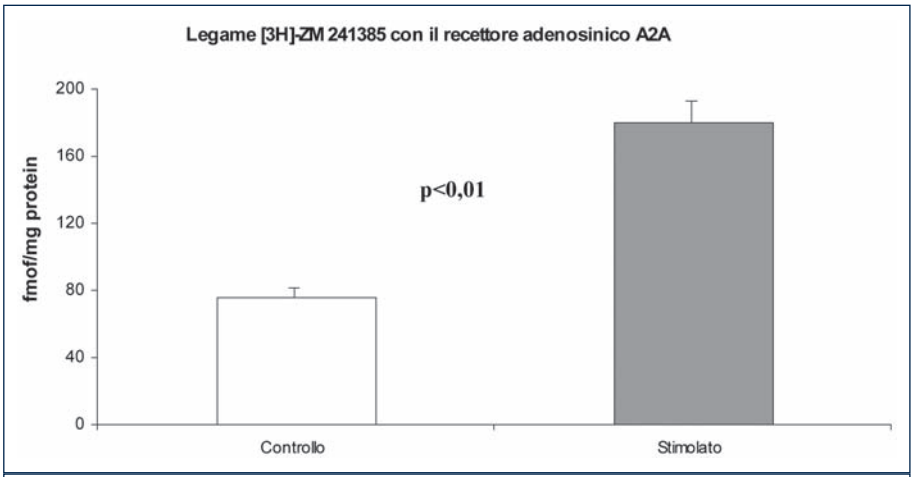


Fig. 1. Numero di recettori adenosinici A_{2A} disponibili per il legame con l'adenosina sui sinoviociti bovini di controllo e stimolati.

mediale, si estende al piatto tibiale laterale e quindi ai condili femorali. Il trattamento con I-ONE terapia è in grado di impedire la progressione del danno cartilagineo in senso osteoartrosico e di prevenire i fenomeni di sclerosi a carico dell'osso subcondrale. Indagini immunoistochimiche, condotte da Ciombor, hanno evidenziato che la stimolazione biofisica favorisce l'espressione di citochine ad attività anabolica TGF-β nei condrociti in vivo e, contemporaneamente, l'inibizione delle citochine ad attività catabolica IL-1 e TNF-α [11]. Si spiega così l'effetto condroprotettivo del trattamento con I-ONE terapia.

In pecore adulte sono stati eseguiti innesti osteocondrali autologhi, con la tecnica line to line; gli effetti del trattamento sono stati osservati a breve termine, 1 mese, e a lungo termine, 6 mesi, con il trattamento limitato ai primi 2 mesi. È stata osservata una miglior integrazione dell'osso subcondrale negli animali trattati sia a breve che a lungo termine e una migliore integrazione cartilaginea nei trattati anche se non significativamente diversa ai controlli. Negli animali a lungo termine, il liquido sinoviale, raccolto al momento del sacrificio, conteneva livelli più elevati di citochine pro-infiammatorie IL-1 e TNF-α negli animali di controllo e una minor concentrazione di TGF-β rispetto agli animali trattati con I-ONE terapia (Fig. 2).

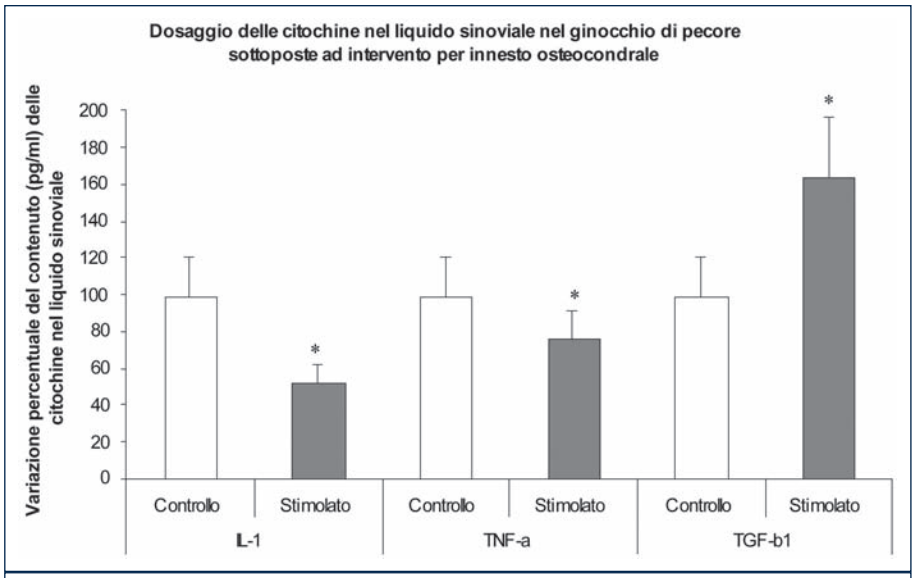


Fig. 2. Variazione percentuale delle citochine nel liquido sinoviale del ginocchio operate. * p < 0,05.

I risultati sperimentali *in vivo* supportano quindi l'ipotesi che il trattamento con I-ONE è condroprotettivo e si accompagna al controllo dei fenomeni infiammatori.

Sulla base dei risultati degli studi pre-clinici, abbiamo ipotizzato che I-ONE terapia può essere impiegata utilmente in pazienti sottoposti ad interventi sull'articolazione del ginocchio, con l'obiettivo di controllare, nel breve periodo, la risposta infiammatoria locale conseguente all'intervento e, nel lungo periodo, mantenere le proprietà meccaniche e biologiche della cartilagine attraverso l'effetto condroprotettore.

ESPERIENZE CLINICHE IN ITALIA

Le esperienze cliniche sono iniziate nel 2004 e si sono concluse nel 2007. Sono stati coinvolti 9 centri in Italia. I pazienti inclusi nei diversi bracci dello studio erano di età compresa tra i 18 e 45 anni e tutti hanno fornito il loro consenso informato. Lo studio clinico CRES ha visto coinvolti un totale di 213 pazienti con patologia del ginocchio. Centosessantacinque pazienti sono stati inclusi in protocolli in doppio cieco (Livello I di Evidenza), mentre per 48 pazienti il protocollo prevedeva trattato *vs.* controllo (Livello di Evidenza II). Le patologie includevano: lesioni cartilaginee trattate con microfratture, con trapianto di condrociti autologhi, ricostruzione del legamento crociato anteriore, fratture articolari.

Indipendentemente dalla patologia trattata, l'analisi statistica di tutto il gruppo dimostra che la percentuale di pazienti che ricorre all'uso di farmaci anti-infiammatori non steroidei (FANS) è minore fra i pazienti trattati con I-ONE rispetto al controllo, e che i tempi di recupero della funzionalità del ginocchio sono significativamente ridotti nei pazienti trattati (p < 0,05).

In modo più dettagliato prendiamo in considerazione:

a. Pazienti sottoposti a trattamento con microfratture e stimolazione biofisica

Sono stati inclusi nello studio pazienti con lesioni cartilaginee del ginocchio di grado da I a IV secondo Outerbridge [12]. I pazienti hanno eseguito la I-ONE terapia per 6 ore al giorno per 90 giorni. Nel primo mese post intervento, la percentuale di pazienti che è ricorsa all'uso di FANS è stata del 26% nel gruppo attivo e del 75% nel gruppo di controllo (p = 0,015). La valutazione clinica KOOS (*Knee Osteoarthritis Outcome Score*) ha evidenziato valori più elevati (migliore funzionalità articolare) nel gruppo attivo sia a 45 giorni (73,6 ± 10,3 *vs.* 70,3 ± 14,9, ns) che a 90 giorni (83,6 ± 7,3 *vs.* 74,7 ± 13,6, p < 0,05) dall'intervento chirurgico. A 3 anni, il numero di pazienti che mostrava una limitazione funzionale dell'articolazione del ginocchio era significativamente maggiore nel gruppo controllo rispetto al gruppo attivo (87,5% *vs.* 37,5%).

b) Pazienti sottoposti a ricostruzione del legamento crociato anteriore e stimolazione biofisica

Sono stati inclusi pazienti con lesione del legamento crociato anteriore (LCA), documentato mediante risonanza magnetica e confermato all'intervento [13]. La ricostruzione di LCA è stata eseguita con la tecnica del gracile semitendinoso quadruplicato. I pazienti hanno eseguito la terapia per 4 ore al giorno, nei primi 2 mesi dopo la ricostruzione. Nei primi 30 giorni dall'intervento, il 27% dei pazienti nel gruppo placebo faceva uso di FANS rispetto all'8% del gruppo attivo (p < 0,05). Il recupero funzionale del ginocchio è stato valutato mediante l'*SF-36 Health Survery* a 30, 60 e 180 giorni dall'intervento. Ad ogni controllo il recupero funzionale dei pazienti era più avanzato nel gruppo attivo rispetto al gruppo

placebo ($p < 0.05$) (Figura 3). Infine, a 2 anni dalla ricostruzione si è osservato un completo recupero funzionale nell'86% dei pazienti del gruppo attivo rispetto al 75% dei pazienti del gruppo placebo.

c) Pazienti sottoposti a trapianto di condrociti autologhi e stimolazione biofisica

Anche in questo gruppo di pazienti a 30 giorni dall'intervento si osservava nel gruppo attivo minor ricorso all'impiego di FANS rispetto al controllo (40% *vs.* 100%).

Il recupero funzionale dei pazienti è stato più rapido nel gruppo attivo e a 6 mesi il "range of motion" era completamente recuperato nei pazienti del gruppo attivo, mentre il 33% del gruppo placebo lamentava ancora una limitazione ($p < 0,05$). A 2 anni di follow-up nessun paziente del gruppo placebo presentava un completo recupero funzionale rispetto all'80% del gruppo attivo.

DISCUSSIONE

I risultati delle indagini pre-cliniche dello studio CRES fornisco un formidabile supporto razionale per l'impiego dell'I-ONE terapia nell'uomo e soprattutto per comprendere gli effetti clinici osservati. L'attività dell'I-ONE terapia sul recettore adenosinico A_{2A} consente di controllare in modo efficace e locale i processi infiammatori articolari, dovuti alla presenza di una lesione cartilaginea o conseguenti a un intervento artroscopico. L'*end-point* principale degli studi clinici era un accorciamento dei tempi di recupero e quindi un rapido ritorno alla completa funzione articolare; in media i pazienti trattati sono stati in grado di ritornare alla piena attività in tempi ridotti del 50%. Un altro end-point era rappresentato dalla minor necessità di ricorrere alla terapia farmacologica; si è osservata una significativa diminuzione dell'uso dei FANS fra i pazienti del gruppo attivo ($p < 0,05$). Pur se non incluso negli obiettivi primari dello studio, abbiamo potuto osservare come la qualità dei risultati ottenuti nel breve periodo, grazie all'I-ONE terapia, sia mantenuta anche al follow-up di 2-3 anni. Noi pensiamo che questo risultato sia legato al precoce controllo dell'infiammazione, all'inibizione dell'attività catabolica delle citochine pro-infiammatorie (effetto di condroprotezione), allo stimolo diretto di I-ONE sui condrociti, che induce un aumento della sintesi dei proteoglicani.

Il controllo del microambiente articolare, mediante lo stimolo biofisico, costituisce un'importante possibilità terapeutica, che assume un notevole rilievo in una prospettiva di medicina rigenerativa.

Il microambiente, dove viene eseguito il trattamento (cellule mesenchimali staminali) o posto un tessuto ingegnerizzato (scaffold di condrociti) certamente influisce sul risultato e può spiegare la variabilità dei esiti osservati in clinica. In particolare, un'elevata concentrazione di citochine pro-infiammatorie nell'ambiente può indirizzare il fenotipo delle cellule trapiantate in senso fibroblastico e compromettere gravemente il risultato, soprattutto nel lungo termine.

Lo studio CRES ha dimostrato che il trattamento precoce di pazienti sottoposti ad artroscopia porta a risultati positivi sia a breve che a lungo termine. Mithoefer et al. in uno studio prospettico su microfratture, riporta un miglioramento funzionale del paziente solo entro i primi 2 anni dall'intervento, con un progressivo peggioramento della funzionalità del ginocchio negli anni seguenti [14]. Nella nostra esperienza, si osserva a 3 anni un completo recupero nel 62,5% dei pazienti trattati. Biau et al. in una meta analisi su pazienti dopo ricostruzione del legamento crociato anteriore, riporta che non più del 60% dei pazienti è riuscito ad ottenere un totale recupero funzionale dell'articolazione [15]. Nello studio CRES il completo recupero funzionale è stato ottenuto nell'86% dei pazienti.

I risultati dello studio CRES dimostrano che I-ONE terapia è priva di effetti collaterali, ben accetta ai pazienti, promuove un'efficace condroprotezione e trova elettiva indicazione dopo intervento in artroscopia.

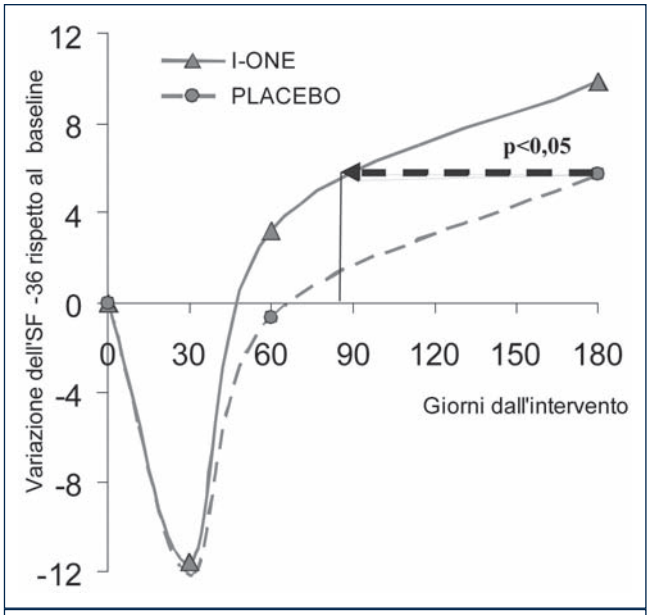


Fig. 3. Variazione dei valori dell'SF-36 rispetto al baseline dei pazienti sottoposti a ricostruzione del legamento crociato anteriore. La freccia rossa indica il recupero funzionale anticipato nel tempo del gruppo stimolato rispetto al placebo ($p < 0,05$).

BIBLIOGRAFIA

1. Cadossi R, Traina CG, Massari L. *Electric and magnetic stimulation of bone repair: review of the European experience.* In: Aaron RK, Bolander ME (eds.). *Symposium of physical regulation of skeletal repair.*. Rosemont, Illinois: American academy of orthopaedic surgeons 2005, pp. 37-51.
2. Felson DT. *Clinical practice. Osteoarthritis of the knee*. N Engl J Med 2006;23:841-8.
3. Massari L, Benazzo F, De Mattei M, et al.; CRES Study Group. *Effects of electrical physical stimuli on articular cartilage.* J Bone Joint Surg Am 2007;89 (Suppl. 3):152-61.
4. Varani K, De Mattei M, Vincenzi F, et al. *Characterization of adenosine receptors in bovine chondrocytes and fibroblast-like synoviocytes exposed to low frequency low energy pulsed electromagnetic fields*. Osteoarthritis Cartilage 2008;16:292-304.
5. Cohen SB, Gill SS, Baer GS, et al. *Reducing joint destruction due to septic arthrosis usingan adenosine2A receptor agonist*. J Orthop Res 2004;22:427-35.
6. De Mattei M, Varani K, Masieri FF, et al. *Adenosine analogs and electromagnetic fields inhibit prostaglandin E2 release in bovine synovial fibroblasts.* Osteoarthritis Cartilage 2008; in press.
7. De Mattei M, Pasello M, Pellati A, et al. *Effects of electromagnetic fields on proteoglycan metabolism of bovine articular cartilage explants*. Connect Tissue Res 2003;44:154-9.

[8] De Mattei M, Fini M, Setti S, et al. *Proteoglycan synthesis in bovine articular cartilage explants exposed to different low-frequency low-energy pulsed electromagnetic fields*. Osteoarthritis Cartilage 2007;152:163-8.

[9] Fini M, Giavaresi G, Torricelli P, et al. *Pulsed electromagnetic fields reduce knee osteoarthritic lesion progression in the aged Dunkin Hartley guinea pig*. J Orthop Res 2005;234:899-908.

[10] Benazzo F, Cadossi M, Cavani F, et al. *Cartilage repair with osteochondral autografts in sheep: effect of biophysical stimulation with pulsed electromagnetic fields*. J Orthop Res 2008;265:631-42.

[11] Ciombor DM, Aaron RK, Wang S, et al. *Modification of osteoarthritis by pulsed electromagnetic field – a morphological study*. Osteoarthritis Cartilage 2003;116:455-62.

[12] Zorzi C, Dall'oca C, Cadossi R, et al. *Effects of pulsed electromagnetic fields on patients' recovery after arthroscopic surgery: prospective, randomized and double-blind study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthros. 2007;157:830-4.

[13] Benazzo F, Zanon G, Pederzini L, et al. *Effects of biophysical stimulation in patients undergoing arthroscopic reconstruction of anterior cruciate ligament: prospective, randomized and double blind study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. Published online: 2 April 2008

[14] Mithöfer K, Minas T, Peterson L, et al. *Functional outcome of knee articular cartilage repair in adolescent athletes.* Am J Sports Med 2005;338:1147-53. Epub 2005 Jul 6.

[15] Biau DJ, Tournoux C, Katsahian S, et al. *ACL reconstruction: a meta-analysis of functional scores*. Clin Orthop Relat Res 2007;458:180-7.

Ingegneria tissutale per la ricostruzione osteocondrale

E. Kon, G. Altadonna, M. Delcogliano, G. Filardo, M. Nitri, C. Montaperto, S. Zaffagnini, M. Marcacci

RIASSUNTO

Il trattamento dei difetti condrali estesi, rappresenta un problema rilevante nella pratica ortopedica. Promettenti risultati sono stati ottenuti grazie all'ausilio dell'ingegneria tissutale ed al giorno d'oggi il trapianto di condrociti di seconda generazione (*matrix-assisted*) è ampiamente utilizzato in Europa.
I risultati ottenuti per il trattamento delle lesioni cartilaginee sono però ancora oggetto di discussione. Inoltre, il trattamento di lesioni osteocondrali presenta problematiche di ancor più difficile soluzione coinvolgendo due tessuti con caratteristiche biologiche differenti e le tecniche attualmente più utilizzate come il trapianto autologo (mosaicoplastica) od il trapianto omologo presentano alcuni limiti.
L'ingegneria tissutale possiede le potenzialità per superare tali problematiche.
Gli innesti 3D bioingegnerizzati possono essere ottenuti coltivando le cellule del paziente su scaffold composti da biomateriali porosi, che rappresentano il substrato per lo sviluppo del tessuto. Gli impianti osteocondrali bioingegnerizzati permettono in questo modo di evitare la morbosità del sito donatore e possono essere adattati facilmente alle dimensioni ed alla posizione del difetto. Inoltre, l'approccio con l'ingegneria tissutale consente di adattare le caratteristiche biologiche e biomeccaniche dell'impianto alla specifica articolazione da trattare in modo da indurre una riparazione biologica e quindi durevole nel tempo.

Parole chiave: osteocodrale, ingegneria tissutale, scaffolds bioingegnerizzati, condrociti autologhi

SUMMARY

The treatment of large chondral articular defects represents a relevant problem in orthopaedic practice. Promising results are obtained with the tissue engineering approach and nowadays matrix-assisted autologous chondrocytes transplantation is widely used in Europe. However the results obtained for the treatment of cartilage lesions are still controversial and the treatment of osteo-cartilaginous lesions is even more problematic, because tissue damage is extended also to the bone underlying the cartilage (sub-chondral bone), involving two different tissues characterized by different intrinsic healing capacity. Tissue engineering of osteochondral composites has the potential to overcome the limits of existing techniques. 3D tissue engineered *graft*s can be created by combining the patient's own cells with 3D porous biomaterials, which provide the template for tissue development. Tissue-engineered osteochondral implants have several potential advantages for osteochondral repair: donor-site morbidity can be totally avoided and it is possible to easily adjust the tissue engineered construct shape in order to the properly size and orient it on the basis of defect characteristics. Tissue engineering approaches would allow the properties of the *graft* to be specifically tailored, in order to introduce in the affected joints the structural, biological and biomechanical cues which are necessary and sufficient for a reproducible and durable repair.

Istituti Ortopedici Rizzoli, Laboratorio di Biomeccanica, Bologna

Notoriamente la cartilagine ialina, essendo un tessuto connettivo privo dell'irrorazione ematica e linfatica essenziale nei processi di riparazione tissutale, possiede limitate capacità di riparazione intrinseca [1]. Ne consegue che il tessuto cartilagineo neoformato, sia di formazione spontanea che chirurgica, avendo caratteristiche biologiche e morfologiche differenti da quello lesionato, non conferisce alla struttura articolare, le proprietà meccaniche del tessuto ialino originale.
Gli sforzi della chirurgia in campo osteocondrale, sono rivolti all'elaborazione di tecniche che permettano di ripristinare un mantello cartilagineo articolare con caratteristiche biologiche e morfofunzionali sempre più analoghe a quelle della cartilagine sana. Attualmente non esiste un approccio chirurgico che rappresenti la soluzione definiva al difetto osteocondrale che, per le sue caratteristiche epidemiologiche ed evolutive, rappresenta un capitolo molto importante della chirurgia ortopedica.

Uno degli approcci chirurgici che ha evidenziato buoni risultati clinici sia a medio che a lungo termine, è il trapianto osteocondrale autologo. Esso consiste nel prelievo di tessuto osteocartilagineo da una regione di non carico, come ad esempio il margine mediale o laterale della troclea femorale o della gola intercondiloidea, ed il successivo impianto dello stesso nella sede della lesione osteocondrale [2 3] (Fig. 1).
Pur rappresentando una soluzione interessante per ristabilire la funzionalità biologica e meccanica del giunto, questa tecnica però soffre di alcuni limiti quali la modesta disponibilità del materiale che ne limita l'utilizzo a lesioni di piccole dimensioni, la morbilità del sito donatore e la difficoltà di riprodurre la corretta congruenza della superficie articolare.
La bioingegneria tissutale apre nuove prospettive chirurgiche, attraverso l'utilizzo di biomateriali bioingegnerizzati che potenzialmente garantiscono all'innesto osteocondrale una maggiore adattabilità al sito della lesione e quindi una miglior congruenza generale

del giunto articolare con notevoli vantaggi dal punto di vista strutturale, biologico e biomeccanico.
Le tecniche di bioingegneria tissutale sono già ampiamente utilizzate sia da noi che da altri autori, nel trattamento delle lesioni condrali, mediante il trapianto di condrociti autologhi coltivati *in vitro* e successivamente re-impiantati con "flap" periostale (tecnica ACI) [4] o l'ingegnerizzazione di scaffolds a base polimerica, derivanti da biopsia prelevata da una zona sana di non carico dell'articolazione e successivamente impiantati nella zona articolare danneggiata [5-7].
Nel trattamento dei difetti osteocondrali al momento non si dispone di studi clinici con impiego di materiali bioingegnerizzati, ma sono in corso diverse sperimentazioni in vivo che si propongono di verificare il comportamento di scaffolds innovativi, potenzialmente ingegnerizzabili con cellule differenziate (condrociti o osteoblasti) o indifferenziate (*bone marrow mesenchymal stem cells* – BMSC) costituiti da collagene tipo I, idrossiapatite e altri polimeri concepiti per il trattamento di difetti osteo-cartilaginei [8-11].
I progressi fatti dalla scienza dei materiali, nella biologia cellulare e nelle nanotecnologie hanno permesso lo sviluppo di diversi metodi di assemblaggio degli innesti osteocondrali compositi bioingegnerizzati. Essi possono essere classificati sulla base delle combinazioni finora proposte tra scaffolds e linee cellulari (Fig. 2).

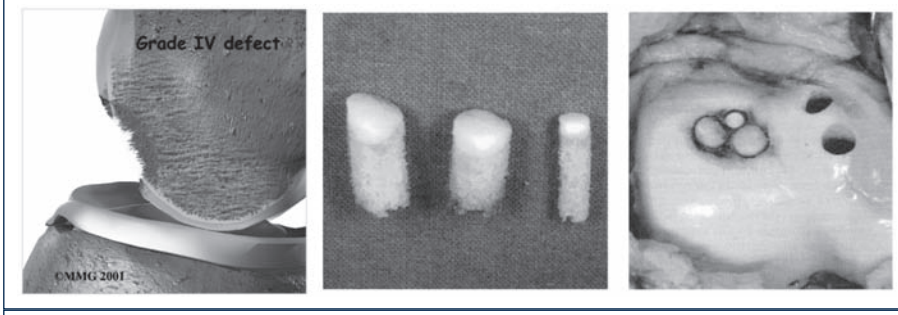


Fig. 1

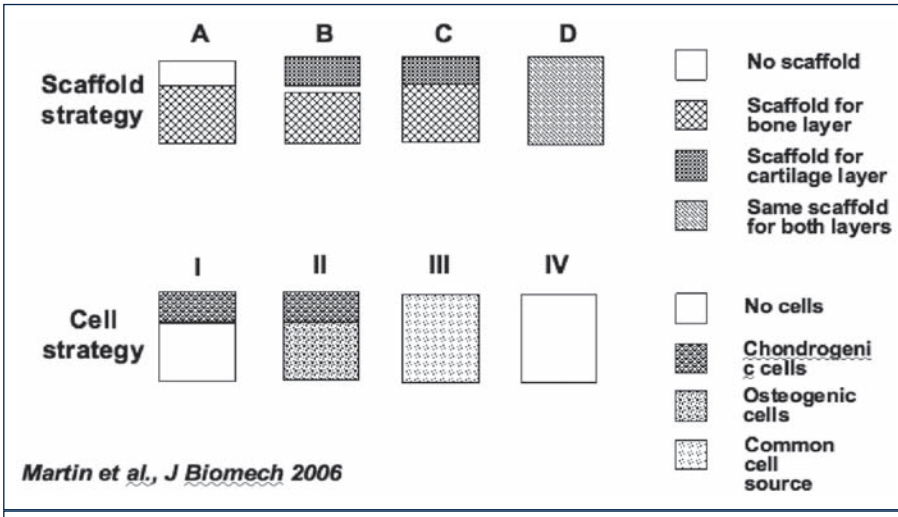


Fig. 2

Come si evince dalla figura: nella soluzione "A" si utilizza un solo scaffold per la componente ossea sopra la quale viene direttamente coltivata la matrice condrale. Nella soluzione "B" si utilizzano due diversi scaffold: uno per la matrice ossea e l'altro per la matrice cartilaginea successivamente assemblati. La soluzione "C" prevede l'utilizzo di un unico scaffold composito ed eterogeneo, con una parte ossea ed una condrale; differente dalla soluzione "D" dove si utilizza lo stesso scaffold per entrambi gli strati.
Le linee cellulari utilizzate per la colonizzazione degli scaffolds, possono derivare da un singolo citotipo avente capacità condrogeniche (I), da due citotipi, uno con capacità condrogeniche e l'altro con capacità osteogeniche (II) o da un singolo citotipo contemporaneamente con capacità sia osteogeniche che condrogeniche (III). È possibile anche un approccio cell free (IV).
È evidente che da un punto di vista chirurgico, l'impiego di un innesto *cell free* è preferibile, considerando che lo stesso sarebbe disponibile immediatamente annullandosi il doppio tempo chirurgico e la colonizzazione cellulare.

Data la struttura delle matrici, è auspicabile che la neo-formazione ossea sia confinata nella porzione più profonda del costrutto e non interessi lo strato superficiale all'interno del quale invece dovrebbe attivarsi un processo di formazione connettivale simil-cartilaginea (Fig. 3).

Fig. 3

I metodi fino ad ora studiati per la fabbricazione degli innesti osteocondrali cell free, sono stati sviluppati con l'obiettivo di fornire specifici segnali "rigeneratori" alle cellule mesenchimali provenienti dal midollo osseo [12 13]. Naturalmente, occorre che l'impianto

sia sufficientemente "intelligente" da stimolare la proliferazione cellulare attesa e, quindi la formazione di due diversi tipi di tessuto (osseo e cartilagineo) con qualità biomeccaniche sovrapponibili a quelle naturali.
Può essere utile includere anche un componente supplementare che impedisca che la rapida crescita del tessuto osseo e dei vasi, invada il compartimento di competenza cartilaginea.

Nello studio preclinico in vivo da noi condotto in conformità con le norme vigenti italiane ed europee, abbiamo utilizzato uno scaffolds osteocondrale costituito da fibre collagene di tipo I nucleate con nano particelle di idrossiapatite in tre diversi gradienti: il primo strato costituito da sole fibre collagene di tipo I, il secondo dal 40% di idrossiapatite e dal 60% di collagene ed il terzo dal 70% di idrossiapatite e dal 30 % di collagene (Fig. 4).
È stata quindi eseguita una lesione osteocondrale sul condilo femorale mediale ed una su quello laterale della zampa posteriore destra in sedici pecore, per un totale di trentadue lesioni. Le lesioni erano profonde nove millimetri e di sette millimetri di diametro. Gli animali sono stati assegnati a quattro diversi gruppi di trattamento: il primo gruppo è stato trattato con l'impianto dello scaffold cell free, il secondo con l'innesto coltivato in vitro con condrociti autologhi, il terzo gruppo con lo scaffold arricchito di PRP autologo e gli animali in cui i difetti osteocondrali non sono stati trattati sono stati utilizzati come gruppo controllo.
A sei mesi di follow-up gli animali sono stati sacrificati e si è proceduto alla valutazione macroscopica (modified L.A. Fortier Score, G.G. Niederaurer Score), radiologica ed istologica (G.G. Niederaurer Score). In tutti i gruppi trattati si è constatato una buona integrazione dello scaffold osteocondrale con una buona continuità della superficie articolare. Abbiamo osservato risultati significativamente migliori nella rigenerazione ossea e cartilaginea nei gruppi in cui è stato utilizzato lo scaffold cell free e lo scaffold con condrociti autologhi, senza differenze significative tra i due gruppi. Quando invece è stato utilizzato lo scaffold arricchito di PRP si è evidenziata una rigenerazione ossea incompleta ed una superficie cartilaginea irregolare. Il tessuto neoformato nelle lesioni osteocondrali del gruppo controllo era di natura fibrosa senza alcuna rigenerazione ossea e cartilaginea [14].

Si può quindi affermare che lo studio conferma le potenzialità di questo biomateriale nel trattamento delle lesioni focali del tessuto osteocondrale anche senza utilizzo di cellule coltivate.
Attualmente, l'orientamento della bioingegneria tissutale nella riparazione delle lesioni osteocondrali segue due grandi linee d'azione:

1) la riparazione del difetto attraverso l'*innesto multiplo di matrici cilindriche*, come avviene negli innesti osteocondrali plurimi, che però presenta una limitata capacità di integrazione ed una certa discontinuità della superficie articolare (responsabile dell'incremento della pressione di contatto).
2) L'utilizzo di *composti osteocondrali su misura* con una forma anatomica che riproduce il contorno della superficie articolare e che potenzialmente riduce l'interfaccia fra le superfici articolari e ristabilisce la distribuzione del normale asse di carico nell'articolazione. In linea di principio, tale concetto è molto interessante, ma risulta essere di difficile realizzazione nella pratica clinica.

Nonostante l'ampia varietà dei metodi trattati finora, in merito agli innesti osteocondrali bioingegnerizzati, si è ancora lontani dal raggiungimento di risultati concreti. Attualmente l'orientamento è quello di trattare lesioni di piccole dimensioni con un approccio con scaffold osteocondrali *cell free*, mentre nel caso di lesioni più estese si ritiene necessaria la presenza di fattori di crescita per il reclutamento in loco delle cellule. Nella scelta delle strategie specifiche per il montaggio degli innesti osteocondrali bioingegnerizzati, gli studi animali possono essere importanti per la valutazione della sicurezza e della tecnica chirurgica o per verificare le capacità riparative del tessuto stesso. Tali studi non tengono però conto di variabili quali il tipo, la sede e le dimensioni della lesione nonché delle caratteristiche biochimiche e biomeccaniche che differenziano uomo ed animale, che potrebbero modificare i risultati clinici.
La bioingegneria tissutale apre quindi nuove possibilità suscitando un notevole interesse, ma è necessario protrarre la valutazione nel tempo per verificare l'effettiva efficacia di tali procedure rispetto alle altre metodiche di trattamento e la loro capacità di offrire risultati qualitativamente e quantitativamente validi e duraturi.

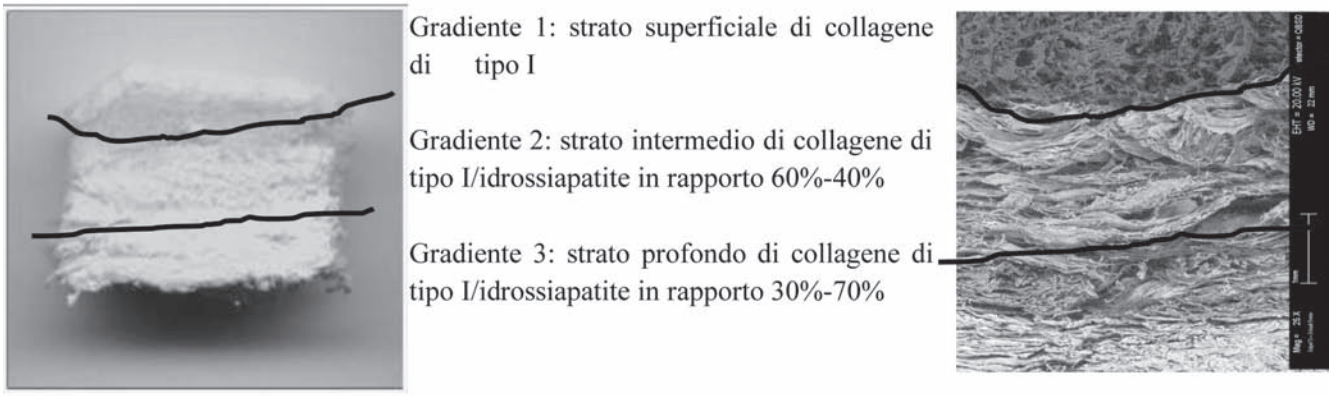


Fig. 4

In conclusione si può ritenere che scaffolds bioingegnerizzati costituiscano un valido approccio nel trattamento di lesioni osteocondrali e condrali, tuttavia, saranno necessarie ulteriori valutazioni per confermare questi risultati preliminari.

RINGRAZIAMENTI

Ringraziamo per il contributo apportato allo studio la Dott.ssa A. Montaperto, la Dott.ssa Laura Bragonzoni, la Sig.ra S. Bassini, Daniele Pressato, Dott.ssa Elena Arcangeli, Dott.ssa Bruna Parma, Dott.ssa Anna Tampieri.

BIBLIOGRAFIA

[1] Buckwalter JA, Mankin HJ. *Articular cartilage*. J Bone Joint Surg 1997;79A:600-11.

[2] Hangody L, Kish G, Karpati Z, et al. *Mosaicplasty for the treatment of articular cartilage defects: application in clinical practice.* Orthopedics 1998;21:751-6.

[3] Marcacci M, Kon E, Zaffagnini S, et al. *Multiple osteochondral arthroscopic grafting (mosaicplasty) for cartilage defects of the knee: prospective study results at 2-year follow-up*. Arthroscopy 2005;21:462-70.

[4] Peterson L, Brittberg M, Kiviranta I, et al. *Autologous chondrocyte transplantation. Biomechanics and long-term durability*. Am J Sports Med 2002;30:2-12.

[5] Marcacci M, Berruto M, Brocchetta D, et al. *Articular cartilage engineering with Hyalograft C: 3-year clinical results.* Clin Orthop Relat Res 2005;(435):96-105.

[6] Marcacci M, Kon E, Zaffagnini S, et al. *Arthroscopic second generation autologous chondrocyte implantation*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2007;15:610-9.

[7] Beherens P, Bitter T, Kurz B, et al. *Matrix-associated autologous condrocytes transplantation/implantation*. The Knee 2006;13:194-202.

[8] Martin I, Miot S, Barbero A, et al. *"Osteochondral tissue engineering"*. J Biomech 2007;40:750-65. Epub 2006 May 26. Review

[9] Ochi M, Uchio Y, Kawasaki K, et al. *Transplantation of cartilage-like tissue made by tissue engineering in the treatment of cartilage defects of the knee.* J Bone Joint Surg Br 2002;84:571-8

[10] Niederauer GG, Slivka MA, Leatherbury NC, et al. *Evaluation of multiphase implants for repair of focal osteochondral defects in goats*. Biomaterials 2000;215:2561-74.

[11] Gao J, Dennis JE, Solchaga LA et al. *Tissue-engineered fabrication of an osteochondral composite graft using rat bone marrow-derived mesenchymal stem cells*. Tissue Engineering 2001;7:363-71.

[12] Wang X, Grogan SP, Rieser F, et al. *Tissue engineering of biphasic cartilage constructs using various biodegradable scaffolds: an in vitro study*. Biomaterials 2004;25:3681-8.

[13] Woodfield TB, Malda J, de Wijn J, et al. *Design of porous scaffolds for cartilage tissue engineering using a three-dimensional fiber-deposition technique*. Biomaterials 2004;25:4149-61.

[14] Kon E, Delcogliano M, Filardo G, et al. *Orderly osteochondral regeneration in a sheep model using a novel nano-composite multi-layered biomaterial*. Osteoarthritis Cartilage, Submission.

Evoluzione del fissatore esterno circolare

M.A. Catagni

SUMMARY

Almost everyone here, perhaps in a superficial way, is familiar with the Ilizarov story. Many pretend to be partly responsible for the introduction of this method into the western world. This is probably not the result of a selfish mind but rather an inappropriate or involuntary psychological response. When the method first appeared in the scientific world, the initial response was overwhelming. Many surgeons thought it was fantastic and revolutionary, so much so, that they thought it to be part of themselves, so close to their hearts, almost inseparable. Whoever became enamored with the Ilizarov method turned into somewhat of a jealous lover: as in the case of his beautiful woman, he erases from his mind that she could ever have loved someone before him.
In this presentation, I would like to tell the story of the initial introduction of the Method of Ilizarov to the Western world and the evolution applied in tem of frame modification and enhancement of the Method.

Quasi tutti ormai conoscono, anche solo in maniera superficiale, la storia di Ilizarov e molti pretendono di essere i soli ad aver introdotto tale metodica nel mondo occidentale. Questo non è, forse, frutto di una "cattiva coscienza" ma di una involontaria appropriazione psicologica. Infatti, quando il Metodo apparve al mondo scientifico, sin dall'inizio, molti lo giudicarono così fantastico da rimanerne affascinati e pervasi, tanto da sentirlo in parte proprio. Chi si innamora del Metodo di Ilizarov ne diventa un amante geloso e, come nel caso di una bella donna, tende a cancellare dalla propria mente che l'amata possa essere stata anche di altri in precedenza.
Nella mia breve conferenza, vorrei ricordare, in realtà, non la storia della introduzione del metodo in Europa e, successivamente negli altri paesi Occidentali, ma come esso era stato presentato, all'inizio, da Ilizarov stesso, a noi, primi esploratori occidentali della chirurgia siberiana.
Innanzi tutto, contrariamente ad altri metodi chirurgici, Ilizarov, nel 1981 a Bellagio, ci ha presentato una serie di risultati quasi incredibili nel trattamento di svariate patologie ortopediche, mostrandoci il "prima" e il "dopo", con un rapido accenno al "durante", ma scarse informazioni sul "come". Molti degli ortopedici presenti rimanevano scettici, tanto da esprimere il dubbio che le diapositive presentate fossero frutto di fotomontaggi. Ma la tecnica era affascinante: con la semplice introduzione di fili di Kirchener, che rappresentavano la parte comune tra ortopedia tradizionale ed ortopedia siberiana, ed un semplice apparecchio circolare, si potevano ottenere risultati insperati con le metodiche tradizionali (Fig. 1). Agli entusiasti, dunque, la metodologia apparve semplice di facile applicazione, così che molti iniziarono a trattare pazienti con un apparato e con una tecnica di cui avevano solo una superficiale conoscenza. Anche a Lecco, se pur il Prof. Ilizarov ci avesse mostrato un paio di interventi chirurgici, ci siamo lanciati nel trattamento dei pazienti, cercando di attingere ai pochi disegni della scarsa letteratura russa lasciataci da Ilizarov o copiando i montaggi dalle diapositive che, con astuzia e un poco di pirateria, eravamo riusciti a duplicare da quelle presentate al congresso di Bellagio. I montaggi che abbiamo applicato erano semplici e per patologie semplici, così da capire il meccanismo del trattamento, sperando di evitare troppi danni al paziente.
Ilizarov ci aveva insegnato che per un allungamento di gamba in un bambino non era necessario fissare il perone prossimalmente e che era assolutamente necessario che il paziente, a qualsiasi trattamento fosse sottoposto, dovesse caricare completamente l'arto inferiore in trattamento. Che delusione quando i nostri pazienti non solo non camminavano accusando forti dolori, ma presentavano tutti deformità delle gambe sottoposte ad allungamento (Fig. 2). La domanda allora che ci si poneva era se e dove avessimo sbagliato, senza peraltro prendere in considerazione che tutto il metodo

U.O. di Ortopedia e Traumatologia, Ospedale "A. Manzoni", Lecco

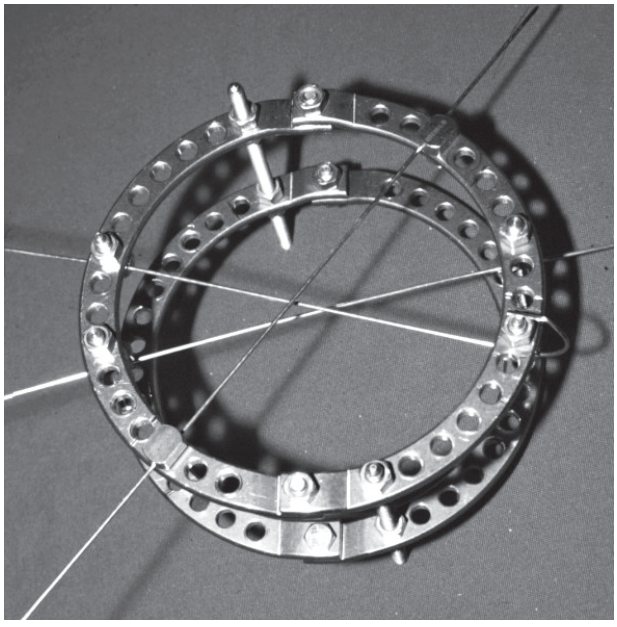


Fig. 1

Fig. 2

fosse sbagliato. Inoltre non avevamo esperti in loco per chiedere chiarimenti nè altri centri in Italia ove qualcuno avesse cominciato ad eseguire allungamenti con l'apparato di Ilizarov. Dopo circa 10 mesi e dopo 49 pazienti trattati, tutti con complicazioni più o meno gravi, anche se qualcuno di noi iniziava ad avere dubbi sulla bontà del metodo, abbiamo fortemente cercato di recarci nel centro di Ilizarov, a Kurgan in Siberia, per vedere di più e soprattutto per capire come mai i nostri pazienti non si comportavano come quelli siberiani. Ora, bisogna sapere che a quei tempi Kurgan non esisteva come località turistica e, per avere il visto ed organizzare il viaggio laggiù, ci sono voluti i buoni uffici di Carlo Mauri e vari e prolungati contatti con il consolato e l'ambasciata Russa.

Non vi sto a descrivere il viaggio o l'albergo di Kurgan, che molti di voi conoscono, comunque nella sua veste rinnovata. Arrivati, finalmente, a destinazione, il nostro desiderio era quello di entrare immediatamente in contatto con pazienti e chirurghi, ai quali avremmo desiderato fare decine e decine di domande. Ma, dopo qualche giorno, continuavo a vedere solo pazienti che camminavano con l'apparecchio impiantato senza apparente dolore. Tali pazienti ci erano presentati giornalmente nello studio di Ilizarov, sempre con spiegazioni che all'apparenza erano esaudienti ma che non mi soddisfavano completamente. Il mio desiderio era di conoscere il completo iter del paziente dall'inizio alla fine del trattamento. Alle mie domande pressanti, fatte attraverso l'interprete, su quali fossero le complicazioni, si rispondeva o che non ve ne erano o mi venivano raccontati degli aneddoti che, in realtà, nulla avevano a che fare con la domanda. Cosa fare a questo punto? Perseverare dicono sia importante ed infatti così fu. Durante i momenti di presentazione ufficiale dei pazienti, con qualche scusa mi sono allontanato e sono riuscito ad entrare in contatto diretto con i pazienti dei vari reparti ed a parlare con i giovani assistenti. Finalmente mi sono reso conto che alcune delle complicazioni dei pazienti russi erano le stesse dei nostri pazienti, non solo, ma che tutti usavano stampelle e che gli antidolorifici, anche se vietati, circolavano in abbondanza. I medici di reparto, se pur con una certa reticenza, mi hanno spiegato come doveva essere gestito il paziente che presentava complicazioni, di solito riportandolo in sala operatoria, per modificare il montaggio e applicare altri fili per incrementare la stabilità dell'apparato. Ho imparato molto di più dalle poche visite "sul campo di battaglia" che da tutte le precedenti conferenze cui avevo assistito. La cosa principale che avevo intuito era che gli apparati dovevano essere più stabili e, poiché in occidente il paziente non può stare molto in ospedale e, comunque, non gradisce certamente i ripetuti interventi, è necessario, sin dall'inizio, avere una stabilità tale da mantenersi per tutto il tempo del trattamento, senza interventi ulteriori in anestesia generale.

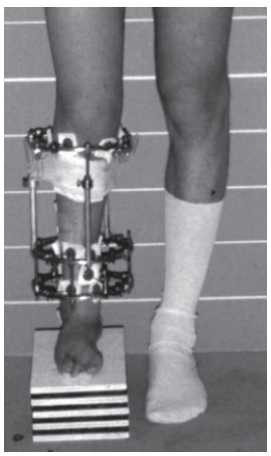


Fig. 3

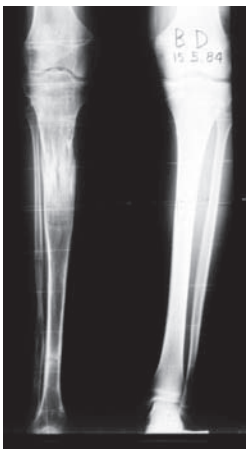


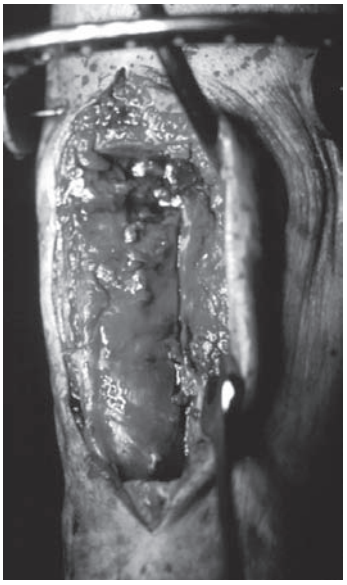
Fig. 4

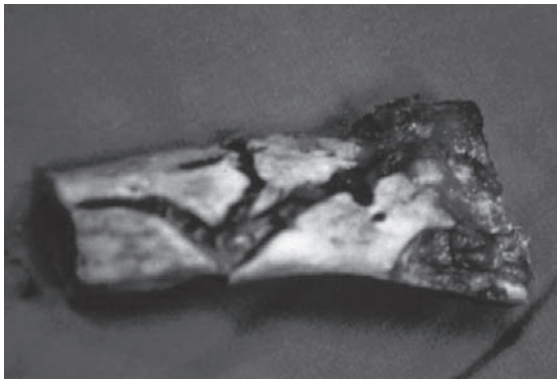
Così, ritornati a casa, abbiamo incominciato ad incrementare la stabilità dei montaggi di allungamento con due livelli di fissazione ogni segmento, abbandonando il sistema instabile del terzo filo su una bandierina (che non poteva essere tensionato per il rischio di deformare l'anello) e aggiungendo, dapprima, un semianello e successivamente con un secondo anello completo ed un totale di quattro fili per segmento. Questa è stata la prima evoluzione dell'apparato di Ilizarov messa in atto nel mondo occidentale (Figg. 3, 4).

Nei corsi di insegnamento e nei congressi successivi, il metodo dei due livelli veniva insegnato a tutti i chirurghi che vi partecipavano, con ulteriori perfezionamenti del montaggio, così che la complicazione dell'instabilità veniva eliminata e la probabilità di successo del trattamento aumentavano. Un ulteriore grande passo avanti è stato quello del trattamento delle pseudoartrosi infette ove l'insegnamento di Ilizarov si basava sul famoso detto "L'infezione brucia nel fuoco della rigenerazione", per cui ci era stato insegnato che una pseudoartrosi infetta di un osso lungo poteva guarire solo con una compressione del focolaio di pseudoartrosi ed un focolaio di allungamento a diverso livello o, ancora, distraendo direttamente a livello dell'osso infetto. Dopo i primi 19 casi trattati con apparecchio ben stabile e con tecnica rigorosamente Ilizaroviana di non toccare chirurgicamente il focolaio infetto, abbiamo fatto una revisione ed abbiamo rilevato che 5 erano rimasti infetti e 3 casi presentavano una rifrattura del focolaio di pseudoartrosi con riaccensione dell'infezione. Così, nonostante il "divieto" di Ilizarov di aprire il focolaio di pseudoartrosi, decidemmo di eseguire una chirurgia più "occidentale", asportando chirurgicamente l'osso necrotico e applicando un trasporto interno per la ricostruzione della perdita (Fig. 5 A-E). Tale innovazione produsse una guarigione ossea attorno al 100% con scomparsa dell'infezione o residuo di piccola fistola che drenava saltuariamente e che, nella maggioranza dei pazienti, si è poi chiusa negli anni successivi.

Anche questa innovazione è stata poi insegnata a tutti i chirurghi che hanno partecipato ai successivi congressi, nonostante, nelle conferenze di Ilizarov, si continuasse a riproporre la solita metodica dell'intervento "senza sangue".

La terza grande rivoluzione è stata quella di sostituire i fili applicati alla parte prossimale del femore con fiches nella configurazione





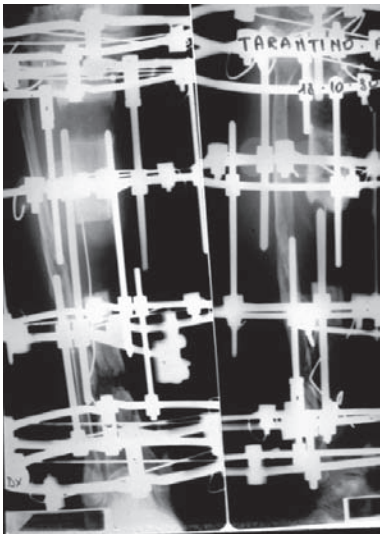


Fig. 5 A, B, C, D, E

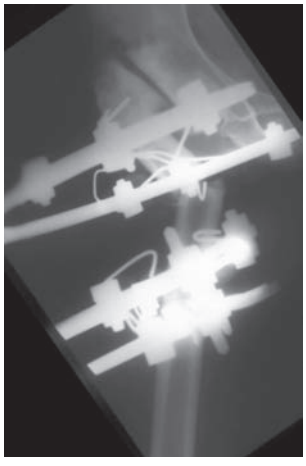
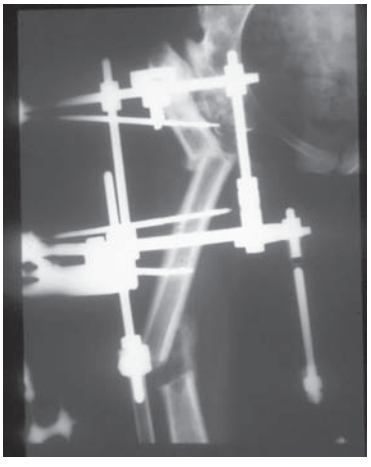


Fig. 6



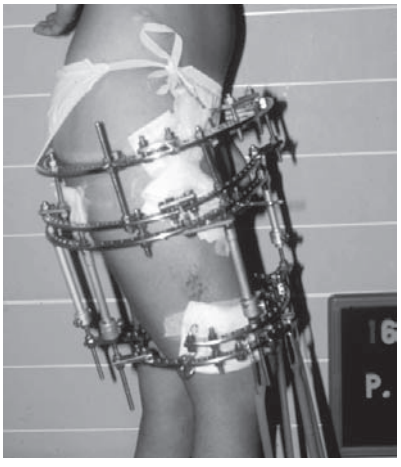


Fig. 7 A, B

chiamata a Delta. Sin dall'inizio, infatti, avevamo notato che la tolleranza della fissazione prossimale del femore ere veramente scarsa, sia per l'alta incidenza di infiammazioni nella parte anteriore della coscia, dovuta al movimento della pelle, e a livello posteriore, ove erano più frequenti le infezioni da contaminazione, sia per l'impossibilità di dormire in letti normali o addirittura di sedersi su una sedia. La posizione più tollerata era quella in decubito sul lato sano e grande tendenza alla adduzione e flessione dell'anca, posizione che facilitava la sublussazione della testa femorale. Prima che si arrivasse alla vera grande rivoluzione, avevamo tentato di sopperire alla scomodità dell'apparecchio spostando in basso l'arco prossimale, ma così facendo dovevamo transfiggere maggiori masse muscolari della coscia, con conseguenza di limitare ancor di più il movimento del ginocchio e producendo una inibizione alla contrazione attiva del quadricipite.

Eravamo nel Giugno 1986 e, dopo un intervento di ricostruzione dell'anca con metodo originale di Ilizarov (Fig. 6), la paziente operata presentava una paralisi completa del nervo sciatico, cosi che venne riportata immediatamente in sala operatoria e le venivano rimossi tutti i fili degli archi prossimali, sostituendoli con fiches del fissatore esterno di Hoffman e collegandole con bandierine, bussole e boccole al grande arco originale (Fig. 7 A-B). La paziente non solo ha tollerato meglio il fissatore, ma l'osso è consolidato con maggiore rapidità. Sottoposta successivamente a lisi dello sciatico, fu dimostrato che esso era stato pinzato tra due fili e probabilmente schiacciato nel momento in cui era stata eseguita l'osteotomia di valgizzazione. La funzione motoria ritornò e la paziente chiese di essere sottoposta ad ulteriore allungamento femorale; infatti, per la complicazione sopravvenuta, ci eravamo limitati alla parte correttiva dell'intervento, senza procedere all'allungamento necessario (Fig. 8).

Da allora, a Lecco, non sono stati più usati i fili prossimali al femore ed è stato disegnato un nuovo pezzo (arco Catagni-Cattaneo, Fig. 9) per la fissazione dell'estremo prossimale del femore con fiches e tale differente configurazione è stata insegnata a tutti i chirurghi che sono passati da Lecco per imparare la metodica di Ilizarov, tanto è vero che tutti i chirurgi del Nord America hanno sempre usato questa modifica dell'apparato, evitando tutti quei problemi che noi avevamo dovuto risolvere con sofferenza dei pazienti. La fissazione con fiches invece dei fili si è poi estesa alla tibia nel 1989 (Fig. 10) e anche alla parte distale del femore (Fig. 11). Ma mentre in Nord America gli Ortopedici cercavano di applicare le tecnica più avanzata, dando pure dei contributi per un ulteriore miglioramento della tecnica (come l'uso di fiches anche nella gamba), così non succedeva in buona parte dell'Italia e in Europa, dove, nonostante le nuove tecniche venissero divulgate durante i congressi ed i Corsi di insegnamento, si osservava una certa resistenza al rinnovamento, e, come a Lecco nei periodi iniziali, i buoni risultati stentavano a presentarsi. Gli errori principali erano quelli di una incorretta applicazione dei fili, magari senza tensione, un numero insufficiente di

Fig. 8

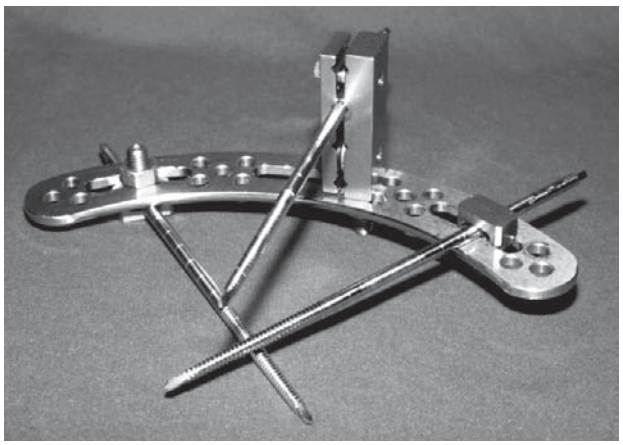


Fig. 9

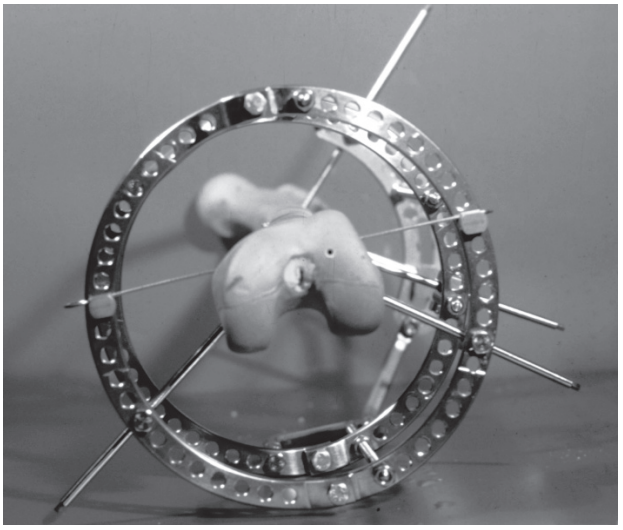


Fig. 10

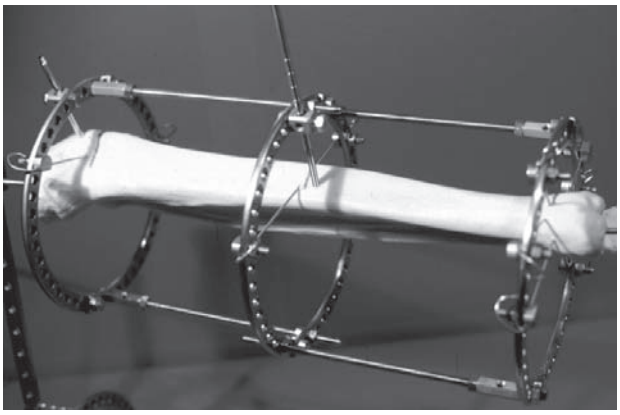


Fig. 11

anelli e di livelli di fissazione, con conseguente instabilità, dolore, osteoporosi e intolleranza del fissatore. I chirurghi tradizionalisti si opponevano alle innovazioni con la motivazione che, cambiando, si sarebbe alterata la "filosofia" del metodo di Ilizarov. Ma con cattivi risultati, filosofia o non filosofia, i chirurghi abbandonavano il Metodo, rivolgendosi a sistemi che giudicavano più facili per sé e per il paziente. In questa maniera, dopo qualche anno di boom del metodo di Ilizarov, si è cominciato ad osservare un calo nell'uso del fissatore circolare. Inoltre, in una economia ove il tempo è denaro, un trattamento che comportava un assiduo impegno da parte del chirurgo non era sempre gradito. Si diceva poi che gli interventi con fissatore di Ilizarov erano troppo lunghi con una grande difficoltà nella costruzione e applicazione dell'apparato: certo il fissatore di Ilizarov non si compra già assemblato, come un monolaterale, e bisogna perdere tempo anche nell'"immaginare" e costruire il fissatore. Certo che se questo processo di immaginazione e costruzione viene espletato durante l'intervento chirurgico, i tempi diventano assai lunghi. Per questo, oggi, gli apparecchi vengono precostruiti il giorno prima dell'intervento, sterilizzati e quindi, il giorno dell'intervento vengono "calzati" sul segmento da operare e lo stesso apparato è di grande aiuto come guida per l'inserzioni dei fili (Fig. 12).

Dunque, dopo un periodo di diffusione estremamente rapida, forse anche frutto di una moda oppure della falsa interpretazione miracolistica del fissatore, per cui bastava applicarlo per risolvere tutti i problemi ortopedici, magari anche quelli meniscali, si è verificato un processo di filtraggio del metodo e di rivisitazione per cui se ne sono individuati i limiti ma, in centri selezionati e specializzati, si è continuato a procedere con l'applicazione ed il miglioramento della parte meccanica ed anche individuando delle tecniche che favorivano un miglior sfruttamento della biologia dei tessuti. Dunque meno chirurghi ma più specializzati. Da questa seconda fase sono nate ulteriori innovazioni, quali i differenti modi di eseguire le osteotomie, soprattutto con l'introduzione della tecnica della sega Gigli per il femore e la tibia, con una migliore qualità del rigenerato che appare più omogeneo, senza quei gap anteriori che si verificavano nelle tibia, quando si faceva uso solo dell'osteotomo. A questo proposito voglio ricordare che il miglioramento delle tecniche di osteotomie, con un approccio più "chirurgico" e con una esposizione anatomica del perone, ha fatto scomparire le complicazioni di paralisi ai muscoli estensori del piede, di cui erano, probabilmente, responsabili le sindromi compartimentali conseguenti agli ematomi prodotti dalle osteotomie percutanee eseguite alla cieca, attraverso le parti molli, e con grande uso di violente martellate. Purtroppo, alcuni chirurghi, ancor oggi, praticano tali osteotomie "tradizionali"!

Attualmente la mia sensazione è che stiamo vivendo un periodo di seconda giovinezza del metodo ove, se pur il numero di chirurghi che praticano il metodo di Ilizarov è più piccolo, la qualità degli interventi tende rapidamente ad aumentare e, con i buoni risultati, si risveglia un nuovo interesse con un incremento della diffusione del metodo, lento ma, certamente, di qualità molto migliore che nel passato.

In conclusione, negli ultimi anni abbiamo avuto: dal 1981 al 1986 una diffusione quantitativa del fissatore di Ilizarov e del suo meto-

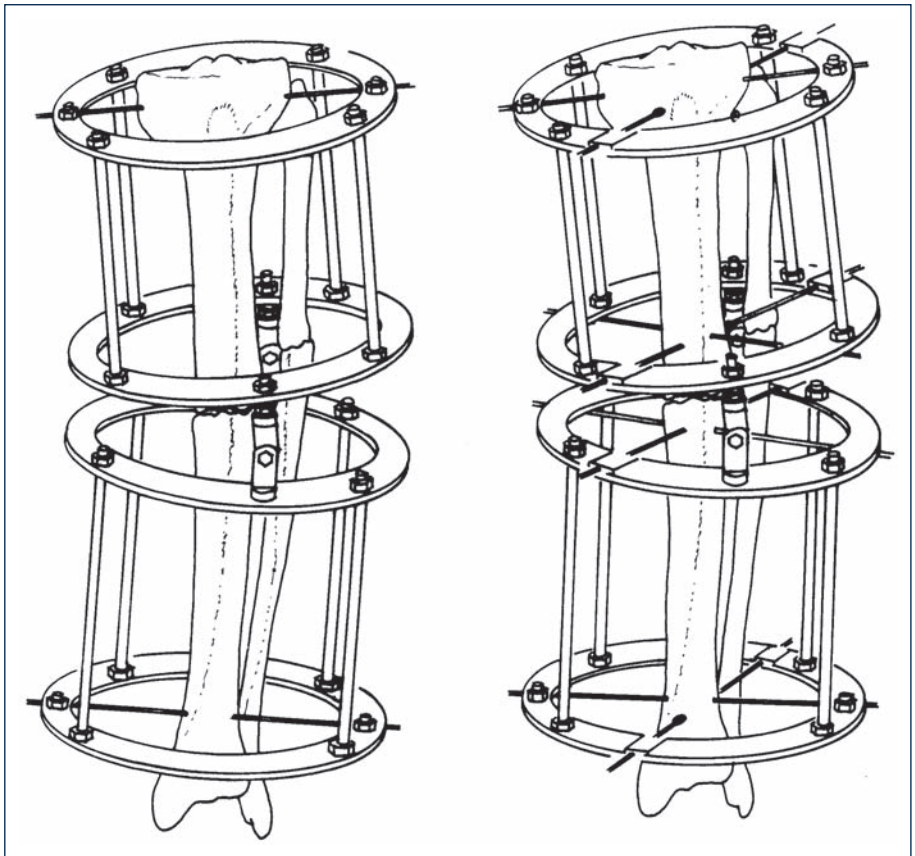
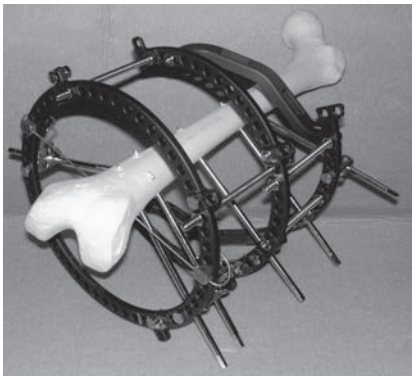
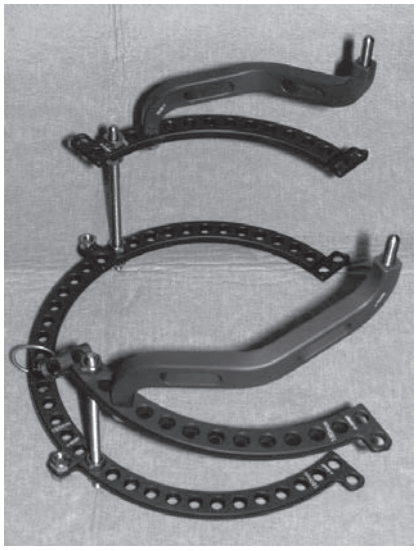


Fig. 12





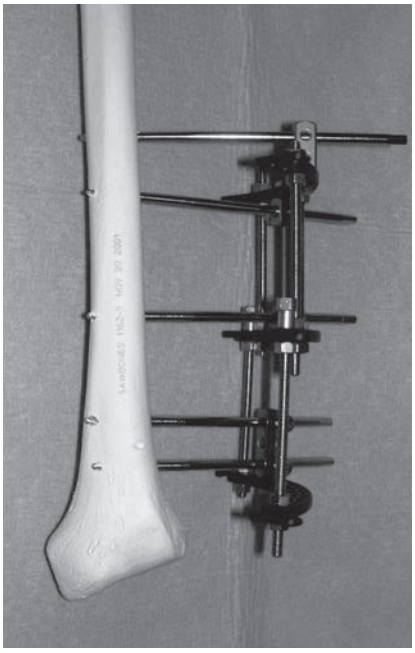
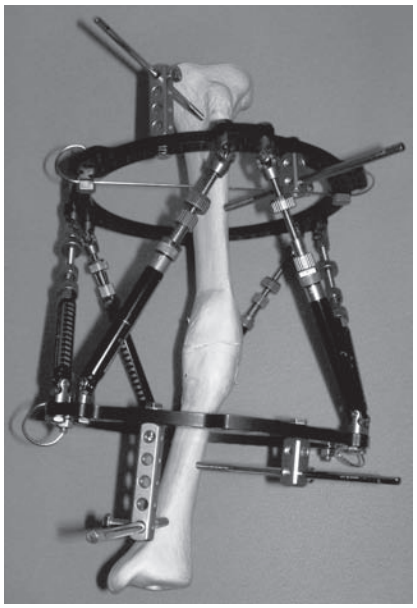


Fig. 13 A, B, C

do, seguito da un rallentamento dell'uso per fallimenti conseguenti ad un insufficiente training dei chirurghi sino al 1990, allorché, con la diffusione del metodo nel Nord America, si è introdotta una visione più critica del metodo, con revisione e puntualizzazione di precedenti ricerche di Ilizarov e con maggior attenzione alle esigenze della cultura occidentale. Da ciò si è andato ricercando un maggior benessere per il paziente, mettendo finalmente in discussione certi "assiomi" Ilizaroviani che ne avevano limitato in precedenza la diffusione mondiale. Alcuni miei amici sostengono che il metodo di Ilizarov è in via di superamento dopo l'introduzione delle nuove tecniche di allungamento con i chiodi endomidollari o per l'evolversi dei fissatori monolaterali. A parte che i problemi dei fissatori monolaterali, come l'intolleranza dopo un certo periodo, rimangono invariati, nonostante l'introduzione di nuovi modelli, voglio ricordare che molti tendono a confondere il metodo di Ilizarov con il suo apparato circolare: si può fare del metodo di Ilizarov anche con un monolaterale, sempre che si rispettino i parametri biologici scoperti da Ilizarov.

Nella mia pratica personale, attualmente tendo a semplificare i montaggi avvicinandomi, nel femore e nell'omero a configurazioni che, pur avvicinandosi ad un monolaterale, mantengono le possibilità meccaniche del fissatore circolare. Per questo, da circa 4 anni è stato disegnato un nuovo fissatore circolare scomponibile che, esaurito la funzione correttiva o di allungamento, si può parzialmente smontare, trasformandosi in monolaterale, così da avere il doppio effetto di dinamizzare il sistema e di rendere la vita quotidiana più facile al paziente (Fig. 13). Per quanto riguarda le applicazioni sulla gamba, non rilevo nessun vantaggio nell'uso di un monolaterale rispetto ad un circolare, sia in termini di tolleranza da parte del paziente, naturalmente applicando la configurazione ibrida stabile, sia in



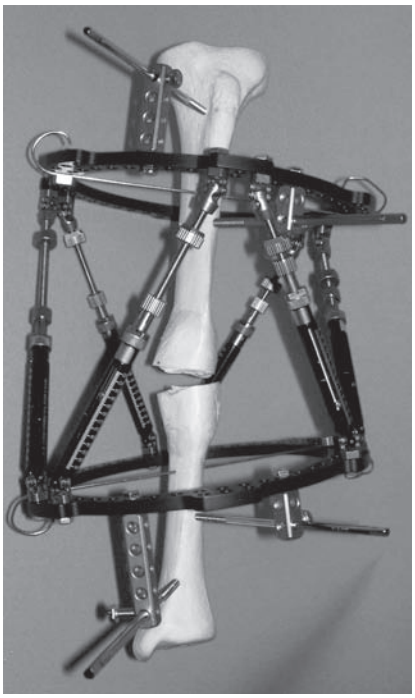


Fig. 14 A, B

termini di rapidità di applicazione, facilità di gestione e possibilità di correzione di deformità angolari. Infine, nella correzione di deformità complesse degli arti, sia congenite che acquisite, il fissatore circolare mi sembra ancora insostituibile e quindi mi aspetto una sua ulteriore diffusione sia pur lenta ma per molti anni ancora, sempre che si rinnovi continuamente (come è successo con l'introduzione del fissatore spaziale exapodus (Fig. 14 A-B) all'inizio del secolo e più recentemente del nuovo fissatore circolare scomponibile) perché, come è noto, tutto ciò che non si rinnova invecchia e scompare.

Il polietilene nella chirurgia protesica

Polyethylene for arthroplasty

A. Bistolfi*, E.M. Brach del Prever*, P. Bracco, P. Gallinaro*, M. Crova*, L. Costa****

RIASSUNTO

Il polietilene ad altissima massa molecolare (UHMWPE) rimane il biomateriale più diffuso in ortopedia. Gli Autori ne valutano le criticità ed eccellenze per la scelta chirurgica, per informare il paziente e per il follow-up. L'UHMWPE ha una grande validità se sterilizzato con ossido di etilene. L'UHMWPE sterilizzato con radiazioni ionizzanti in aria non dovrebbe più essere prodotto né impiantato in Italia dal 2005. L'UHMWPE sterilizzato con radiazioni ionizzanti in atmosfera inerte o sotto vuoto, anche se imballato in contenitori in alluminio impermeabili all'ossigeno, presenta prodotti dell'ossidazione la cui rilevanza clinica non è chiara. Gli UHMWPE reticolati hanno proprietà differenti secondo i processi industriali di fabbricazione; i risultati clinici nell'anca sembrano confermare la buona resistenza all'abrasione dimostrata in vitro; non è chiaro quanto la resistenza all'usura da terzo corpo sia rilevante nella clinica. Gli UHMWPE reticolati e stabilizzati con Vitamina E sono resistenti all'ossidazione, ma differenti secondo il processo di reticolazione e di tempi e modi d'introduzione della stessa Vitamina E. La ricerca continua per capire anche dai fallimenti il comportamento del polimero *in vivo*; è fondamentale la collaborazione degli ortopedici per centralizzare i biomateriali espiantati.

Parole chiave: UHMWPE, protesi, ossidazione, cross-linked, vitamina E

SUMMARY

The Ultra-High-Molecular-Weight-Polyethylene (UHMWPE) is the most diffused biomaterial in orthopaedics as articular counterface. The Authors discuss concerns and advantages of this material for the surgical application, for the patient's information and for the follow-up. Ethylene-oxide (EtO) sterilised UHMWPE has great efficacy, while radiation-sterilised in air UHMWPE should be not produced and not implanted in Italy since 2005. The UHMWPE sterilised with radiation in inert atmosphere or under vacuum, even if packaged in containers impermeable to oxygen, has products of oxidation which have an unclear clinical relevance. Crosslinked polyethylenes have different properties according to the industrial processing techniques; current clinical results for hip applications seem to confirm the superior wear resistance already demonstrated in laboratory wear-tests; the third-body wear resistance and its clinical role are still to be clearly understood. Crosslinked polyethylenes addicted and stabilised with Vitamin E are oxidation resistant, but they have different properties depending on the techniques used for crosslinking and addicting of Vitamin E. Research is still ongoing to clearly understand the behaviour of the polymers *in vivo*, being the analysis of the failures a helpful procedure; the collaboration of orthopaedic surgeons and the centralization of the analysis of the removed implants are mandatory.

Key words: UHMWPE, arthroplasty, oxidation, cross-linked, vitamin E

*Dipartimento di Traumatologia, Ortopedia e Medicina del Lavoro dell'Università di Torino, Centro Traumatologico Ortopedico, Torino; **Dipartimento di Chimica Inorganica e Chimica Fisica dell'Università di Torino and NIS Centre of Excellence, Torino

Indirizzo per la corrispondenza:
Alessandro Bistolfi, 2ª Clinica Ortopedica AO CTO/Maria Adelaide, Via Zuretti 29, 10126 Torino. E-mail: a.bistolfi@libero.it

INTRODUZIONE

Le protesi articolari con inserto in polietilene ad altissima massa molecolare *(Ultra High Molecular Weight PolyEthylene* – UHMWPE), spesso definito semplicemente polietilene (PE), sono state introdotte alla fine degli anni '60 e rimangono ad oggi le più diffuse in ortopedia. Per quanto riguarda le protesi di ginocchio, allo stato attuale di tecnologia e design, gli accoppiamenti che non prevedano un piatto tibiale, mobile o meno, in polietilene sono ancora in sperimentazione; diversamente, per le protesi d'anca esistono altri biomateriali, come le ceramiche e i metalli. Questi accoppiamenti alternativi, il cui buon funzionamento è supportato da numerosi studi e da anni di uso clinico, sono in discussione per quanto riguarda la biocompatibilità, la durata a lungo termine, i costi e le difficoltà in caso di reimpianto o rottura; tutto ciò fa sì che gli impianti con inserto in polietilene rimangano i più utilizzati. Il limite principale dell'utilizzo del PE nella chirurgia protesica è storicamente definito dalla reazione cellulare infiammatoria da corpo estraneo che i detriti da usura abrasiva provocano nei tessuti intorno alla protesi[1,2]: tale reazione infiammatoria conduce all'osteolisi con scollamento e quindi al fallimento dell'impianto, la prima causa di revisione delle protesi articolari di anca e ginocchio soprattutto negli ultimi 15 anni. Rimane un vantaggio del PE il fatto che la "malattia da detriti" sia un problema localizzato intorno all'impianto e quindi risolvibile, che non provoca reazioni sistemiche, tossicità, cancerogenesi. Inoltre, il PE è un materiale plastico, dotato di un grado di elasticità che i materiali più rigidi, le ceramiche in particolare, non hanno e quindi possiede migliore capacità di assorbimento delle forze trasmesse all'interfaccia

impianto-osso e un maggior grado di tolleranza per orientamenti non perfetti delle componenti. Per diminuire i rischi da detriti e aumentare la resistenza *in vivo*, la ricerca ortopedica ha focalizzato molte delle proprie energie nel tentativo di migliorare le proprietà del PE, introducendo "nuovi" PE. Basandosi sulla revisione della letteratura e sui propri risultati scientifici, gli Autori si propongono in questo lavoro di valutare quali siano i fattori che un ortopedico deve tenere presente nel momento in cui sceglie l'accoppiamento, in particolare quale polietilene sia utile, quali i vantaggi, quali le criticità di cui non solo deve essere a conoscenza, ma di cui deve anche informare il paziente in modo da potere seguire nel modo corretto l'impianto negli anni. Schematicamente, sono stati identificati i seguenti problemi fondamentali: 1) l'UHMWPE standard, quale sterilizzazione e quale imballaggio; 2) gli UHMWPE reticolati; 3) i nuovi UHMWPE reticolati e stabilizzati con Vitamina E

1. L'UHMWPE STANDARD, QUALE STERILIZZAZIONE E QUALE IMBALLAGGIO

È stato dimostrato che il principale problema del PE protesico è la degradazione ossidativa [3 4]. L'UHMWPE per le norme ISO 14241 e ASTM F648-07 (ASTM standard F 648-07: Standard specification for ultra-high-molecular-weight polyethylene powder and fabricated form for surgical implants. ASTM International, West Conshohocken, PA, www.astm.org.) è un PE lineare a massa molecolare non inferiore a 2.000.000 amu (*atomic mass units*); quello ortopedico oggi utilizzato ha massa molecolare media superiore ai 2.000.000 e non deve contenere antiossidanti. L'assenza di stabilizzanti contro l'ossidazione rende l'UHMWPE particolarmente sensibile ai processi di ossidazione durante la lavorazione, la sterilizzazione con radiazioni ionizzanti, il periodo di stoccaggio e l'impianto. La sterilizzazione con raggi gamma ed elettroni accelerati, soprattutto se alla presenza di aria, innesca la degradazione ossidativa del PE che prosegue per tempo indeterminato automantenendosi per la formazione di radicali (R°) sempre nuovi. Il processo ossidativo provoca una netta diminuzione della massa molecolare e delle proprietà meccaniche dell'UHMWPE [5]. Un UHMWPE ossidato, quindi con bassa massa molecolare, quando impiantato *in vivo* e sottoposto agli sforzi meccanici, si usura progressivamente: da semplici danni di superficie fino alla delaminazione ed alla rottura [6-8]. Non tutte le reazioni che avvengono nel PE per l'ossidazione alterano le qualità dell'UHMWPE: la formazione di chetoni e di esteri non provoca danni, mentre la formazione di acidi è molto dannosa in quanto si hanno scissioni di catena con diminuzione della massa molecolare e delle proprietà meccaniche. Le condizioni del processo di sterilizzazione con radiazioni gamma sono estremamente variabili (temperatura, dose, dose assorbita, ecc) e modificano molto le qualità dei PE, anche di una stessa ditta e di uno stesso lotto. I metodi per valutare i prodotti dell'ossidazione e del loro valore nel degradare la qualità delle componenti espiantate e di quelle nuove pronte per l'impianto è stato uno dei maggiori risultati del gruppo di ricerca, adottato anche a livello internazionale [3 6-8]. Oltre alla tecnica di sterilizzazione, anche il metodo di confezionamento è importante nel determinare le proprietà del polietilene a lungo termine [9]. Si possono individuare tre categorie di confezioni: a) permeabili ai gas; b) confezioni multistrato polimeriche; c) confezioni in alluminio. Le confezioni del primo tipo sono scatole di PET con chiusura in Tyvek®, permeabili ai gas e quindi all'ossigeno: devono essere usate esclusivamente per il PE sterilizzato con EtO o gas-plasma. Le confezioni multistrato polimeriche hanno una certa capacità di barriera per i gas: la permeabilità all'ossigeno è ridotta, ma non annullata del tutto e quindi non è esclusa l'ossidazione durante e dopo la sterilizzazione con raggi gamma. Le confezioni di alluminio sono impermeabili ai gas e quindi l'unico ossigeno presente è quello diffuso nell'UHMWPE prima dell'irraggiamento. Per ovviare alla degradazione ossidativa, le industrie sono passate alla sterilizzazione sempre con radiazioni ad alta energia ma sotto vuoto o in atmosfera inerte, cioè priva di ossigeno, con azoto o argon. Sebbene tale cambiamento abbia ridotto l'impatto dell'ossidazione degli inserti in UHMWPE, il problema non è stato risolto; infatti è ampiamente dimostrato che il processo di degradazione si innesca per l'ossigeno diffuso nel PE prima della sterilizzazione e continua durante l'immagazzinamento e l'impianto *in vivo*, con effetti deleteri sulle proprietà meccaniche dell'UHMWPE. Poiché non è noto quanto la degradazione ossidativa dell'UHMWPE irraggiato e confezionato in atmosfera inerte sia rilevante sulle proprietà meccaniche *in vivo*, il metodo più sicuro è la sterilizzazione con gas. I processi di sterilizzazione, alternativi ai raggi gamma ed elettroni accelerati, sono il gas plasma e l'ossido di etilene (EtO); il vapore non può essere usato (alla temperatura di circa 135°C l'UHMWPE è parzialmente fuso). Entrambi i metodi non provocano alterazioni della struttura dell'UHMWPE: alla revisione chirurgica per cause diverse dall'usura del PE (infezione, fissazione scadente all'osso, errori di design, etc.), il polietilene così sterilizzato non ha segni macroscopici di usura e rotture grossolane. È stato dimostrato che anche nel PE "storico" sterilizzato con EtO vi è un processo ossidativo, ma è stato correlato con lo stearato di calcio e la manipolazione meccanica [10]. Grazie alla presenza in Italia di una ditta che da sempre ha sterilizzato con EtO, al gruppo di ricerca è stato possibile esaminare questi PE sterilizzati EtO già all'inizio degli anni '90, quando negli altri centri di ricerca europei ed americani erano reperibili solo PE sterilizzati gamma in aria in condizioni variabilissime, quindi con enormi fattori confondenti. Oltre a quanto già descritto, queste ricerche hanno anche evidenziato come l'UHMWPE *in vivo* si comporti da "spugna" assorbendo le molecole presenti nel liquido sinoviale, soprattutto colesterolo ed esteri del colesterolo, oltre a carotene [11]. Per varie ragioni, soprattutto di praticità e non di costo, la sterilizzazione ad EtO è ancora meno diffusa di quella con radiazioni.

2. GLI UHMWPE RETICOLATI

La reticolazione è un processo che consiste nel formare legami covalenti fra le catene della fase amorfa, in modo da ottenere un polimero dalla massa molecolare molto elevata. Questo processo è stato applicato anche al polietilene protesico, in particolare poiché conferisce al polimero una maggiore resistenza all'usura abrasiva e quindi un'ottima soluzione al problema dell'osteolisi da detriti [1 5]. In ortopedia la reticolazione si ottiene tramite l'applicazione di

radiazioni a dosi di energia da 60 a 100 kGy, seguita da un trattamento termico per rimuovere i radicali liberi e gli idroperossidi che si formano a causa dell'ossigeno diffuso nella massa polimerica e per completare la reticolazione. Se il trattamento termico è condotto a temperature superiori alla temperatura di fusione (150°C) si tratta di "remelting", se condotto a temperature inferiori al punto di fusione si tratta di "annealing". Gli effetti sono molto diversi, poiché il primo è sicuramente l'unico trattamento in grado di rimuovere completamente i radicali liberi e decomporre gli idroperossidi, ma riduce le proprietà meccaniche del materiale, mentre il secondo altera in grado minore dette proprietà ma non è del tutto efficace nell'eliminazione dei radicali liberi e degli idroperossidi [12].

Le dosi di radiazioni, il tempo e la temperatura per il trattamento termico sono condotti dalle differenti industrie con modi e con tecniche molto variabili, sia per ragioni industriali e di brevetto, sia per ragioni di ricerca: ogni produttore ritiene di applicare la combinazione migliore di dose di radiazioni e temperatura al fine di ottenere un materiale con la miglior combinazione di proprietà meccaniche e resistenza all'ossidazione e all'abrasione. È evidente che, mentre l'UHMWPE si modifica solo con la sterilizzazione con raggi gamma ed il confezionamento, i PE reticolati presenti sul mercato sono molto diversi fra loro e con proprietà molto differenti.

Il polietilene reticolato ha una resistenza all'abrasione superiore rispetto all'UHMWPE grazie alla massa molecolare elevata dovuta ai numerosi legami che si formano fra le catene, come descritto in precedenza, però la reticolazione comporta anche la riduzione della fase cristallina e la formazione di imperfezioni di catena che riducono numerose proprietà meccaniche quali il modulo elastico, il carico di snervamento, il carico di rottura, l'allungamento a rottura e la resistenza alla propagazione della rottura da fatica [13]. Numerosi studi di laboratorio hanno dimostrato una riduzione dell'abrasione sino al 100% del polietilene reticolato rispetto a quello convenzionale in funzione della dose di irraggiamento. Gli studi clinici, che al momento sono costituiti da analisi e misurazioni radiografiche, hanno confermato i risultati di laboratorio; inoltre è stato osservato un iniziale affondamento della testa femorale all'interno del cotile in polietilene reticolato; tale fenomeno non è stato riferito all'abrasione ma ad una deformazione plastica dello stesso dovuta proprio alle ridotte proprietà meccaniche e si verificherebbe durante il primo anno *in vivo* [14].

Dopo circa otto anni d'esperienza clinica con coppe acetabolari in polietilene reticolato i risultati sono alquanto incoraggianti: non esistono, a nostra conoscenza, osservazioni di fallimenti su larga scala dovuti a carenze meccaniche dei materiali, né tanto meno dovuti a scollamento asettico da detriti. Sono stati riportati dei fallimenti dovuti ad inserti eccessivamente sottili, ad oggi non più utilizzati. Sono state descritte alterazioni macro e microscopiche della superficie di scorrimento sui cotili rimossi, ma sono state attribuite a modifiche di superficie dovute alla plasticità del materiale e non a rotture o abrasione.

Le ridotte proprietà meccaniche potrebbero diventare un problema in caso di inserti sottoposti ad elevate forze torsionali (come nel caso menzionato di inserti cotiloidei particolarmente sottili per protesi d'anca), in particolare per i piatti tibiali e per le rotule. Come detto, il polietilene reticolato per le protesi d'anca è ad oggi correntemente in uso con risultati soddisfacenti, mentre l'impiego per i piatti tibiali è ancora agli inizi, sebbene il materiale abbia comunque caratteristiche superiori a quanto richiesto dalle norme ASTM.

Oggi siamo giunti alla seconda generazione di polietilene reticolato, in cui si applicano al materiale diversi trattamenti per cercare di rimediare alla riduzione delle proprietà meccaniche. Per esempio, sono stati proposti diversi trattamenti termici con temperature inferiori al punto di fusione, oppure diverse dosi di irraggiamento. Fra tutti, l'ultima frontiera è rappresentata dall'aggiunta di antiossidanti [12].

3. I NUOVI UHMWPE RETICOLATI E CON VITAMINA E

La vitamina E (alfa-tocoferolo) è un antiossidante naturale, utilizzato da anni anche nell'industria alimentare. La norma ASTM F648, ha sempre proibito e proibisce di aggiungere antiossidanti all'UHMWPE. Solo recentemente, a fronte della dimostrazione della biocompatibilità e non tossicità della vitamina E, si è iniziato ad utilizzarla a livello sperimentale (secondo la normativa 510k) per sviluppare inserti in polietilene stabilizzati e resistenti all'ossidazione. È stata approvata recentemente la norma ASTM F 2695/07 che prevede le condizioni di additivazione della vitamina E all'UHMWPE (ASTM Standard F 2695 2007: "Standard Specification for Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Powder Blended With Alpha-Tocopherol (Vitamin E) and Fabricated Forms for Surgical Implant Applications" ASTM International, West Conshohocken, PA, www.astm.org), pur non essendo la vecchia norma ASTM al momento modificata. Per quanto riguarda l'UHMWPE, è stata dimostrata l'efficacia della vitamina E nel ridurre e prevenire la degradazione ossidativa. Il discorso è diverso per quanto riguarda il polietilene reticolato dove ancora una volta, risulta fondamentale il processo di preparazione, infatti l'antiossidante può essere aggiunto prima della reticolazione, che in tal caso ne risulterà ridotta, oppure dopo la reticolazione. La vitamina E è consumata durante il processo di irraggiamento ed a secondo della quantità aggiunta e della dose di irraggiamento al termine del processo può essere assente o presente. I risultati di laboratorio indicano che anche quando la vitamina E è completamente consumata un effetto di stabilizzazione è sempre presente [15]. La vitamina E diminuisce anche la formazione degli idroperossidi, prodotti che sono a loro volta causa di ossidazione.

Un'altra variabile è data dal fatto che sono stati proposti per "addittivare" il polietilene con la vitamina E diversi metodi, che danno diversi livelli di distribuzione e concentrazione dell'antiossidante nel polimero. Se, in generale, l'argomento è conosciuto da anni (per esempio Italian patent N. 1271590: Impianti protesici comprendente un componente di materiale plastico. Brach del Prever EM, Camino G, Costa L, Crova M, Dallera A, Gallinaro P, Luda MP), continua ugualmente a suscitare grande interesse ed è probabilmente la direzione futura per migliorare ulteriormente le prestazioni del polietilene reticolato e la durata degli impianti. Al momento esistono ancora dubbi ed incognite per quanto riguarda la realizzazione pratica: in breve, è un problema di concentrazione

di vitamina E nel PE e quindi di scelte industriali, commerciali e normative.

CONCLUSIONI

L'ortopedico ha a disposizione una gamma di materiali e di tecnologie estremamente più vasta di quanto potesse avere anni fa. Da un lato i disegni protesici e le soluzioni tecniche sembrano tendere ad uniformarsi fra le diverse industrie, anche in virtù della scadenza di alcuni brevetti storici, d'altra parte la tecnologia e la ricerca mettono a disposizione materiali nuovi, di cui non è semplice capire i reali vantaggi e le criticità.

Come si desume dai dati clinici e sperimentali condotti in tanti anni e purtroppo anche dai fallimenti gravi provocati da apparenti innovazioni rivelatesi assolutamente negative, si possono schematicamente identificare i seguenti punti di forza per quanto riguarda l'UHMWPE protesico:

- l'UHMWPE "classico" ha tuttora una grande validità se sterilizzato con ossido di etilene o gas plasma, meglio ancora se sarà stabilizzato con vitamina E (usabile in tutti i PE, non solo in quelli reticolati)
- l'UHMWPE "classico" sterilizzato con radiazioni ionizzanti in presenza di aria non dovrebbe più essere né prodotto né impiantato per le gravi conseguenze sulle proprietà meccaniche della degradazione ossidativa; in particolare, il Ministero della Salute Italiano ne ha raccomandato il non uso nel 2005
- l'UHMWPE "classico" sterilizzato con radiazioni ionizzanti, quali i raggi gamma e gli elettroni accelerati, in atmosfera inerte o sotto vuoto deve essere imballato in contenitori in alluminio impermeabili all'ossigeno; tuttavia, l'ossigeno che era presente prima della sterilizzazione, per ragioni industriali, e quello presente nel corpo dopo l'impianto sono in grado di innescare e mantenere il processo ossidativo. Quanto questo sia rilevante nella clinica non è chiarito; anche in questo caso si potranno trarre benefici dalla stabilizzazione con vitamina E
- Gli UHMWPE reticolati hanno proprietà differenti in base ai processi industriali con cui sono stati fabbricati (soprattutto come è stato reticolato e come sono stati eliminati i radicali formati durante la reticolazione). I risultati clinici sembrano confermare la buona resistenza all'abrasione dimostrata in vitro.
- Gli UHMWPE reticolati e stabilizzati con la vitamina E, prodotti dopo l'introduzione di nuove norme ASTM che prima vietavano l'uso di stabilizzanti all'ossidazione, sono differenti a seconda non solo del processo di reticolazione, ma anche di quando, come e quanta Vitamina E è stata introdotta. Anche in questo caso, i risultati preliminari sembrano confermare che sia una buona soluzione.
- La ricerca deve continuare, soprattutto per capire meglio dai fallimenti clinici come il polimero si comporta *in vivo*, e quali siano i fattori anche individuali che possono influenzare il comportamento biomeccanico del PE *in vivo* (per es. la diffusione di molecole dal liquido sinoviale, ben dimostrata nei PE espiantati, e la cui concentrazione varia da individuo ad individuo). Il contributo degli ortopedici che aderiranno a progetti di centralizzazione per la ricerca dei biomateriali espiantati sarà fondamentale.

BIBLIOGRAFIA

1. Kurtz SM, Muratoglu OK, Evans M, et al. *Advances in the processing, sterilization, and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty*. Biomaterials 1999;20:1659-88.
2. Brach del Prever EM, Bistolfi A, Costa L, et al. *The biological reaction to polyethylene wear debris can be related with oxidation of the UHMWPE cups*. Chir Organi Mov 2003;88:291-303.
3. Costa L, Brach del Prever EM. *UHMWPE for Arthroplasty*. Torino: Edizione Minerva Medica 2000.
4. Costa L, Bracco P, Brach del Prever EM. *Physicochemical and mechanical properties of UHMWPE 45 years' experience*. Interact Surg 2007;2:169-73.
5. Costa L, Bracco P. *Mechanism of crosslinking and oxidative degradation of UHMWPE 11: 235-50*. In: Kurtz SM (ed.). *The UHMWPE Handbook: ultra-high molecular weight polyethylene in total joint replacement*. New York: Academic Press 2004.
6. Costa L, Luda MP, Trossarelli L, et al. *In vivo UHMWPE biodegradation of retrieved prosthesis*. Biomaterials 1998;19:1371-85.
7. Brach del Prever EM, Crova M, Costa L, et al. *Unacceptable biodegradation of polyethylene in vivo.* Biomaterials 1996;17:873-8.
8. Costa L, Luda MP, Trossarelli L, et al. *Oxidation in orthopaedic UHMWPE sterilised by gamma-radiation and ethylene oxide*. Biomaterials 1998;19:659-68.
9. Costa L, Bracco P, Brach del Prever EM, et al. *A survey of oxidation and oxidation potential in contemporary packaging for polyethylene total joint replacement components*. J Biomed Materials Research Part B: Applied Biomaterials 2006;78B:20-6.
10. Costa L, Jacobson K, Bracco P, et al. *Oxidation of orthopaedic UHMWPE.* Biomaterials 2002;23:1613-24.
11. Costa L, Bracco P, Brach del Prever EM, et al. *Analysis of products diffused in UHMWPE prosthesis components in vivo.* Biomaterials 2001;22:307-15.
12. Costa L, Bracco P, Brach del Prever EM. *Physicochemical and mechanical properties of UHMWPE 45 years' experience*. Interact Surg 2007;2:169-73.
13. Simis KS, Bistolfi A, Bellare A, et al. *The combined effects of crosslinking and high crystallinity on the microstructural and mechanical properties of ultra high molecular weight polyethylene.* Biomaterials 2006;27:1688-94.
14. Bragdon CR, Kwon YM, Geller JA, et al. *Minimum 6-year follow-up of highly cross-linked polyethylene in THA*. Clin Orthop Relat Res 2007;465:122-7.
15. Bracco P, Brunella V, Zanetti M, et al. *Stabilisation of UHMWPE with vitamin E*. Polym Degr Stab 2007;92:2155-62.

Overview

M. Bardelli, L. Turelli

RIASSUNTO

La sindrome da pronazione anomala dell'articolazione sottoastragalica è stata proposta da Dragonetti mentre Pisani la definisce sindrome da destabilizzazione peritalare. L'artrorisi di sottoastragalica con la tecnica del "calcaneo stop" fu ideata da Recaredo Alvarez, introdotta da Pisani con alcune modifiche, revisionata da Castaman e Nogarin. Un'altra metodica di risi fu proposta da Viladot e Valenti e successivamente modificata da Franchin e Giannini. L'artrorisi della sottoastragalica è stata allargata anche nel trattamento dell'insufficenza del tendine tibiale posteriore al secondo stadio della classificazione di Jhonson e Strom associata ad un tempo mediale.

Tecniche chirurgiche miniinvasive nel trattamento dell'alluce valgo sono state sperimentate da autori tedeschi ed austriaci, riprese dalla Scuola di Verona (tecnica PDO) e di Bologna (tecnica SERI). Nel trattamento chirurgico dell'alluce rigido di terzo grado, notevole è stato il contributo italiano mediante l'ideazione di artroplastiche di interposizione biologica o di materiale bioriassorbibile con funzione di spaziatore temporaneo. Più recentemente, Giannini ha proposto trapianti articolari freschi eseguiti dopo l'esperienza acquisita con trapianti osteocondrali di caviglia.

Nella grave patologia degenerativa della tibio tarsica dobbiamo tutt'ora confrontarci tra l'indicazione all'artroprotesi e all'artrodesi. Il contributo italiano è stato presente nelle protesi di prima generazione fino ad arrivare al modello BOX (protesi di tibio tarsica di terza generazione). Nel tentativo di portare un contributo significativo su i risultati della protesizzazione della tibio tarsica, è stata analizzata una casistica di 403 impianti eseguiti in undici ospedali italiani

SUMMARY

The syndrome of abnormal pronation of the subastralgic joint was proposed by Dragonetti while Pisani defines it as the syndrome of peritalar destabilization. Arthrorisis of the subastralgic joint with the "calcaneous stop" technique was invented by Recaredo Alvarez, introduced by Pisani with some modifications and revised by Castaman and Nogarin. Another method for arthrorisis was proposed by Viladot and Valenti and later modified by Franchin and Giannini. Arthrorisis of the subastragalic joint was extended to also treat a posterior tendon deficit, stage II according to the Jhonson and Strom scale, in association to a medial time.

Minimally invasive surgical techniques for the treatment of hallux valgus have been tried by German and Austrian authors, and also applied by School of Verona (P.D.O. technique) and Bologna (S.E.R.I. technique). In the surgical treatment of third degree hallux rigidus, the Italian contribution was quite remarkable. It involved devising biological interposition arthroplasties or using bi-absorbable material as a temporary distancer. More recently, Giannini proposed fresh articular implants which follow the experience acquired with osteochondral ankle transplants.

In serious degenerative pathologies of th tarsal tibia, we still must decide between the indication for arthroprosthesis and athrodesis. The Italian contribution ranges from the first generation prosthesis to the BOX model (third generation tarsal tibia prosthesis). In an attempt to make a significant contribution to the outcomes obtainable with the tarsal tibia prosthesis, we analyzed a series of 403 implants performed in eleven Italian hospitals.

Ospedale S. Maria Annunziata, Azienda USL 10, Firenze

Indirizzo per la corrispondenza:
M. Bardelli, Via dell'Antella 58, 50011 Bagno a Ripoli (Firenze)

Una corretta deambulazione avviene attraverso equilibrati movimenti di prono-supinazione della articolazione sotto-astragalica che consente al piede di adattarsi alle caratteristiche del terreno comportandosi come un ammortizzatore mobile durante la prima parte dell'appoggio e come una leva rigida nella fase propulsiva [1]. Sicuramente è stato merito di Lucio Dragonetti avere divulgato in Italia i concetti di Root et al. coniando la dizione di "sindrome pronatoria" per intendere quella condizione patologica in cui il piede va incontro ad un funzionamento anomalo caratterizzato da movimenti inadeguati di prono-supinazione della sotto-astragalica. Scrive testualmente Dragonetti [2]: "Le deformità che generalmente vengono indicate con il termine di piede piatto sono sicuramente accomunate, anche se con diverse caratteristiche, da una compromissione della funzione podalica nel senso di una pronazione anomala. Per esse si propone quindi il termine complessivo *di sindrome da pronazione anomala*, o più semplicemente, di *sindromi pronatorie*".

Pisani [3] aveva usato il termine di "sindrome pronatoria dell'avampiede", rapportando ad essa aspetti diversi di patologie dell'avampiede stesso ricordando che la sotto-astragalica concorre con la astragalo-scafoidea ad un unico complesso articolare funzionale definito da Testut e Jacob [4] "articolazione talo-calcaneale-navicolare" o "coxa pedis" [5]. Sappiamo per certo che il movimento di pronazione della sotto-astragalica è sempre accompagnato, in carico a catena cinetica chiusa, ad una supinazione della astragalo-scafoidea ed infatti l'artrodesi isolata della astragalo-scafoidea blocca automaticamente la sotto-astragalica che perde il movimento di prono-supinazione. Per questi motivi Pisani propone

di accomunare anche le patologie che coinvolgono il complesso articolare talo-calcaneo-navicolare nella "sindrome da destabilizzazione peritalare" [6].

L'artrorisi dell'articolazione sotto-astragalica è una filiazione della artrodesi extraarticolare di Green-Grice [7] pubblicata nel 1952 per il trattamento del piede piatto paralitico. Successivamente Grice ampliò le indicazioni oltre che nella poliomielite anche nei piedi mielodisplasici, nei piedi spastici fino al cosidetto piede piatto del bambino. In Italia Vigliani [8] fu fautore di questa tecnica "…in contrasto con la vantata aristocrazia funzionale della sotto-astragalica nessuno dei nostri operati ha lamentato disturbi, impedimenti, deficit, nè statici nè dinamici riferiti alla sua scomparsa". Il dibattito in letteratura fu alimentato soprattutto da autori italiani [9-15] che puntano a descrivere i pregi dell'intervento decritto da Grice (buona ricostruzione della morfologia podalica e stabile nel tempo) come i difetti (destino imprevedibile dell'innesto apposto nel seno del tarso, riduzione della motilità della sotto-astragalica, invasività eccessiva della tecnica). Dal 1995 non vi è riferimento su PUBMED alla Grice come intervento da riservare al cosiddetto piede piatto pronato idiopatico.

Nel 1972 Recaredo Alvarez presenta la tecnica del "calcaneo stop": una vite AO verticale al pavimento del seno del tarso diretta al collo dell'astragalo dopo avere portato il calcagno in asse. Nel 1979 Buruturan [16] pubblicò la prima recensione affermando "Io utilizzo la tecnica del calcaneo-stop di Recaredo Alvarez e questa tecnica è la più semplice, la più stabile, la più efficace". La tecnica fu introdotta in Italia da Pisani nel 1980 e dallo stesso successivamente modificata. Infatti, invece di introdurre la vite perpendicolare all'astragalo (con lo scopo di effettuare esclusivamente uno stop) propose un orientamento obliquo della stessa in direzione del processo laterale dell'astragalo in modo che, facendo fulcro sul legamento interosseo, oltre alla risi della pronazione del calcagno comporta un movimento rotatorio dell'astragalo. L'endortesi non agisce solo meccanicamente ma anche attraverso meccanismi informativi propriocettivi, da qui il concetto di biofeedback-artrorisi proposto da Pisani [17]. Per quanto riguarda il meccanismo propriocettivo indotto dall'endortesi seno-tarsica, negli ultimi venti anni sono comparsi diversi lavori da parte di autori italiani. De Palma et al. [18] hanno ben documentato l'anatomia normale e patologica della articolazione sotto-astragalica e soprattutto come le strutture endo-seno-tarsiche intra e para-legamentose abbiano un notevole contenuto propriocettivo. La tecnica venne revisionata ulteriormente da Castaman [19] con l'introduzione dlla vite conica astragalica e da Nogarin [20] con l'endortesi retrograda.

A metà degli anni '70, con lo scopo di evitare l'artrodesi e la rigidità della sotto-astragalica Viladot [21] propose l'utilizzazione di una endortesi in Silastic® fatta "a calice" con una aletta fuoriuscente medialmente dal canale del tarso in modo tale da ancorare l'endortesi stessa. Valenti [22] ne propose invece una a forma cilindrica in Teflon. Questa endortesi ha dato l'avvio a molte altre come quella di Franchin [23] avvitata nel seno del tarso o come quella di Giannini [24] ad espansione in polietilene e vite o ad espansione riassorbibile in acido poli-L-lattico.

Variabile è la diffusione e l'utilizzazione delle endortesi a seconda del paese di appartenenza dell'utilizzatore: grande diffusione nei paesi latini, sporadicamente usata in quelli anglo-sassoni.

Malerba et al. [25] circa 10 anni or sono fecero una indagine conoscitiva internazionale circa il trattamento delle sindromi pronatorie in età infanto-giovanile riportando il pensiero del Prof. Catteral: "Non ho mai utilizzato nè ritengo di voler prendere in considerazione l'uso di tale procedura". Nell'ultimo decennio è effettivamente aumentato l'utilizzo delle endortesi anche nei paesi anglo-sassoni, ma ancora rimane una tecnica dagli aspetti controversi nella chirurgia del piede del Nord America [26].

Dalla revisione della letteratura si evince che la gran parte delle pubblicazioni danno per scontata la patogenesi del piede piatto acquisito dell'adulto nella disfunzione del tendine tibiale posteriore quale una delle cause più frequenti. È lecito però chiedersi se la insufficienza del tibiale posteriore sia un epifenomeno nell'ambito della patologia da anomala pronazione della sotto-astragalica. Per questo, l'utilizzazione della endortesi, nella anomala pronazione dell'adulto, è un orientamento terapeutico relativamente recente. In tal senso siamo stati tra i primi, nel trattamento dell'insufficienza del tendine tibiale posteriore dell'adulto allo stato II della classificazione di Jhonson e Strom [27], ad utilizzare la endortesi ad espansione di Giannini in associazione alla ritenzione mediale del tibiale posteriore pro tibiale anteriore. Riferimmo i risultati ottenuti nei primi 21 casi trattati dal 1991 al 1997 [28]. L'osteotomia di calcagno è il trattamento di scelta negli Stati Uniti, Inghilterra e Paesi Scandinavi per lo stesso grado di patologia del tibiale posteriore.

Riteniamo comunque che nel giovane adulto, con un buono stato delle cartilagini articolari astragalo-calcaneari documentate alla TC, al II stadio della classificazione di Jhonson e Strom, vi sia spazio alla indicazione dell' endortesi associata ad un tempo mediale.

Il contributo italiano è stato determinante anche nell'inquadramento nosologico e nel trattamento dell'alluce valgo e dell'alluce rigido. Infatti queste due importanti patologie a carico dell'articolazione matatarso falangea prima sono inquadrabili, in base alla definizione e classificazione da noi proposta e accettata in ambito internazionale [29], nel grande capitolo delle metatarsalgie assai frequenti nella pratica ortopedica.

Le tecniche chirurgiche mini-invasive come è noto utilizzano approcci chirurgici ridotti di tipo percutaneo o tramite piccole incisioni, con particolare rispetto delle parti molli e del tessuto osseo. Nel trattamento dell'alluce valgo alcune tecniche chirurgiche prevedono tempi scheletrici mediante osteotomia distale del primo metatarsale o a carico della falange prossimale con l'obiettivo di correggere la deformità mediante la variazione dei segmenti osteotomizzati in base all'angolo di valgismo della metatarso falangea, all'angolo intermetatarsale ed all'orientamento delle superfici articolari della articolazione metatarso falangea valutabili con il PASA (*proximal articular set angle*) ed il DASA (*distal articular set angle).*

Vi sono state esperienze di scuola tedesco-austriaca che hanno studiato le evoluzioni più interessanti della tecnica a cielo aperto di Lamprecht [30 31] con le modifiche di Kramer [32] fino alla metodica completamente percutanea di Bösch [33] ripresa da Magnan [34] con la PDO (osteotomia distale percutanea): "una metodica per eseguire con tecnica percutanea osteotomie diverse a livello del primo

metatarsale, comprese quelle a rima cosidetta autostabilizzante tipo Chevron [35]". I risultati di questa tecnica percutanea sono stati presentati da Bösch [36] e Magnan [37] che ha riferito sulle prime 118 PDO eseguite per il trattamento dell'alluce valgo sintomatico in 86 pazienti ottenendo un punteggio, in base alla scala AOFAS, di 88,2 ± 12,9 a un livello di evidenza terapeutica IV. In base ai risultati acquisiti ed alla cronologia di pubblicazione definiamo questa tecnica "Bösch-Magnan" che utilizza come mezzo di stabilizzazione della osteotomia un filo di Kirschner del diametro di 2 mm.
Sempre agli inizi degli anni '90 negli Stati Uniti Stephen Isham propose una tecnica percutanea per il trattamento delle deformità dell'avampiede illustrando i criteri fisiopatologici, specificando le tecniche osteotomiche e le strategie chirurgiche che non prevedono l'uso di mezzi di sintesi per la stabilizzazione delle osteotomie, confidando nel solo bendaggio funzionale (da mantenere per almeno 5 settimane) per ottenere la consolidazione. La tecnica fu introdotta in Europa da Mariano de Prado [38] che ha dedicato a Isham la propria monografia definendolo l'ideatore e promotore della chirurgia percutanea dell'avampiede. Lavori con evidenza clinica significativa sui risultati della tecnica di Isham – de Prado non ci risultano esistere.
La tecnica SERI (*Simple, Effective, Rapid, Inexpansive*) è stata proposta da Giannini et al. [39] come una metodica miniinvasiva che possiede tutti i vantaggi dell'approccio percutaneo senza gli svantaggi di quest'ultimo: non è infatti necessario uno strumentario dedicato e l'intervento viene eseguito sotto controllo visivo senza il bisogno di ricorrere all'utilizzo dell'amplificatore di brillanza. I risultati dei primi 54 alluci operati sono stati pubblicati e più recentemente Giannini [40] ha presentato i risultati di una serie di 50 piedi affetti da quinto dito varo sintomatico trattati con osteosomia secondo la tecnica SERI.

Nel trattamento chirurgico dell'alluce rigido sono proponibili interventi conservativi dei capi articolari dell'articolazione metatarso-falangea prima (cheilectomia e osteotomie decompressive) nei gradi I e II ed interventi demolitivi (artroplastiche, artrodesi, protesi) nel grado III. La resezione-artroplastica secondo Keller [41] è stata la più utilizzata in passato e, in base al materiale interposto, si è soliti distinguere le artroplastiche di interposizione biologica (capsula articolare suturata a clessidra o interposizione di un lembo capsulare) e artroplastiche con interposizione di materiale che funge da spaziatore non riassorbibile (tipo la cupola metallica di Regnauld [42] o in ceramica di Barouk [43]) o riassorbibile. Chiappara ha proposto una artroplastica con interposizione di pericardio bovino [44] e successivamente di dura madre liofilizzata [45]. Questa tecnica che prevede la resezione di circa un terzo della falange basale rivestendo la testa metatarsale con materiale biologicamente compatibile, presenta tutti gli svantaggi della Keller e l'autore riferisce su i rischi di necrosi della testa o per l'eccessivo scollamento della epifisi o per intolleranza al materiale interposto. La resezione artroplastica "a cerniera" di Valenti [46] prevede l'osteotomia della epifisi distale del primo metatarsale e della base della falange prossimale ponendo la sega con una inclinazione di 45° rispetto all'asse del segmento osseo: il risultato era una "V" di 90° con apice sul piano della fibrocartilagine. Particolare importante di questa tecnica è che non viene ridotta la lunghezza del primo raggio. Si esegue la liberazione del tessuto capsulare dorsale dall'ELA portando la capsula così liberata a raggiungere la placca volare tra i due capi ossei precedentemente ottenuti. Fondamentale è la sutura della capsula dorsale con quella plantare a clessidra mediante un punto laterale ed uno mediale al flessore lungo.
Barca [47] ha proposto una resezione artroplastica con interposizione di doppio lembo capsulare come intervento di salvataggio in alluci rigidi secondari a precedenti interventi per alluce valgo ed una resezione artroplastica con interposizione di tendine plantare gracile (o in sua assenza del tendine dell'estensore breve) arrotolato e suturato su sè stesso (la cosiddetta "acciuga") già utilizzata nell'artroplastica in sospensione per il trattamento della rizoartrosi.
Nell'alluce rigido di III grado si può ricorrere anche ad impianti metatarso-falangei con funzione di spaziatore temporaneo, a questo scopo la Scuola di Bologna [48] ha proposto un dispositivo riassorbibile in acido poli-L-lattico a forma di cupola, dotato di un fittone per il suo inserimento nell'epifisi metatarsale modicamente resecata evitando ogni resezione sul versante falangeo. Lo spaziatore riassorbibile ha lo scopo di mantenere la distanza tra i due capi articolari per un periodo prestabilito, formare una superficie idonea allo scorrimento della base della falange, andare incontro ad un processo di riassorbimento attraverso una frammentazione e sostituzione con tessuto fibroso che deve conservare il movimento ed eliminare il dolore.
Più recentemente Giannini [49] ha presentato quattro impianti di trapianti articolari freschi di metatarso-falangea in tre pazienti di cui uno bilaterale affetti da alluce rigido. In base all'esperienza acquisita con la tecnica proposta da Gross [50] per la tibio-tarsica, Giannini ha riferito anche su 36 pazienti sottoposti a trapianto osteocondrale totale di caviglia utilizzando un innesto biologico contenente cartilagine ialina.

I trapianti articolari di caviglia rappresentano il futuro mentre al presente dobbiamo ancora confrontarci tra l'indicazione all'artroprotesi o all'artrodesi nella grave patologia degenerativa della tibiotarsica. La maggior parte degli ortopedici ha abbandonato l'uso delle protesi di prima generazione, tra la quali si annovera la Pipino - Calderale [51], modelli a due componenti cementate che richiedevano ampie resezioni ossee per l'impianto e per le quali le percentuali di insuccessi e complicanze erano più elevate rispetto a quelle riportate con l'intervento di artrodesi che comunque a tutt'oggi raggiunge la fusione certa nell'85% [52] degli interventi. L'artroprotesi *custom made* di Vittore - Simone [53], comparsa nel 1998 sulla scia del modello Pipino - Calderale, è una protesi vincolata con la componente tibiale costituita da un sottile piatto metallico di forma rettangolare che presenta inferiormente l'alloggiamento per il polietilene e superiormente uno o due fittoni. La componente astragalica metallica è rappresentata da uno scudo che ricopre fedelmente la superficie articolare dell'astragalo di cui è prevista sola la decorticazione articolare e presenta sulla porzione inferiore un piccolo fittone per l'ancoraggio. È prevista la cementazione per il fissaggio delle due componenti metalliche.
Come è noto le protesi di caviglia di seconda generazione sono a tre componenti, non vincolate, non cementate, dotate di un

menisco mobile in polietilene con componente tibiale piatta e componente astragalica anatomica. Con la comparsa del modello BOX (Bologna - Oxford; Finbury Orthopaedic, Leatherhead, UK) di Giannini - Leardini - O'Connors [54], non cementato e a tre componenti possiamo parlare di una terza generazione di artroprotesi di caviglia in quanto vi è una sostanziale modifica della componente tibiale, che diventa sferica e la componente astragalica che presenta un raggio di curvatura più lungo. Il modello BOX nasce sulla base di ricerche biomeccaniche che hanno dimostrato come la mobilità fisiologica della caviglia coinvolge il rotolamento tanto quanto lo scivolamento guidato da un apparato legamentoso conservato.

I modelli oggi più frequentemente utilizzati in Italia possono essere schematicamente così riassunti. Le protesi Buechel - Pappas [55], AES [56] e Mobility [57] prevedono la resezione della finestra tibiale per l'alloggiamento dello stelo endomidollare presente nella componente tibiale. Questa finestra, che a fine intervento viene richiusa con i frammenti ossei precedentemente resecati, diventa una ottima porta di ingresso per la visualizzazione della superficie astragalica, ma soprattutto per l'introduzione degli strumenti che consentono le resezioni ossee per l'impianto a *pressfit* della componente astragalica. I modelli STAR [58], BOX e Hintegra [59] affidano la stabilità primaria della componente tibiale alla sua fissazione nella zona più resistente dell'epifisi distale tibiale mediante un sistema di barre a binario per i primi due modelli e mediante due viti per il modello Hintegra.

Siamo riusciti a fare un censimento dell'esperienza italiana riunendo le casistiche di 11 chirurghi italiani (Bardelli, Battaglia, Giannini, Guelfi, Magnan, Malerba, Milano, Nogarin, Rebeccato, Vittore e Volpe) [60] accertando che su 403 impianti le revisioni sono avvenute nel 9,4% ed i reinterventi nel 5,4% attestandosi, con un certo orgoglio, ad una analoga indagine condotta in Svezia da Henricsson e Hagren [61] per i quali le revisioni sono occorse nel 21,2% e i reinterventi nel 12,4%.

BIBLIOGRAFIA

1. Root ML, Orien WP, Weed JH. *Normal and abnormal function of the foot*. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporations 1977.
2. Dragonetti L. *Il piede piatto. Definizione e classificazione del piede piatto. Progressi in medicina e chirurgia del piede*. Bologna: Aulo Gaggi Ed. 1933, pp. 29-33.
3. Pisani G. *La sindrome pronatoria dell'avampiede*. Torino: Minerva Ortopedica 1976.
4. Testut L, Jacob O. *Trattato di anatomia topografica*. Torino: Utet 1946.
5. Pisani G. *The concept of the coxa pedis*. Relazione al XVI Congresso S.I.C.O.T. 17 agosto 1987.
6. Pisani G. *Sindrome da destabilizzazione peritalare*. Chir Piede 2006;30:145-8, 2006.
7. Grice DS. *An extraarticular arthrodesis of sub talar joint for correction of paralytic flat foot in the children*. J Bone Joint Surg 1952;34A:927-40.
8. Vigliani F, Maranzana G, Novati G. *Grice-Green extraarticular subtalar arthrodesis in the treatment of infantile valgus-pronated flat foot*. Ital J Orthop Traumatol 1978;3:287-95.
9. Vigliani F, Marzana G, Novati G. *Grice-Green's extra-articular subtalar arthrodesis. 1. Notes on the operative technique*. Ital J Orthop Traumatol 1983;9:411-25.
10. Romanini L, Carfagni A, Amorese V. *Gricès operation for spastic flat foot*. Ital J Orthop Traumatol 1983;9:439-49.
11. Cigala F, Marmo C, Sadile F. *Grice-Green intervention in the therapy of iatrogenic valgus flat foot*. Arch Putti Chir Organi Mov 1984;34:35-8.
12. Manes E, Trippetta N, Mezzanotte L, et al. *The Green-Grice operation in the surgical treatment of flat foot*. Chir Organi Mov 1987;72:323-6.
13. Rubbini L, Del Prete G, Caravita C, et al. *Surgical treatment of flat foot. Grice or Viladot?* Chir Organi Mov 1988;73:107-13.
14. Chiappara P, Verrina F, Dagnino G, et al. *The surgical treatment of valgus flat foot in the adolescent by osteotomy of calcaneum associated with tenodesis of tibialis anterior and posterior*. Ital J Orthop Traumatol 1989;15:171-5.
15. Carugno C, Iacobellis C, Pedini G. *Baropodometric studies in patients submitted to Grice-Green operation for primary valgus pronated flat foot*. Ital J Orthop Traumatol 1990;16:379-85.
16. Buruturan JH. *El calcaneo-stop para lo tratamiento del valgo de talar infantile*. Chir Piede 1979;3:319-22.
17. Pisani G. *Trattato di chirurgia del piede*. Torino: Ed. Minerva Medica 2004.
18. De Palma L, Santucci A, Tulli A. *Il piede piatto: anatomia patologica*. Progressi in Medicina e Chirurgia del piede 1993;2:41-9.
19. Castaman E. *L'intervento di calcaneo-stop nel piede piatto valgo: puntualizzazioni in tecnica e modifica personale*. Chirurgia del Piede 1985;9:319-29.
20. Nogarin L, Bragantini A, Magnan B, et al. *Calcaneo-stop: modifiche all'endortesi ed alla via chirurgica.* Relazione al XIV Congresso Nazionale della Società Italiana di Medicina e Chirurgia del Piede. Bologna 24-25 maggio 1986.
21. Viladot A. *Nouvelle technique puor le traitment du pied plat valgus esentiel*. Lanier du Chirurgie 1975;16:4-8.
22. Valenti V. *Artrorisi sottoastragalica acrilica nel trattamento del piede piatto dell'infanzia*. Min Ortop 1976;27:309-11.
23. Canepa G, Stella G. *Trattato di ortopedia pediatrica*. 3 edn. Padova: Piccin 2002, pp. 1875-1863.
24. Giannini S, Girolami M, Ceccarelli F. *Il trattamento chirurgico del piede piatto infantile mediante endortesi ad espansione.* GIOT 1985;11:3.
25. Malerba F, De Marchi F, Monforte S. *Risultati di una indagine conoscitiva internazionale sul trattamento delle sindromi pronatorie con riferimento all'utilizzo della metodica del calcaneo stop*. RITOP;1997;13:185-90.
26. Harris EJ, Vanore JV, Thomas JL, et al.; Clinical practice guideline pediatric panel of the American College of Foot and Ankle Surgeons. *Diagnosis and treatment of pediatric flat foot*. J Foot Ankle Surg 2004;43:341-73.
27. Jhonson KA, Strom DE. *Tibialis posterior tendon dysfunction*. Clin Orthop Rel Res 1989;239:196-206.
28. Bardelli M, Conti SA, De Simone L, et al. *Il trattamento chirurgico del piede piatto acquisito dell'adulto da disfunzione del tendine tibiale posteriore*. Chir Piede 1999;23:107-12.
29. Bardelli M, Turelli L, Scoccianti G. *Definition and classification of metatarsalgia*. J Foot Ankle Surg 2003;9:79-85.
30. Lamprecht E, Kramer J. *Die metatarsale-I-osteotomie nach Kramer zur behandlung des hallux valgus*. Orthopädische Praxis 1982;28:636-45.
31. Lamprecht E, Kramer J. *Die retrokapitale osteotomie nach Kramer und ihre stabitisierungohne schraube, platte oder gips*. Z Orthop Ihre Grenzgeb 1984;122:607.
32. Kramer J. *Die Kramer-osteotomie zur behandlung des hallux valgus und des digitus quintus varus.* Operat Orthop Traumat 1990;2:29-38.
33. Bösch P, Markowsky H, Rannicher V. *Technik und erste ergebnisse der subkutanen distalen metatarsale-I-osteotomie*. Orthopädische Praxis 1990;26:51-6.
34. Magnan B, Montanari M, Bragantini A, et al. *Trattamento chirurgico dell'alluce valgo con tecnica miniinvasiva percutanea (PDO percutaneous distal osteotomy).* Progressi in medicina e chirurgia del piede 1997;6:91-104.
35. Bartolozzi P, Magnan B. *L'osteotomia distale percutanea nella chirurgia dell'alluce valgo*. Bologna: Timeo Ed. 2000.
36. Bösch P, Wanke S, Legenstein R. *Hallux valgus correction by the method of Bösch: a new technique with a seven-to-ten-year follow-up*. J Foot Ankle Clin 2000;5:485-98.
37. Magnan B, Pezzè L, Rossi N, et al. *Percutaneous distal metatarsal osteotomy for correction of hallux valgus.* J Bone Joint Surg 2005;87A:1191-5.

[38] de Prado M, Ripoll PL, Golanò P. *Cirugía percutánea del pie.* Milano: Masson Ed. 2003.

[39] Giannini S, Ceccarelli F, Bevoni R, et al. *Hallux valgus surgery: the minimally invasive bunion correction (S.E.R.I.).* Tech J Foot Ankle Surg 2003;2:11-20.

[40] Giannini S, Faldini C, Vannini F, et al. *The minimally invasive osteotomy S.E.R.I. (simple, effective, rapid, inexpansive) for correction of bounionette deformity.* Foot Ankle Int 2008;29:282-6.

[41] Keller WL. *The surgical treatment of bunions and hallux valgus*. New York Med J 1904;80:741-2.

[42] Regnauld B. *Le pied*. Berlin: Springer - Verlag 1986.

[43] Barouk L, Barouk P. *Joint-preserving surgery in rheumatoid forefoot: preliminary study with more then two year follow-up*. Foot Ankle Clin 2007;12:435-54.

[44] Chiappara P. *Alluce rigido e artroplastica con pericardio bovino*. Min Ort 1982;33.

[45] Chiappara P, Verrina F, Dagnivo G, et al. *Artroplastica della metatarsofalangea con dura madre nell'alluce rigido*. Chir Piede 1987;11:111.

[46] Martinelli B, Di Leo F, Valentini L, et al. *L'osteotomia a cerniera di Valenti nel trattamento chirurgico dell'alluce rigido*. Progressi in medicina e chirurgia del piede 2001;10:97-102.

[47] Barca F. *Tendon arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint in hallux rigidus. Preliminary comunication*. Foot Ankle Int 1997;18:222-8.

[48] Ceccarelli F, Perna L, Orsini S, et al. *Protesi della prima metatarsofalangea: stato dell'arte.* Progressi in medicina e chirurgia del piede 1997;6:168-77.

[49] Giannini S, Buda R, Vannini F, et al. *Trapianti articolari freschi.* GIOT 2007;(Suppl. 1):243-9.

[50] Gross AE, Aubin P, Cheah HK. et al. *A fresch osteochondral allograft alternative*. J Arthroplasty 2002;17:50-3.

[51] Calderale PM, Garro A, Barbiero R, et al. *Biomechanical design of the total ankle prostheses*. Eng Med 1983;12:69-80.

[52] Nihal A, Gellman RE, Embil JM, et al. *Ankle arthrodesis*. J Foot Ankle Surg 2008;14:1-10.

[53] Vittore D, Simone C. *Vantaggi della protesi custom made della tibio tarsica nella patologia reumatica.* Progressi in medicina e chirurgia del piede 2002;11:271-6.

[54] Giannini S, Leardini A, O'Connor JJ. *Total ankle replacement: review of the designs and of the current status.* J Foot Ankle Surg 2000;6:77-88.

[55] Buechel FF, Buechel FF, Pappas MJ, et al. *Twenty year evolution of cementless mobile bearing total ankle replacement*. Clin Ortheop Rel Res 2004;424:19-26.

[56] Asencio JG, Leonardi C. *Ankle evolutive system prostheses: a simple, accurate and reliable specific concept for primary and revision ankle surgery*. J Foot Ankle Surg 2005;4:119-24.

[57] Huber M, Rippstein P. *Early result with the Mobility ankle prostheses*. J Bone Joint Surg 2006;88B:206.

[58] Kofoed H. *Scandinavian total ankle replacement*. Clin Ortheop Rel Res 2004;424:73-9, 2004.

[59] Hinterman B, Valderrabano V, Dereymaeker G, et al. *The Hintegra ankle: rationale and short term result of 122 consecutive ankles*. Clin Ortheop Rel Res 2004;424:58-68.

[60] Bardelli M, Turelli L, Giuseppini MU. *Revisioni: realtà o futuro*? Progressi in Medicina e Chirurgia del Piede 2008;17:133-9.

[61] Hericson A, Hagren PH. *Secondary surgery after total ankle replacement. The influence of pre-operative hindfoot alignement.* J Foot Ankle Surg 2007;13:41-4.

Biofeedback seno-tarsico nel trattamento del piede calcaneo-valgo infantile

Tarsal sinus biofeedback in the treatment of the calcaneovalgus foot in children

G. Pisani, P.C. Pisani, E. Parino

RIASSUNTO

Con indicazione nel piede calcaneo-valgo, viene proposto il "biofeedback seno-tarsico" inteso come meccanismo propriocettivo a correzione, in via riflessa, del disassetto posturale del calcagno.
Ad input propriocettivo viene utilizzata una vite introdotta nel pavimento del seno del tarso dal quale fuoriesce soltanto la testa della vite stessa, introdotta per cutanea, evitando così ogni effetto meccanico di risi.
Il biofeeback senotarsico si pone pertanto al di fuori del contesto delle molte artrorisi proposte (calcaneo stop, endortesi ad espansione, etc.).
L'indicazione deve essere ben definita. Dei 494 piedi operati dal 1989 al 2007 solo in 11 casi (19 piedi) vi è stata indicazione a biofeedback seno-tarsico (< del 3%). La correzione è già evidente a breve nel postoperatorio.

Parole chiave: piede calcaneo-valgo, biofeedback senotarsico

SUMMARY

Indicated for the calcaneovalgus foot, "tarsal sinus biofeedback" is proposed as a reflex, corrective proprioceptive mechanism of the calcaneum's postural misalignment.
The proprioceptive stimulus is a screw inserted into the floor of the tarsal sinus so that only the screw head protrudes. It is introduced percutaneously, thus avoiding all mechanical effect of rhysis.
Hence, tarsal sinus biofeedback is outside the framework of the many forms of arthroereisis proposed (calcaneum stop, expansion orthosis, etc.).
The indication must be well defined. Considering the 494 feet operated from 1989 to 2007, tarsal sinus biofeedback was recommended only in 11 cases (19 feet; < 3%). The correction can be clearly noticed shortly after surgery.

Key words: calcaneo-valgus foot, biofeedback, arthroereisis

Ringrazio il prof. Ferretti di avermi invitato a partecipare a questa sessione "Piede" proponendomi come argomento il "calcaneo stop". Ho accettato volentieri anche perché essendo il tema congressuale "Il contributo delle ricerche e delle tecnologie italiane al progresso dell'ortopedia", mi parve potesse essere l'occasione per parlare del "biofeedback" seno-tarsico (STB*) che proprio dal calcaneo-stop è evoluto.

Centro di Chirurgia del Piede "Prof. G. Pisani", Clinica "Fornaca di Sessant", Torino

Indirizzo per la corrispondenza:
Centro di Chirurgia del Piede "Prof. G. Pisani", Clinica "Fornaca di Sessant", Torino, c.so Vittorio Emanuele II, 91, 10128 Torino. Tel.: 011 5574 111. Fax 011 5574399. E-mail: info@chirurgiapiede-pisani.it

1972

Al Congresso di Vigo della Società Spagnola di Medicina e Chirurgia del Piede, al quale ero presente, Recaredo Alvarez propone, nel piede calcaneo-valgo infantile, il "calcaneo stop": una vite introdotta nel calcagno in corrispondenza del pavimento del seno del tarso verticalmente a ponte al collo astragalico realizzando

Fig. 1. Calcaneo-stop di Recaredo Alvarez.

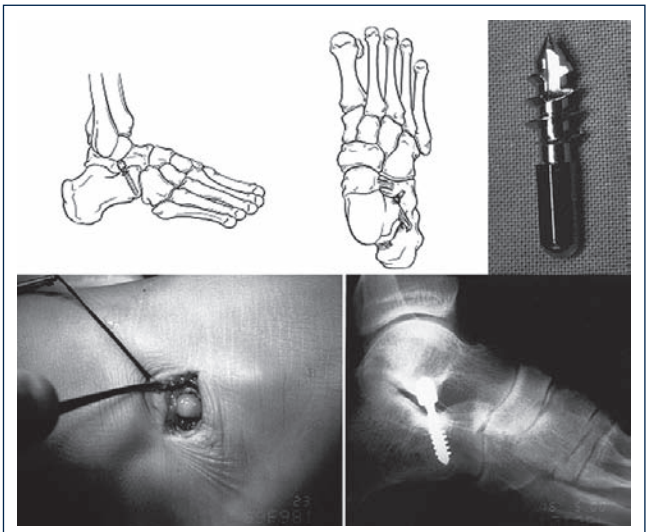


Fig. 2. Endortesi di G. Pisani.

un meccanismo antivalgo del calcagno stesso (Fig. 1 A).
La proposta viene accolta più con curiosità che con interesse.

1979

Burutaran [1] scrive di utilizzare la tecnica del "calcaneo stop" che ritiene la più semplice, la più stabile e la più efficace nel trattamento del calcagno valgo.

1980

Pisani G. modifica la tecnica originale del calcaneo-stop orientando la vite dal pavimento del seno del tarso al processo laterale dell'astragalo per ottenere, oltre ad un effetto varizzante del calcagno, una azione deadducente dell'astragalo; inoltre rivestendo la testa della vite con una cupolina in silastic ad evitare il contatto diretto metallo/osso.
Il mezzo di risi viene definito "endortesi calcaneale" (Fig. 2).

1985

Milano, Scala, Viglione [2]: revisione dei primi 44 casi di endortesi calcaneale in piedi valghi evolutivi dall'infanzia (PVEI) con l'intento non solo di valutare il risultato clinico, ma per valutare anche eventuali fenomeni di lisi o di sclerosi in corrispondenza della zona di contatto della endortesi con il processo laterale dell'astragalo.
Lisi e sclerosi rappresentano la possibile risposta dell'osso in sede di ripetute sollecitazioni meccaniche miscrotraumatiche.
Allato di un complessivo buon risultato morfo-funzionale, nessun riscontro radiografico di lisi o sclerosi in corrispondenza del processo laterale dell'astragalo ad indicare un danno microtraumatico dell'endortesi.
Occasionalmente buon riscontro clinico anche in caso di viti malposizionate (Fig. 3) e quindi sicuramente senza effetto meccanico; ed in un caso correzione anche del piede controlaterale.
Interrogativi:

- a giustificazione della correzione della deformità in casi a vite malposizionata potevano essere invocati nuovi meccanismi propriocettivi indotti a livello seno-tarsico dalla presenza del mezzo di risi?
- a giustificazione della correzione del piede controlaterale poteva essere invocata una risposta crociata segmentaria od anche sottocorticale?

A risposta già allora erano apparsi interessanti lavori sulla rappresentazione nervosa propriocettiva endo-seno-tarsica (Freeman 1964 [3]; Miralles Marrero 1975 [4]; Valenti 1977 [5]; De Wulf 1980 [6]; Valenti 1980 [7]; Marcacci, Conte, Giannini, Girolami 1984 [8]) con documentazione di corpuscoli di Pacini, Golgi-Mazzoni e Ruffini e di terminazioni nervose libere mieliniche e amieliniche nelle strutture endo-seno-tarsiche: le afferenze propriocettive giunte alle corna posteriori attraverso il neurite prossimale delle cellule a T del ganglio spinale, per connessioni neurodendritiche con le cellule delle corna anteriori possono aver indotto, in via riflessa, una modificazione posturale e di assetto della struttura piede omolaterale; e le connessioni, per mezzo dei neuroni commissurali, tra la branca prossimale delle cellule a T di un lato e le cellule delle corna anteriori controlaterali possono aver indotto il riassetto posturale

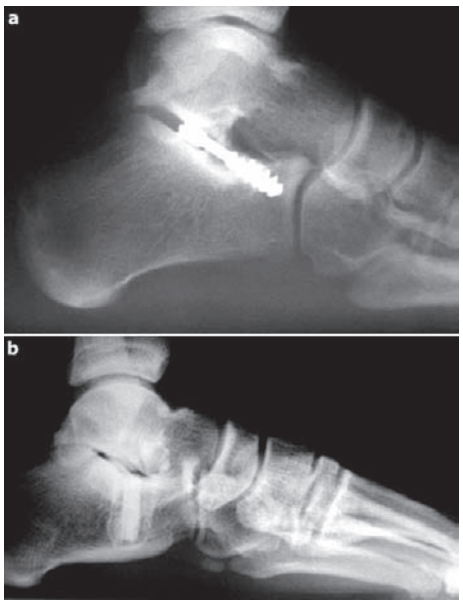


Fig. 3. A. endortesi malposizionata, B. osso di Kiel affondato. Piedi corretti.

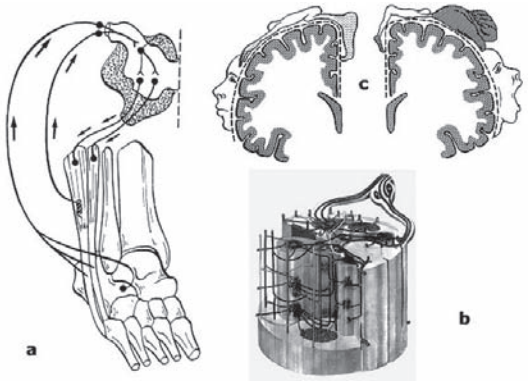


Fig. 4. Vie propriocettive: A. risposta segmentaria omolaterale, B. risposta segmentaria controlaterale, C. risposta sottocorticale.

anche del piede controlaterale. In tutto questo forse giocando anche possibili meccanismi sovrasegmentari: connessioni neuro-somatiche e neuro-dendritiche possono mettere in connessione un vario numero di neuroni in catena a costituire le vie del sistema nervoso centrale che, per la sensibilità propriocettiva, sono rappresentate dal fascicolo di Goll per la via diretta (via bulbo-talamica e talamo-corticale) e dai fasci spino-cerebellare diretto di Flechsig e crociato di Glowers per la via indiretta (via cerebello-rubro-talamica e talamo-corticale) (Fig. 4).

1992

Vieppiù convinti di un non determinante effetto meccanico di risi (non documentata risposta dell'osso a contatto dell'endortesi, documentata rappresentazione nervosa propriocettiva endo-seno-tarsica) ci ponemmo il quesito se non potesse trattarsi di un meccanismo "feedback" indotto dal mezzo di risi sulle struttura propriocettive endo-seno-tarsiche.

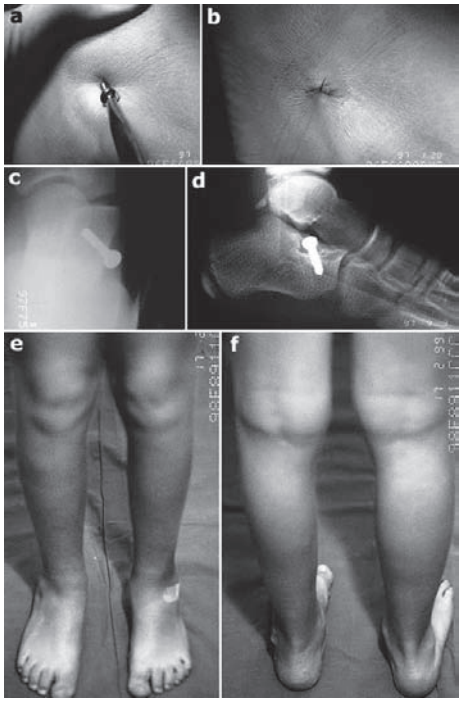


Fig. 5. A, B. biofeedback seno-tarsico con vite percutanea; C, D. nessun contatto della vite con il processo laterale dell'astragalo; E, F. disassetti del retropiede e del ginocchio corretti il giorno successivo all'intervento.

Questa considerazione ci indusse ad affondare la vite (AO) a pavimento nel seno del tarso, lasciandone affiorare solo la testa, controllando in corso di intervento che non vi fosse alcun contatto della vite stessa con l'astragalo (Fig. 5 A, B, C, D). Con indicazione nel piede calcaneo-valgo, già il giorno successivo all'intervento era documentabile il riassetto del retropiede evidentemente per un meccanismo feedback (Fig. 5 E, F). In indicazione allargata utilizzammo la metodica in casi in cui il tempo mediale ci aveva garantito una buona correzione e stabilità; al meccanismo feedback la funzione di supportare il tempo mediale.

1992

Sanguinetti e De Palma (Relaz. XIX Congr. Soc. It. Med. e Chir. del Piede) [9] portano un ulteriore contributo alla rappresentazione nervosa propriocettiva delle strutture endo-seno-tarsiche.

1997

Pisani G. [10] pone l'ipotesi del possibile meccanismo "feedback" della vite endo-seno-tarsica in una pubblicazione dal titolo "Filosofia del calcaneo-stop".
Anche in questo caso più curiosità che interesse.

1998

A verifica dell'eventuale meccanismo feedback tra il 1992 e il 1996 in 14 pazienti ponemmo ad un piede l'endortesi e dall'altro la vite a pavimento seno-tarsico. I risultati, controllati dalla D.ssa Pecora, dell'Università la Santa Casa di San Paolo (Brasile) [11] furono del tutto sovrapponibile dai due lati (Tab. I).

Tab. I. Codici di riferimento e di risultati in pazienti da un lato con endortesi e dell'altro con biofeedback seno-tarsico.

Codice paziente	Sesso	Anni	Morfotipo	(RI x EC)
91F1735TRN	M	7	Calcaneo-valgo	=
91F1654PVN	M	6	Calcaneo-valgo	=
91F2074LZZ	F	12	Piatto-valgo	=
92F2863TRR	F	12	Piatto-valgo	=
92F2718GLN	M	8	Piatto-valgo	=
92F3085GRZ	F	12	Cavo-valgo	=
93F4006DLR	M	10	Piatto-valgo	=
94F4585VNT	F	9	Cavo-valgo	=
94F4425PVV	F	9	Calcaneo-valgo	=
94F5214GRC	F	11	Cavo-valgo	=
95F6113MRC	F	10	Piatto-valgo	=
96F6746FRL	F	9	Cavo-valgo	=
96F6680DMC	M	12	Cavo-valgo	+
96F7324FRR	F	12	Calcaneo-valgo	=

Il prof. Campagnaro della Clinica Ortopedica dell'Università di Merida (Venezuela) scrive: "Stimato Prof., ho ricevuto con piacere la rivista "Chirurgia del Piede", dove si fa riferimento alla revisione della serie di piedi calcaneo-valgo, piatto-valgo e cavo-valgo, e debbo dirle che abbiamo incominciato a mettere le viti da corticale di 4,5 mm a cielo chiuso, con la tecnica del calcaneostop. I risultati a lunga distanza in questa tecnica sono veramente spettacolari e riconosciuti da tutti i Colleghi del Servizio che finalmente hanno compreso la validità e le indicazioni della tenica."

2001

Un interessante lavoro di Spagnoli, Pasquali, Biscaglia, Hacker [12] riconferma la rappresentazione nervosa (corpuscoli di Golgi-Mazzoni e formazioni nervose libere paciniformi) nelle strutture endo-seno-tarsiche. Interessante il riscontro di tali formazioni anche nei legamenti calcaneo-scafoideo plantare e astragalo-scafoideo dorsale a conferma di un sistema propriocettivo peritalare; interessanti in questo senso anche le ricerche di Ceccarini, Cerulli, Alberti [13].

2002

La RMN documenta all'interno del seno del tarso la presenza di corpuscoli neurovascolari; ovviamente l'immagine è data dalla componente vascolare. Ringrazio il Prof. Masciocchi (Direttore dell'Istituto di Radiologia dell'Università dell'Aquila) per la bella documentazione inviatami.
Il prof. Balmaseda della Clinica Ortopedica dell'Avana (Cuba) scrive: "Stimatissimo Prof. ho il lavoro pronto per essere presentato in altra occasione ai Colleghi Italiani. I buoni risultati ottenuti in 146 bambini operati, secondo le Sue indicazioni, vorrei renderli pubblici, poiché, nel nostro paese, più che una tecnica chirurgica Lei rappresenta una filosofia sulla chirurgia del Piede: per la quale cosa le siamo tanto grati."
Al di là delle conferme, non certo interessate, di Campagnaro e di Balmaseda andò maturando, e confermandosi nel tempo, la

Tab. II. Codici di riferimento dei 23 pazienti trattati con biofeedback seno-tarsico nel periodo 1999-2007.

1	90F609CLM
2	94F5188RCC
3	95F5590PCC
4	97F076RTL
5	97F8031BNM
6	98F8720BRT
7	98F8911CCC
8	99F10592LLL
9	01F1211TRN
10	01F12395GGL
12	02F13649SCN

* *STB: Seno Tarsico Biofeedback*
** *KIOTO – Congresso Internazionale del CIP (Collège International de Podologie).*

nostra convinzione di un meccanismo cibernetico stimolo-risposta (biofeedback) indotto a livello seno-tarsico, in via propriocettiva, dal mezzo di "risi", se non anche dallo stesso atto chirurgico. E da questo il concetto di chirurgia a 4 dimensioni in quanto, oltre a tener conto della correzione nei tre piani dello spazio, occorre anche tener conto della dimensione cibernetica.
Il biofeedback seno-tarsico è pertanto, per queste sue caratteristiche, avulso dal concetto di risi, e ha precisa indicazione nel piede calcaneo-valgo quando a 6-7 anni il valgo di calcagno non sia parametrizzato a valori proprio dell'adulto.
Della elettività delle indicazioni fa fede la nostra casistica (Tab. II).

2008

Dal 1989 al 2007 abbiamo praticato n. 494 artrorisi in 390 pazienti (± 20 annuali), di cui 208 bilaterali, nel trattamento delle varie forme di PVEI (piede calcaneo-valgo, cavo-valgo, piatto-valgo). In 403 piedi l'artrorisi è stata associata a tempi complementari quali e/o allungamento del tendine di Achille, e/o stabilizzazione mediale; solo in 91 piedi (56 pazienti) è stato praticato il solo tempo laterale e di questi in 80 artrorisi con endortesi e in 11 (19 piedi) con biofeedback seno-tarsico, quest'ultimo pari a una percentuale inferiore al 3% rispetto a tutti i piedi trattati.
Emerge la quasi eccezionalità del biofeedback seno-tarsico che, ripetiamo, ha elettiva ed esclusiva indicazione, come unico tempo chirurgico, nel piede calcaneo-valgo che, se evoluto a piatto-valgo o cavo-valgo, pone indicazione ad altri tempi chirurgici.
Così il "biofeedback" seno-tarsico si pone al di fuori di indicazioni che potrebbero essere di rilievo per mezzi di risi. È ovvio come in un piede piatto-valgo e cavo-valgo destabilizzati ha indicazione l'endortesi o in piede piatto da astragalo verticale od in un piede sinostosico, dopo resezione della sinostosi, la risi con endortesi ad espansione di Giannini [14], con la quale si ricostituisce strumentalmente il canale del tarso, può meglio garantire meccanicamente la stabilizzazione dei nuovi rapporti astragalo-calcaneali ottenuti in corso di intervento correttivo, né il possibile danno da essa indotto a livello di strutture senotarsiche è di rilievo in rapporto al danno comunque intervenuto in corso dell'intervento stesso. Lo stesso vale per il piede piatto dell'adulto o per i piedi spastici o mielodisplasici o neuropatici. È da ritenere però che in questi piedi, fatta eccezione la giovanissima età, proprio per il danno intervenuto in corso di intervento correttivo l'artrodesi della sottoastragalica sia intervento più opportuno e definitivo. Del resto, in una revisione del tutto recente, Specchiulli e Gramazio [15] riferiscono di risultati del tutto insoddisfacenti con endortesi ad espansione in queste patologie.
Sono concetti già proposti. Scrivendo Pisani G. nel 1997 di "Filosofia del calcaneo-stop" [10] già accennava, e proponeva il possibile meccanismo propriocettivo dello stesso "calcaneo-stop". E filosofia invero potrebbe sembrare anche questa ulteriore dissertazione che ha radici in quanto scritto da Paparella Treccia [16]. E riteniamo possa avere ancora significato quanto scriveva De Wulf [6] nel 1980 circa il rispetto delle strutture endosenotarsiche: "I nostri gesti chirurgici ne debbono tener conto. Dicendo questo penso all'eventuale passaggio di uno strumento chirurgico quale una forbice (endortesi senotarsica per la correzione del piede piatto) come fa il nostro Amico Antonio Viladot. Abbiamo già affrontato con Lui questo discorso a Kioto** e credo che dovrebbe essere ripreso".
In altra sede congressuale il meccanismo biofeedback seno-tarsico è stato definito fantascientifico, e tale in effetti può sembrare. Per questa osservazione la proposta di referenti SIOT a controllo dei risultati nel post-operatorio ed a distanza.

BIBLIOGRAFIA

1. Burutaran JM. *El calcaneo-stop para lo traitamiento del valgo de talon infantile*. Chir Piede, 1979;3:319.
2. Milano L, Scala A, Viglione R. *Artrorisi astragalica con endortesi calcaneale: revisione della casistica*. Chir Piede 1985;9:311-7.
3. Freeman MAR. *Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle*. J Bone Joint Surg 1963;47/B:669-77.
4. Miralles Marrero R. *Lesion cronica de los ligamentos del "sinus tarsi"*. Chir Piede 1981;5:9-22.
5. Valenti V. *Artrorisi sotto-astragalica con protesi acrilica nel trattamento del piede piatto-valgo dell'infanzia*. Min Ortop 1976;27:309-11.
6. De Wulf A. *Anatomie macro et microscopique du sinus du tarse*. Chir Piede 1980;4:105-7.
7. Valenti V. *La rappresentazione nervosa nella istologia del legamento a siepe*. Chir Piede 1977;1:423.
8. Marcacci M, Conte G, Giannini S, et al. *Ruolo dei meccanocettori del seno del tarso*. Tavola Rotonda XIII Corso Aggiornamento Chirurgia del Piede, Alba 8-13 Novembre 1982.
9. Sanguinetti C, De Palma L. *L'articolazione sottoastragalica*. Chir Piede 1992;16:73-82.
10. Pisani G. *Filosofia del "calcaneo-stop"*. Chir Piede 1997;21:47-53.
11. Pisani PC, Pecora R. *Piede valgo evolutivo dell'infanzia: la risi informativa seno-tarsica versus l'artrorisi di sotto-astragalica con endortesi calcaneale*. Chir Piede 1998;22:9-13.
12. Spagnolli G, Pasquali MP, Biscaglia R, et al. *L'innervazione propriocettiva del seno del tarso*. Chir Piede 2001;25:93-7.
13. Ceccarini A, Cerulli G, Alberti PF. *Ricerca dei meccanorecettori nel legamento calcaneo-scafoideo plantare dell'uomo*. Chir Piede 1984;8:71.
14. Giannini S, Ceccarelli F, Girolami M, et al. *Il trattamento del piede piatto infantile mediante endo-ortesi ad espansione. Tecnica e valutazione dei primi 50 casi consecutivi*. Chir Piede 1987;11:61.
15. Specchiulli F, Gramazio M. *Il trattamento chirurgico del piede piatto infantile con la tecnica di Giannini*. Chir Piede 1999;23:63-7.
16. Paparella Treccia R. *Il piede dell'Uomo*. Roma: Ed. Verducci 1977.

Piede piatto idiopatico: calcaneo-stop con vite conica astragalica

Idiopathic flat foot: calcaneo stop with conical astragalic screw

E. Castaman, C. Bergamasco, C. Scialabba

RIASSUNTO

Il piede piatto del bambino è una deformità riconducibile all'evoluzione in senso displasico della "coxa pedis"con progressiva sporgenza dell'astragalo e valgizzazione calcaneare.
Clinicamente il paziente, inizialmente lamenta una facile stancabilità durante la stazione eretta e la deambulazione, solo successivamente compare la contrattura articolare e il piede diventa dolente. I tempi e l'indicazione al trattamento chirurgico sono in funzione del grado di evolutività del dimorfismo, l' obbiettivo è un riequilibrio precoce, scarsamente invasivo e semplice. L'intervento di calcaneo stop con vite conica astragalica ideato da E. Castaman nel 1983 assommando i vantaggi delle altre tecniche disponibili offre, a nostro avviso, le migliori garanzie di risultato a fronte di un minimo dispendio biologico.

Parole chiave: piede piatto, artrorisi, calcaneo- stop

SUMMARY

Infantile flat foot is a deformity due to changes in dysplasic sense of the " coxa pedis", characterized by valgus deviation of the hell, fall of the internal plantar arch and medial protrusion of talonavicular joint. Clinically, the valgus flat foot of the child is characterized by fatiguability in mantaining standing position and during walking; then it appears joint contracture and foot becomes painful. The times and the indication to surgical treatment vary accordino to the grade of the dysmorphism. The calcaneo stop with conical astragalic screw designed by Enrico Castaman in 1983, is a method wich combines the advantage of the other avaible tecniques, offering in our opinion, the best guarantees of performance and the last biological injury.

Key words: flat foot, arthrorisis, calcaneo stop

Il piede piatto dell'infanzia è una deformità caratterizzata da deviazione in valgo del calcagno, caduta della volta plantare interna e protrusione astragalo scafoidea mediale, riconducibile all'evoluzione in senso displasico della "coxa pedis", per vizi di sviluppo dei settori mediali del piede rispetto ai laterali.

Struttura Complessa di Ortopedia e Traumatologia, Presidio Ospedaliero di Montecchio Maggiore

Indirizzo per la corrispondenza:
Enrico Castaman. E-mail: loreta.borghero@ulss5.it

Nella ricerca di uno spazio, l'astragalo crea una spinta diretta in fuori e in basso, mentre testa e collo si adducono, si abbassano e supinano. A livello del giunto astragalo-scafoideo si verifica lo sfiancamento della voluta mediale, mentre a livello del giunto astragalo-calcaneare si crea una spinta pronatoria esagerata che coinvolge la voluta laterale. Pertanto, l'astragalo sporge e il calcaneo valgizza; il gioco articolare della coxa-pedis si irrigidisce in eversione e l'elica plantare assume una configurazione in svolgimento stabile.

EVOLUZIONE

Con il passare del tempo, questa deformità, dapprima riducibile manualmente e durante la deambulazione, diviene via via più strutturata.
La variazione dell'architettura dell'elica plantare è responsabile di alterati impulsi maturativi a livello segmentario, condizionando struttura e funzione del piede in ogni sua componente, con ipermetria astragalica, dimorfismi del calcagno, ipertrofia dello scafoide, presenza di ossa soprannumerarie, lassità capsulo-legamentosa mediale e retrazione del tendine di Achille.
A livello sovra segmentario, la struttura e la funzione dell'elica femoro-tibiale subiscono un condizionamento: l'asse complessivo dell'arto si orienta nel senso del valgismo del ginocchio e dell'intratorsione femoro-tibiale.

MANIFESTAZIONI CLINICHE

Clinicamente, il piede piatto-valgo del bambino è caratterizzato da facile stancabilità nel mantenimento della posizione eretta e durante la deambulazione; successivamente, compaiono le contratture articolari e il piede diventa dolente.
La diagnosi è sostanzialmente clinica e richiede una particolare attenzione nel differenziare il piede piatto patologico dal piattismo fisiologico della prima infanzia, tendente alla risoluzione spontanea.

INDICAZIONE ALL'INTERVENTO

Stabilita la genesi displasica del piede piatto-valgo dell'infanzia, quale espressione di formazioni aberranti realizzatesi durante l'accrescimento, è evidente che per ottenere una correzione valida e duratura della deformità sarà necessaria una re informazione propriocettiva e, pertanto, una reimpostazione del piede. In particolare, l'informazione intrinseca alterata può essere modificata introducendo una re informazione estrinseca di tipo meccanocettivo.

Tale procedura è consigliata anche nei piedi piatti asintomatici, ma clinicamente evidenti. In effetti, come accade per altri dimorfismi dell'età evolutiva, quali la scoliosi, che vengono trattati allo scopo di scongiurare la comparsa di patologie degenerative in età adulta, correggere il piede piatto nell'infanzia impedisce che esso si trasformi, con il passare degli anni, in una deformità inveterata, anelastica e artrosica nella quale gli elementi tarsali assumono una disposizione prevalentemente trasversale, il I metatarso varizza alla ricerca di spazio, mentre l'alluce valgizza. La volta longitudinale crolla sotto il carico statico e funzionale, con comparsa di dolore, mentre si osservano frequentemente deformità multiple alle dita (griffe, martello, etc.), secondarie allo scompenso in valgismo dell'alluce. In ultimo, va segnalata la comparsa concomitante e precoce di fenomeni degenerativi artrosici a livello dell'articolazione tibio-tarsica e del ginocchio.

TECNICA CHIRURGICA

Il trattamento chirurgico, sempre più affermato rispetto ai tradizionali meno efficaci e discussi trattamenti conservativi, (plantari, calzature apposite, chinesiterapia), si pone come obiettivo un riequilibrio precoce, scarsamente invasivo e semplice. Va infatti evitato il ricorso a interventi onerosi e irreversibili quali le artrodesi, attualmente riservate al trattamento del piede piatto inveterato dell'adulto.

Il calcaneo-stop con vite conica astragalica (Fig. 1), ideato da Enrico Castaman nel 1983, è una metodica che assomma i vantaggi delle altre tecniche disponibili offrendo, a nostro avviso, le migliori garanzie di risultato a fronte del minimo dispendio biologico.

Alla scarsa invasività e semplicità dell'intervento, eseguito di solito bilateralmente nell'arco di pochi minuti, spesso in anestesia locale con dimissione in giornata, corrisponde un rapido adattamento del bambino.

La tecnica prevede l'esecuzione di un'artrorisi, realizzata per mezzo di una vite introdotta nell'astragalo attraverso una breve incisione a livello del seno del tarso (Figg. 2, 3). La vite così posizionata fa da stop alla deviazione in valgo del calcagno, con successivo recupero di rapporti articolari corretti al tarso, dimostrabili radiologicamente (Fig. 4, 5).

A correzione ultimata, la rimozione delle viti nei tempi e nei modi opportuni (in media dopo due anni), risulta agevole e poco cruenta, con il ripristino dell'integrità anatomica della sottoastragalica.

In caso di strutturazione della deformità, appare talvolta opportuno procedere ad atti chirurgici complementari per il trattamento dei dimorfismi associati: osteotomia dell'astragalo o del calcagno, resezione tangenziale scafoidea, asportazione di ossa

Fig. 1. Vite conica astragalica.

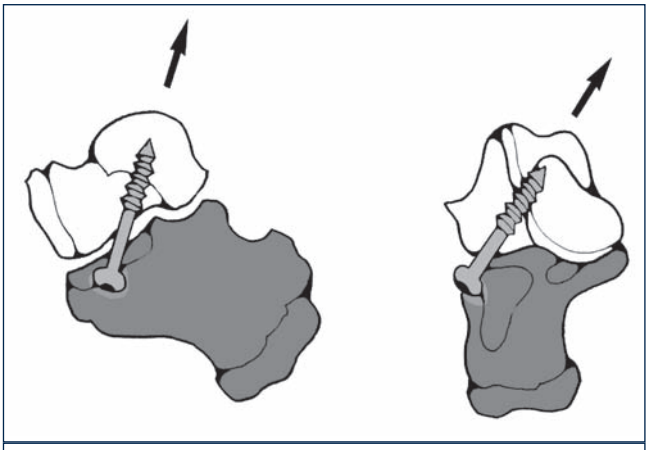


Fig. 2. Artrorisi con vite conica astragalica.

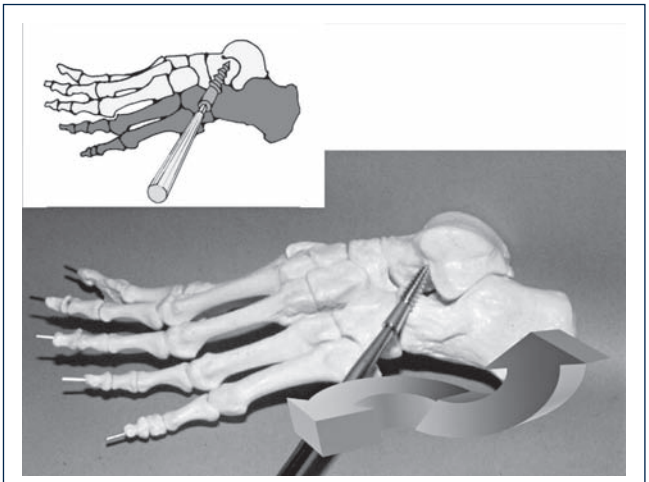


Fig. 3. Introduzione vite conica astragalica a livello del seno del tarso.

Fig. 4. Immagine radiografica piede piatto.

Fig. 5. Immagine radiografica di effetto correttivo dopo artrorisi con vite conica astragalica.

soprannumerarie, capsuloplastica e tenodesi mediale, allungamento del tendine d'Achille.

CONCLUSIONI

I tempi e l'indicazione al trattamento chirurgico sono in funzione del grado di evolutività del dimorfismo, comunque in un ampio lasso di tempo (7-13 anni):

1) è d'obbligo attendere fino a 10-11 anni, attivando controlli periodici nei casi in grado di evolvere spontaneamente in senso positivo (piede morbido-correggibile);
2) è necessario intervenire all'età 10-11 anni (o prima, se necessario) nei casi caratterizzati da deformità stabilizzate e nei piedi inizialmente rigidi, ma non ancora completamente strutturati, per sfruttarne in pieno la residua potenzialità correttiva.

BIBLIOGRAFIA DI RIFERIMENTO

Castaman E. *L'intervento di calcaneo stop nel piede piatto valgo: puntualizzazioni di tecnica e modifica personale.* Chir Piede 1985;9:319-29.

Castaman E. *Il piede organo di senso.* Collana monografica della chirurgia del piede, Torino: Ed. Minerva medica 1986.

Giannini S, Ceccarelli F, Girolami M, et al. *Il trattamento del piede piatto infantile mediante endortesi ad espansione. Tecnica e valutazione dei primi 50 casi consecutivi.* Chir Piede 1987;11:61.

Pisani G. *Protrusione astragalica e dismetria tarsale nella patogenesi del cosidetto piede piatto valgo.* Chir Piede 1984;8:237-45.

Pisani G. *La coxa pedis e i momenti torsionali astragalici.* Chir Piede 1988;12:35-44

Valenti V. *Artrorisi sottoastraglica acrilica nel trattamento del piede piatto valgo dell'infanzia.* Min Ortop 1976;27:309-11.

Endortesi nella patologia da anomala pronazione di sottoastragalica: vite ad espansione

Use of bioabsorbable implants for surgical treatment of flatfoot

S. Giannini, F. Vannini, C. Faldini, D. Luciani, E. Chiarello

RIASSUNTO

questo studio valuta i risultati della correzione del piede piatto flessibile nel bambino ottenuta mediante artrorisi della sottoastragalica con vite ad espansione riassorbibile in acido Poli-L-Lattico, a 4 anni di follow-up.

100 bambini, età media 8-15 anni, affetti da PPF funzionale bilaterale sono stati inclusi in questo studio. La diagnosi di PPF funzionale è stata fatta mediante valutazione clinica, radiografica e nei casi dubbi, mediante analisi del cammino, allo scopo di confermare l'effettiva presenza di una alterata funzionalità del piede. Radiografie standard in proiezione laterale e dorso plantare sono state eseguite pre-operatoriamente e ad un follow-up di 4 anni. La linea di Meary è stata misurata nel pre-operatorio ed al follow-up. L'analisi del cammino ha fatto riferimento alla cinematica, cinetica e valutazione elettromiografica. Tutti i pazienti sono stati seguiti fino a 4 anni di follow-up ed hanno avuto ottimi risultati.

Nella serie si sono osservate due complicanze minori che hanno richiesto rimozione dei frammenti parzialmente riassorbiti ad 1 anno.

L'artrorisi mediante vite ad espansione riassorbibile nel seno del tarso è una metodica mini-invasiva, semplice ed efficace per la correzione del piede piatto flessibile funzionale. La correzione chirurgica eseguita durante l'età di accrescimento consente una correzione della deformità ottimale e durevole nel tempo, ristabilendo l'allineamento del retro piede e consentendo un rimodellamento della sotto-astragalica nel tempo. Questo intervento correttivo migliora la biomeccanica del piede e previene le deformità e la conseguente artrosi causate dallo stato di persistente pronazione senza necessità di venire rimossa.

Parole chiave: piede piatto flessibile, artrorisi

SUMMARY

This study evaluates the outcome in Flexible Flat Foot in the growing age four years after correction by arthrorisis of the subtalar joint obtained using a bio-reabsorbable implant made of Poly-L-Lactic Acid.

One hundred children, age range 8-15 years, affected by bilateral functional FFF were included in the study. The diagnosis of functional FFF was made by clinical examination, radiographical examination, and, in doubtful cases, gait analysis in order to confirm functional impairment. These parameters were measured before surgery and at four years post-operatively. Standard X-ray examination in lateral and dorso-plantar views was performed before surgery and at follow-up. Meary's line was measured in all cases. Gait analysis consisted of kinematic, kinetic and EMG measurements. All patients were followed up to 4 years. They had excellent results with only two complications.

Extrarticular arthrorisis using a bio-reabsorbable implant in the sinus tarsi was simple and effective in correcting functional exible Flat Foot. Surgery performed during growth provides an optimal and apparent lasting correction of the deformity, restoring the talo-calcaneal alignment with remodeling of the subtalar joint. This correction improves the biomechanics to prevent problems caused by persistent pronation of the foot. The bio-reabsorbable implant proved to be virtually complication free and did not need to be removed.

Key words: flexible flat foot, arthrorisis

Clinica Ortopedica dell'Università di Bologna

Indirizzo per la corrispondenza:
Prof. Sandro Giannini, Clinica Ortopedica dell'Università di Bologna, Istituto Ortopedico Rizzoli, Via pupilli 1, 40136 Bologna

Il piede piatto riducibile nel bambino è una delle più comuni malattie di pertinenza ortopedica. Nonostante i numerosi riferimenti in letteratura, la definizione, l'etiologia e il grado di disabilità che il piede piatto può causare, la tempistica e l'appropriatezza e l'efficacia dei trattamenti sono concetti ancora discussi. Infatti, se il piede è solo morfologicamente piatto, caratterizzato da una riduzione della volta plantare, e da un aumento dell'impronta può essere ben tollerato lungo il corso della vita. Se invece il piede è funzionalmente piatto cioè un piede che durante l'appoggio e la marcia rimane in prevalente o persistente pronazione può causare patologie secondarie.

CONSEGUENZE FUNZIONALI

La persistente pronazione della sottoastragalica durante la fase propulsiva del passo è responsabile di alterazioni talora di notevole impatto sulla qualità della vita, riscontrate nell'età adulta. Alluce valgo, metatarsalgia, sindrome del tunnel tarsale, alterazioni del tendine tibiale posteriore, artrosi della sottoastragalica sono spesso conseguenze della storia naturale di questa deformità.

Per evitare queste conseguenze, la correzione chirurgica della deformità primitiva durante la crescita è indicata in tutti quei casi in cui il piede è sia funzionalmente che morfologicamente piatto. L'obiettivo del trattamento chirurgico è correggere la pronazione

del retropiede ripristinando i normali rapporti tra astragalo e calcagno. Le tecniche possibili sono: artrodesi, osteotomie ed artrorisi. Mentre l'artrodesi trova indicazione nell'età adulta in presenza di alterazioni degenerative della sottoastragalica, l'osteotomia e l'artrorisi, sono le due alternative principali per l'età giovanile e consentono una correzione della deformità preservando l'articolazione sottoastragalica.

SCOPO DEL LAVORO

Lo scopo di questo lavoro è valutare i risultati nel trattamento del piede piatto flessibile durante l'accrescimento a 4 anni dalla correzione chirurgica (artrorisi della sottoastragalica con endortesi riassorbibile in acido Poli-L-Lattico (PLLA).

MATERIALE E METODO

100 pazienti, di età 8-15 anni affetti da piede piatto flessibile funzionale bilaterale sono stati trattati. La diagnosi di piede piatto flessibile funzionale è stata posta attraverso valutazione clinica e radiografica, e nei casi dubbi attraverso analisi del movimento per confermare l'alterazione funzionale. La diagnosi clinica è stata fondata su: limitazione della dorsiflessione della caviglia dopo correzione manuale della deformità, aumento del valgismo di calcagno a riposo e durante i test in punta di piedi, aumento dell'impronta a riposo e durante il Jack test e presenza di discomfort (lieve dolore e affaticabilità).
I parametri sono stati misurati preoperatoriamente e a 4 anni di distanza dall'intervento chirurgico, e i dati sono stati analizzati statisticamente con il test di Student e il Chi quadrato ($p < 0,001$).
L'esame radiografico standard laterale sotto carico e dorsoplantare è stato eseguito prima dell'intervento e al follow-up misurando in tutti i casi la linea di Meary.
L'analisi del passo si è basata su misure cinematiche, cinetiche e EMG. Il follow-up per ogni paziente è risultato di 4 anni.

TRATTAMENTO CHIRURGICO

Il trattamento chirurgico è stato eseguito in anestesia generale con laccio alla radice dell'arto a paziente in posizione supina con piede in intrarotazione. L'accesso al seno del tarso prevedeva l'apertura del retinacolo degli estensori fino al cuboide mediante forbici curve che ruotate superiormente e condotte medialmente verso il malleolo esterno raggiungevano la regione del seno del tarso. Successivamente, si introducono i dilatatori da 6 e da 8 nella stessa direzione delle forbici.
L'impianto viene posizionato nel seno del tarso e la vite di stabilizzazione viene avvitata fino al caratteristico cigolio. La sutura viene eseguita con 1 punto riassorbibile al retinacolo e alla cute.

Dopo l'inserimento dell'endortesi a ginocchio in estensione si valuta la dorsiflessione del piede. In 6 casi, non è stato possibile raggiungere i 90° per cui si è proceduto ad un allungamento sottocutaneo del tendine d'Achille attraverso 2 emisezioni del tendine seguite da manovra forzata di dorsiflessione fino al raggiungimento di 10° di flessione dorsale.

In 12 con scafoide accessorio o con interruzione della linea di Meary superiore a 10° è stato associato un tempo mediale con ritenzione del tendine tibiale posteriore.
Attraverso una incisione di 3 cm in corrispondenza dello scafoide è stato isolato il tendine del tibiale posteriore, è stato distaccato il periostio dallo scafoide e stata eseguita resezione tangenziale dello scafoide. La ritenzione del tendine tibiale posteriore è stata eseguita mediante filo riassorbibile del 2 sul lembo periosteo superiore con passaggio secondo Bunnel nel tendine e transosseo.
Il programma postoperatorio prevedeva stivaletto gessato per 2 settimane con carico immediato. L'associazione di altre procedure chirurgiche implicava lo scarico per 3 settimane. Alla rimozione del gesso i pazienti sono stati invitati a camminare normalmente e ad eseguire cyclette e nuoto.

RISULTATI

Non sono state riscontrate differenze statisticamente significative per quanto riguarda la flessione plantare, la supinazione e la pronazione nei valori pre e post operatori.
La dorsiflessione misurata con la sottoastragalica in posizione neutra era 10,9° + 5,3° pre-operatoriamente e 16,5°+4,6 °al follow-up ($p < 0,0001$).
Il disconfort è stato riscontrato solo nel 5% al follow-up, mentre risultava presente nell'81% dei casi prima dell'intervento chirurgico ($p < 0,0001$).

Il valgismo preoperatorio del calcagno a riposo era di 11,6° + 5,3° e al termine del follow-up era 5,4° + 5° ($p < 0,0001$).

La linea di Meary misurata al sito di interruzione in corrispondenza dell'articolazione astragalo scafoidea era 162° + 12° pre-operatoriamente, e al termine del follow-up era 172° + 7 ($p < 0,0001$).

Nella serie si sono osservate due complicanze minori che hanno richiesto rimozione dei frammenti parzialmente riassorbiti ad 1 anno.

L'indagine RMN a 3 mesi fino a 4 anni dall'intervento, nei primi 10 casi non ha rilevato formazione di fistole o alterazioni ossee o legamentose a livello del seno del tarso. L'impianto ha mostrato alterazioni iniziali a 6 mesi dall'intervento e, a distanza di 1 anno si è già osservata la sua parziale frammentazione. La frammentazione si è rivelata più marcata a 18 mesi e, a 3 anni l'impianto, non era quasi più riconoscibile. Era presente solo modesto edema al seno del tarso. A 4 anni gli impianti risultavano completamente riassorbiti.

CONCLUSIONI

L'artrorisi extra-articolare della sottoastragalica con endortesi riassorbibile è una procedura semplice ed efficace per la correzione del piede piatto flessibile funzionale nell'accrescimento.
La correzione chirurgica ottiene correzioni ottimali e durevoli della deformità ripristinando l'allineamento astragalo calcaneare e con-

sentendo il rimodellamento della sottoastragalica e la progressiva ritenzione dei tessuti molli durante la crescita del piede. Questa correzione conduce anche a miglioramenti della biomeccanica impedendo l'insorgenza di patologie secondarie alla iperpronazione. L'impianto riassorbibile si è rivelato scevro da complicanze e non necessita di essere rimosso consentendo risultati clinici e funzionali eccellenti.

BIBLIOGRAFIA DI RIFERIMENTO

Bertani A, Cappello A, Catani F, et al. *Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data*. Clin Biomech 1999;14:484-93.

Bordelon RL. *Flexibile flatfoot*. In: Mann RA, Coughlin MJ (eds.). *Surgery of the foot & ankle*. S. Louis: Mosby 1993, pp. 717-756.

DeRosa GP. *Flexibile flatfoot*. In: Gould N (ed.). *Operative foot surgery*. Philadelphia: WB Saunders 1994, pp. 834-857.

Dockery GL. *Symptomatic juvenile flatfoot condition. Surgical treatment*. J Foot Ankle Surg 1995;34:135-45.

Giannini S, Ceccarelli F, Girolami M, et al. *Kinematic and isokinetic evaluation of patients with flat foot.* Ital J Orthop Traumatol 1992;18:249-60.

Giannini S, Girolami M, Ceccarelli F. *The surgical treatment of infantile flat foot. A new expanding endo-orthotic implant.* Ital J Orthop Traumat 1985;11:315-22.

Giannini S. *Kenneth A Johnson Memorial Lecture. Operative treatment of the flatfoot: why and how*. Foot Ankle Int 1998;19:52-8.

Giannini, S, Ceccarelli F. *The flexible flat foot*. Foot Ankle Clin 1998;3:573-92.

Isikan UE. *The values of talonavicular angles in patients with pes planus*. J. Foot Ankle Surg 1993; 32:514-6.

Root ML, Orien WP, Weed JH. *Normal and abnormal function of the foot*. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation Publishers 1977.

Rose GK, Welton EA, Marshall T. *The diagnosis of flat foot in child*. J Bone Joint Surg 1985;67B:71-8.

Viladot, R, Richera R, Viladot A. *Quince lecciones sobre patologia del pied*. Barcelona: Ediciones Toray SA 1989, pp. 69-93.

Chirurgia mini-invasiva e percutanea dell'avampiede

Percutaneous and minimally invasive surgery of the forefoot

B. Magnan, G. Viola, E. Samaila, P. Bartolozzi

RIASSUNTO

La mini-invasività rappresenta una delle principali sfide della moderna chirurgia ortopedica. La chirurgia mini-invasiva dell'avampiede origina principalmente da due scuole: la nordamericana e la scuola europea rappresentata da autori italiani, spagnoli e francesi.
Oggi vengono correntemente impiegate metodiche mini-invasive c/o percutanee nella chirurgia dell'alluce valgo mediante osteotomie distali del primo metatarsale, nell'alluce valgo interfalangeo mediante l'osteotomia della falange prossimale secondo Akin, nelle deformità rigide delle dita laterali mediante artrodesi percutanea delle articolazioni interfalangee con risultati convalidati.
Rappresenta ancora argomento di studio la possibilità di effettuare osteotomie distali dei raggi laterali, osteotomie prossimali della base del primo metatarsale e il release di capsule e/o tendini.

Parole chiave: alluce valgo, mini-invasità, PDO

SUMMARY

Minimal invasiveness is considered one of the objectives of present-day orthopaedic surgery. The merit of introducing minimally invasive forefoot surgery is to be attributed to two major schools: the North-American podiatric school, and the European orthopaedic school by authors from Italy, Spain and France.
Today, minimally invasive and/or percutaneous tecniques, are currently used for the correction of hallux valgus deformity performing a percutaneous distal osteotomy of the first metatarsal, for the correction of interphalangeal hallux valgus with a percutaneous Akin osteotomy of proximal phalanx and for the treatment of rigid deformity of the lesser toes performing percutaneous arthrodesis of interphalangeal joints with valitadet results.
It's a working in progress the possibility of performing osteotomies of lesser rays, proximal osteotomies of the base of the first metatarsal and the soft tissues release.

Key words: hallux valgus, M.I.S., PDO

Clinica Ortopedica e Traumatologica, Università di Verona

Indirizzo per corrispondenza:
Bruno Magnan, Clinica Ortopedica e Traumatologica, Università di Verona, Policlinico G.B. Rossi, piazzale L. Scuro, 37134 Verona. Tel.: 045 8074471 - 656. Fax: 045 8203223. E-mail: brunomagnan@virgilio.it

LA CHIRURGIA MINI-INVASIVA IN ORTOPEDIA

La mini-invasività è uno degli obiettivi della moderna chirurgia ortopedica con lo scopo di ottenere il risultato terapeutico con il minimo sacrificio delle strutture anatomiche funzionali. Nell'ultimo decennio si è assistito allo sviluppo e alla diffusione, sempre più imponente, di tecniche chirurgiche mini-invasive essendosi dimostrata la possibilità di ottenere un buon risultato terapeutico contenendo l'insulto chirurgico, riducendo le complicanze, i tempi di degenza e di recupero post-operatori con un miglior risultato estetico in alcuni casi.
L'artroscopia è la tecnica chirurgica che meglio esprime il concetto di mini-invasività, ha permesso l'abbandono di numerose procedure tradizionali "a cielo aperto" nel trattamento di patologie articolari; anche in campo traumatologico esistono esperienze convalidate di tecniche mini-invasive di osteosintesi di fratture [1], dove sempre più spesso la tendenza è verso approcci percutanei, così come nella chirurgia vertebrale in cui il trattamento sintomatico di fratture vertebrali può essere eseguito in casi selezionati mediante la cifo-vertebroplastica percutanea.
Se mini-invasività non può essere "maxi-lesività", allo stesso modo non corrisponde a "facilità"; la chirurgia mini-invasiva, rispetto alla chirurgia tradizionale, risulta spesso ancora una procedura complessa, di "secondo livello", perchè spesso è richiesta una lunga curva di apprendimento per il chirurgo, il quale deve avere una precisa conoscenza delle strutture anatomiche normalmente incontrate negli approcci tradizionali, è costretto ad operare in campi operatori ridotti, avvalersi di reperi chirurgici difficoltosi ed utilizzare strumenti micromotorizzati ed a tecnologia avanzata, talora con impiego della fluoroscopia.

LA CHIRURGIA MINI-INVASIVA DELLA CAVIGLIA E DEL PIEDE

Le finalità della chirurgia ortopedica mini invasiva trovano applicazione anche nella chirurgia della caviglia e del piede, ed è in atto un continuo studio di nuove tecniche.
Nella letteratura internazionale non appare più come argomento di discussione la accettazione della chirurgia mini-invasiva del piede, che è stata validata nei principi generali e confermata dagli evidenti vantaggi rispetto alle procedure tradizionali in molti casi, quanto la scelta dei singoli gesti chirurgici attuabili con tecnica mini-invasiva, che possono essere molto diversi pur con approcci sovrapponibili, comportando risultati e rischi di complicanze anche marcatamente diversi e la necessità di una validazione.
La chirurgia artroscopica e le recenti acquisizioni di anatomia patologica articolare hanno prodotto l'ottimizzazione di protocolli terapeutici in grado di affrontare le malattie della cartilagine articolare

ed osteocondrali della tibio-tarsica con tecniche di stimolazione midollare (perforazioni, microfratture) o con l'innesto di condrociti autologhi, le patologie da *impingement*, le patologie legamentose e quelle tendinee.
Tecniche mini-invasive sono oggi impiegabili nel trattamento della sindrome di Haglund dove la calcaneoplastica può esere eseguita per via endoscopica.
Barret negli anni '90 ha diffuso le nuove tecniche di trattamento della fascite plantare e della nevrite interdigitale del neuroma di Morton mediante *release* endoscopico mini-invasivo ed oggi la neurolisi percutanea del nervo interdigitale mediante alcoolizzazione risulta convalidata nelle corrette indicazioni.
Anche nel trattamento del piede piatto correggibile in età evolutiva, semplici gesti chirurgici come l'allungamento percutaneo del tendine di Achille e l'applicazione di endortesi a livello del seno del tarso per la correzione del valgismo del retropiede possono essere effettuati con approcci mini-invasivi [2 3], oggi consigliabili per la velocità di esecuzione e per la riduzione del trauma chirurgico.
In campo traumatologico il trattamento delle fratture di calcagno, che da sempre viene considerato una difficile sfida per il chirurgo ortopedico, ha trovato una soluzione a molti dei problemi correlati a queste lesioni nelle tecniche di riduzione e sintesi mini-invasivive. La sintesi con mini-fissatori esterni o l'utilizzo di viti cannulate percutanee, con l'augmentation di polimeri iniettabili come sostituti dell'osso, permettono oggi buoni risultati funzionali [4], rendendo minime le vie di accesso, preservando le strutture anatomiche e le complicanze ad esse correlate riducendo i tempi chirurgici.

CHIRURGIA MINI-INVASIVA O PERCUTANEA DELL'AVAMPIEDE

Interessante è l'evoluzione del trattamento chirurgico dell'alluce valgo e delle patologie associate dei raggi laterali: in letteratura sono descritti circa 300 tipi di intervento chirurgico "tradizionali" per la correzione di questa deformità, ma lo stato attuale dell'arte è testimone della tendenza alla selezione di procedure che possano essere correttamente condotte con metodiche mini-invasive [5-12], che per i risultati ottenuti potrebbero essere considerate nel prossimo futuro le procedure di scelta.
Storicamente il merito della diffusione della chirurgia mini-invasiva dell'avampiede viene riconosciuta a due importanti scuole di chirurgia ortopedica, la nordamericana, rappresentata da New e Isham [8 10] e la scuola europea.
New e successivamente Isham proposero nel 1991 [8 10] un'osteotomia tipo Reverdin, con sottrazione di un cuneo osseo a base mediale della testa del primo metatarsale in associazione ad una osteotomia della falange prossimale tipo Akin ed ad un release laterale percutaneo. Questa tecnica è stata ripresa da alcuni esponenti della scuola europea alla fine degli anni '90, soprattutto da autori Francesi e Spagnoli. Nel 1993, Bosch [8] applica i principi della tecnica percutanea all'intervento di correzione dell'alluce valgo tipico della Scuola Viennese a cui appartiene: esegue una osteotomia distale del primo metatarsale secondo Lamprect-Kramer [13], uniplanare secondo Hohmann, e mediante l'utilizzo di uno strumentario apposito determina lo spostamento laterale della testa a cui segue la sintesi con filo di K posizionato paraostale nella porzione distale all'osteotomia, intramidollare in quella prossimale rispettando i principi della tecnica originale a cielo aperto.
La osteotomia distale percutanea (PDO) proposta nel 1997 [5 14] riprende l'evoluzione "europea" sec. Hohman-Lamprect-Kramer-Bosch standardizzando la tecnica chirurgica, distinguendo le varie fasi procedurali e le potenzialità correttive e stabilendo un preciso algoritmo chirurgico in funzione del planning pre-operatorio.

OSTEOTOMIA DISTALE PERCUTANEA

La PDO è una tecnica mini-invasiva, che utilizza un approccio percutaneo, in assenza di procedure sulle parti molli. Introdotta ed ampiamente diffusa in Italia dal 1997 [7 8] per la correzione della deformità in valgismo dell'alluce; viene considerata una procedura di "terza generazione", in quanto rappresenta l'evoluzione mini-invasiva delle procedure classiche di osteotomia distale del primo metatarsale, superando e relegando praticamente alla storia tutte le artroplastiche di resezione.
Consiste in una osteotomia distale extra-articolare del primo metatarsale ottenendo un'importante dislocazione laterale con "tilt" mediale del moncone distale, successivamente stabilizzata con un filo di K infisso con direzione disto-prossimale. Il displacement della testa è molto spinto e permette la correzione della deformità in varo del metatarsale.
I concetti base che caratterizzano la PDO sono:
– L'osteotomia è "stabilizzata e non sintetizzata" [8] in quanto il filo di K ha un'azione stabilizzatrice per mezzo del quale l'alluce guida l'autocentrazione dell'epifisi del primo metatarsale sui tre piani, con la possibilità di concessione immediata del carico.
– La PDO non è una tecnica "più facile" per il trattamento dell'alluce valgo. È necessaria in ogni caso una esperienza matura in chirurgia dell'avampiede, così come definire in modo preciso le indicazioni e stabilire gli obiettivi desiderati attuando un corretto planning pre-operatorio.
– È necessaria la valutazione di patologie associate a carico dei raggi laterali che dovranno essere contemporaneamente trattate, qualora vi sia indicazione.
– Fondamentale risulta essere la corretta esecuzione tecnica "step by step" dell'intervento, senza varianti almeno nella fase della curva di apprendimento.
– Importante quanto l'atto chirurgico è anche una rigorosa osservanza del monitoraggio post-operatorio, che ha una precisa cronologia e metodiche ben definite.

A livello *biomeccanico*:
si conferma il presupposto che una osteotomia uniplanare permetta una correzione multiplanare secondo i principi delle osteotomie distali del primo metatarsale, dal momento che il frammento cefalico può essere dislocato lateralmente per la correzione del varismo del primo metatarsale, ruotato (tilt) sul piano assiale per la correzione del DMAA (*Distal Metatarsal Articular Angle*), plantarizzato per il ripristino della metria meccanica del raggio ed infine ruotato sul piano frontale per la correzione della pronazione.

Con questa procedura l'alluce agisce da centratore e guida per il riallineamento del raggio, essendo mantenuto in posizione corretta dal filo di K e dal taping post-operatorio e mantenendo esso stesso i frammenti della osteotomia nella posizione più appropriata.
A seconda della eziologia e del tipo di alluce valgo trattato, si vengono a definire tre condizioni durante la correzione:

1) in caso di alluce valgo "giovanile" con tipica alterazione in valgismo del DMAA e sostanziale congruenza ed integrità delle strutture articolari: la PDO agisce come una osteotomia pura extraarticolare, modificando solo la deviazione originaria displastica della epifisi distale metatarsale. Non vi è alcuna indicazione a procedure di lisi delle parti molli laterali;
2) nell'alluce valgo dell'adulto con articolazione incongruente e tessuti capsulari e periarticolari lassi, la correzione con la riduzione articolare viene facilmente ottenuta con la manovra manuale e mantenuta dal nuovo riallineamento del complesso tendineo FLA/ELA che, in lieve ipercorrezione, annulla il suo vettore di forza in valgismo;
3) in caso di alluce valgo dell'adulto in cui i fenomeni degenerativi provocano una retrazione capsulare con una articolazione incongruente non correggibile manualmente in direzione varo-valgo, tuttavia mobile in flesso-estensione, la PDO esegue la correzione ruotando in blocco l'articolazione senza alcuna procedura articolare di soft tissue release, optando per il mantenimento di una "articolarità incongruente" ma spesso non dolente, piuttosto di ricercare una riduzione forzata dei rapporti articolari dando spesso origine ad una rigidità dolente articolare.

Ogni procedura sulle parti molli appare quindi inutile financhè sconsigliata con le procedure percutanee. Pertanto non deve essere eseguito nessun tempo chirurgico di lateral release sulle strutture articolari e tendineee, pena il rischio di ipercorrezione in varismo dell'alluce; la marcata lateralizzazione del frammento cefalico è sufficiente a determinare la detensione delle inserzioni tendinee laterali alla base della falange prossimale.

INDICAZIONI

Un alluce valgo lieve o moderato associato a dolore nella regione plantare in corrispondenza della testa del secondo metatarsale assieme al parametro radiografico di lussazione laterale dei sesamoidi rappresentano l'indicazione più tipica e di elezione all'intervento. Il dolore in corrispondenza della prominenza mediale a livello della testa del primo metatarsale, al fallimento dei trattamenti incruenti, può rappresentare una indicazione relativa alla correzione chirurgica.
In caso di instabilità grave o lussazione delle articolazioni metatarso-falangee dei raggi laterali conseguenti a sovraccarico da insufficienza del primo raggio, andrà considerata l'indicazione ad una contemporanea chirurgia a livello dei raggi laterali con tecniche tradizionali o mini-invasive [14]. La PDO è indicata in tutti i casi in cui il planning pre-operatorio consigli un intervento di osteotomia distale, fino a valori di IMA di 18°-20° poiché l'osteotomia distale uniplanare e la sintesi percutanea con filo di K permettono di ottenere uno spostamento laterale fino al 90% del diametro trasversale

Fig. 1. Paziente femmina di 51 aa con alluce valgo + lussazione II metatarsofalangea e lussazione II interfalangea prossimale piede dx.

Fig. 2. Si esegue PDO + osteotomia distale con riduzione del II metatarsale secondo Wolf-Jimenez + artrodesi percutanea della II interfalangea prossimale (controllo Rx post-operatorio).

Fig. 3. Controllo Rx a 4 anni dall'intervento.

del primo metatarsale (contro un 30%-50% delle osteotomie distali con sintesi interna), aumentandone la potenzialità correttiva.
Esiste quindi indicazione all'intervento di osteotomia distale con tecnica mini-invasiva nel:
– l'alluce valgo giovanile;
– l'alluce valgo dell'adulto (biomeccanico o idiopatico);
– l'alluce valgo secondario a patologie dei raggi laterali;
– le recidive post-chirurgiche;
– il valgismo metatarsale del V° raggio.
L'unica vera controindicazione è costituita dall'alluce valgo-rigido, in cui la prevalenza dei fenomeni degenerativi ed artritici sulla semplice deviazione dell'alluce, consigliano una chirurgia "aperta" per il trattamento della patologia articolare.

TECNICA CHIRURGICA

Planning: è necessario eseguire un radiogramma sotto carico in proiezione antero-posteriore per valutare la posizione dei sesamoidi, l'angolo di valgismo della metatarso-falangea (valori normali fino a 15°), l'angolo intermetatarsale (IMA, valori normali fino a 10°), e il DMAA, la lunghezza dei metatarsali laterali rispetto al primo metatarsale.
Tempi chirurgici: la prima fase dell'intervento prevede l'infissione percutanea del filo di K montato su manipolo. Si penetra in regione paraungueale mediale con direzione disto-prossimale e, mantenendosi parostali, si oltrepassa la prominenza mediale della testa metatarsale, mantenendosi nel quadrante supero-mediale per favorire, se richiesta, la successiva plantarizzazione del frammento cefalico.
Si esegue quindi un'incisione cutanea di 5 mm medialmente al 1/3 distale del primo metatarsale.
Si procede allo scollamento dei tessuti molli e del periostio in sede di incisione circonferenzialmente al sito di osteotomia mediante una piccola forbice a punte smusse.
Mediante fresa di Lindemann micromotorizzata si procede all'osteotomia: dapprima si esegue il foro di entrata mediale quindi si eseguono multiple perforazioni della corticale metatarsale dall'interno verso l'esterno; in questa fase la fresa deve essere continuamente irrigata affinché non si surriscaldi.
Si introduce lo strumento dislocatore [9] nel canale diafisario prossimale attraverso la rima di osteotomia e si alloggia l'estremità del filo di K nella scanalatura della sonda; si esegue quindi la correzione dell'alluce con lo spostamento laterale del frammento cefalico e nelle diverse direzioni ricercate.
Mantenendo in lieve ipercorrezione l'alluce si fa avanzare a percussione il filo di K fino ad infiggerlo nella base del primo metatarsale.
La correzione così ottenuta è multiplanare poiché la traslazione consente di correggere l'IMA e riporta la testa sui sesamoidi riallineando l'apparato estensore e flessore, inoltre il tilt corregge il DMMA e la plantarizzazione ripristina la metria meccanica del raggio.
Gestione post-operatoria: in prima giornata post-operatoria si procede all'applicazione di un bendaggio (taping) specifico con salvapelle e benda elastica-adesiva e tampone reniforme di scarico metatarsale.
Il carico completo è concesso con l'utilizzo di calzature a suola piana e rigida post-operatorie.
Il *taping* va rinnovato settimanalmente nel primo mese, al termine va rimosso il filo di K e riposizionato il *taping* per altre due settimane.
Le radiografie di controllo vanno eseguite sottocarico in antero-posteriore e latero-laterale a tre mesi dall'intervento.
Risultati: la osteotomia distale percutanea del primo metatarsale PDO permette di ottenere risultati positivi nel trattamento dell'alluce valgo lieve e medio in circa il 90% dei casi [3,5]. Questi risultati si sovrappongono perfettamente ai migliori ritrovabili in letteratura [5 15] con tecniche "tradizionali", ma evidenziano una riduzione dei tempi operatori, di degenza, di recupero e del rischio di complicanze.
Qualora l'efficacia e la sicurezza della tecnica venga definitivamente confermata, le procedure mini-invasive dovranno essere considerate interventi di scelta nel trattamento chirurgico dell'alluce valgo, ogni qualvolta dal planning pre-operatorio emerga l'indicazione ad una osteotomia distale del primo metatarsale ed in molti casi in cui gli algoritmi "tradizionali" consigliavano procedure sulle soli parti molli od anche osteotomie a livello prossimale del matatarsale.

AKIN ISOLATA O ASSOCIATA ALLA PDO

Nell'alluce valgo interfalangeo che frequentemente si associa al valgismo della metatarsofalangea trova indicazione l'osteotomia

della falange prossimale secondo Akin. È una osteotomia a cuneo mediale di chiusura della base di P1 associata o meno alla escissione della prominenza mediale a seconda dei casi. Un accesso mini-invasivo dorso mediale può essere impiegato a livello della base della falange prossimale. Si esegue un'incisione dorsale a livello della base di P1, in corrispondenza del margine mediale della stessa all'interno dei tendini estensori, mantenendo medialmente il fascio vascolo-nervoso, si mobilizza il periostio e per via sottoperiostale si esegue la osteotomia tipo Akin mediante frese micromotorizzate (osteotomia a cuneo con base mediale e corticale laterale integra) [13 14]. Tale tecnica può essere eseguita in maniera isolata o associata alla PDO sfruttando il filo di K per la stabilizzazione.

ARTRODESI PERCUTANEA DELLE ARTICOLAZIONI INTERFALANGEE PROSSIMALI O DISTALI AI RAGGI LATERALI (MAGNAN)

La artrodesi stabile della articolazioni interfalangee prossimali o distali ai raggi laterali può essere eseguita con metodica percutanea mini-invasiva [7].

È indicata in tutti i casi in cui questo intervento viene eseguito con tecnica "tradizionale" a cielo aperto, senza l'esecuzione di tempi chirurgici sui tendini come allungamenti, tenodesi o trasposizioni: sostanzialmente nei casi di deformazione rigida delle dita laterali in griffe o a martello.

L'accesso è a livello dorsale, mediale o laterale, paratendineo alla articolazione interessata. Praticato un accesso articolare con la estremità smussa di una piccola forbice, si posiziona una fresa di Lindemann micromotorizzata penetrando nella cavità articolare spesso virtuale per circa 6-8 mm. Si esegue la cruentazione delle superfici articolari fino a mobilizzazione e correzione della deformità. La fresa di Lindemann, che deve essere irrigata durante l'uso, provvede al trasposto all'esterno del materiale di fresatura. La sintesi della artrodesi è eseguita con un filo di K da mm. 1,2-1,5 intramidollare a direzione disto-prossimale dall'apice del dito senza oltrepassare la base della falange prossimale.

I risultati sono sovrapponibili a quelli ottenuti con tecnica tradizionale, qualora sia prevista la sintesi con filo di K [15], con riduzione del rischio di complicanze e dei tempi operatori.

OSTEOTOMIE DISTALI DEI METATARSALI LATERALI

Sono stati riportati da De Prado i primi tentativi di osteotomia "distale" dei metatarsali laterali con tecnica percutanea [14].

Il principio generale consiste nella esecuzione di una osteotomia obliqua completa del collo metatarsale con fresa di Lindemann con direzione inclinata di 45° da distale-dorsale a plantare-prossimale, per permettere lo scorrimento obliquo sul piano assiale del frammento cefalico che viene lasciato libero. La consolidazione avverrà, guidata dal carico, in sede più prossimale, determinando un accorciamento e talora una dorsiflessione del frammento cefalico, secondo alcuni dei principi delle osteotomie distali dei metatarsali laterali. L'accesso è dorsale per ogni metatarsale: si deperiostizza l'area di osteotomia con una piccola raspa e quindi si esegue l'osteotomia mediante la fresa micromotorizzata.

Questa procedura viene spesso associata dagli Autori, in caso di deformità delle dita, ad altre osteotomie a livello delle falangi prossimali, con approccio plantare. In questo caso la correzione della deformità del raggio laterale è eseguita con la duplice osteotomia, senza tuttavia considerare la riduzione della articolazione metatarso-falangea in caso di lussazione o sub-lussazione di questa.

CONCLUSIONI

Molta strada è stata percorsa dai primi tentativi di chirurgia percutanea, gravata come spesso accade da insuccessi e delusioni accompagnate spesso anche da una certa dose di scetticismo del mondo scientifico. Si deve tuttavia a persone assai determinate, competenti ed esperte nelle tecniche tradizionali l'attuale sviluppo e successo della chirurgia mini-invasiva, persone che sono state in grado di cogliere quanto di indispensabile e peculiare vi fosse nelle tecniche consolidate di chirurgia tradizionale, assieme a quanto superfluo, modificabile se non addirittura inutile. I risultati attuali sono frutto della scelta delle tecniche più adatte, dello studio continuo delle nuove condizioni in cui si trova l'operatore in campi chirurgici ridotti, della realizzazione di nuovi strumenti, della osservazione continua e critica degli outcome clinici.

Oggi si può sicuramente affermare che la chirurgia mini-invasiva dell'avampiede, come in molti settori della chirurgia dell'apparato scheletrico, rappresenta un "work in progress", ma sicuramente anche uno degli obiettivi più ambiziosi e stimolanti della ricerca clinica attuale.

La chirurgia mini-invasiva e percutanea dell'avampiede entra di diritto a fare parte della moderna terapia chirurgica, permettendo di sostituire in un prossimo futuro, come da sempre avviene nella storia, procedure dimostratesi meno efficaci, più rischiose, obsolete.

BIBLIOGRAFIA

1. Myerson MS. *The diagnosis and treatment of injury to the tarso-metatarsal joint complex*. J Bone Joint Surg (Br) 1999;81-B:756-63.
2. Magnan B, Baldrighi C, Papadia D, et al. *Il piede piatto: tecniche chirurgiche a confronto. Risultati del gruppo di studio sull'endortesi retrograda per il calcaneo-stop*. It J Ped Orthop 1997;13(Suppl.1):211-6.
3. Giannini S, Ceccarelli F, Vannini F, et al. *Operative treatment of flatfoot with talocalcaneal coalition.* Clin Orthop Relat Res 2003;411:178-87.
4. Magnan B, Bortolazzi R, Marangon A, et al. *External fixation for displaced intra-articular fractures of the calcaneum*. J Bone Joint Surg (Br) 2006;88:1474-9.
5. Magnan B, Pezzè L, Rossi N, et al. *Percutaneous distal metatarsal osteotomy for correction of hallux valgus*. J Bone Joint Surg (Am) 2005;87-A:1191-9.
6. Magnan B, Bortolazzi R, Samaila E, et al. *Percutaneous distal metatarsal osteotomy for correction of hallux valgus. Surgical technique*. J Bone Joint Surg (Am) 2006;88-A (Suppl. 1) part 1:135-48.
7. Magnan B, Bragantini A, Fieschi S, et al. *Le deformità post-traumatiche delle dita laterali.* In: Giannini S, Martinelli B, Volpe A (eds.). *La patologia delle dita esterne. Progressi in medicina e chirurgia del piede*. Vol. 8. Bologna: Aulo Gaggi 1999, pp. 51-8.
8. Bosch P, Markowski H, Rannicher V. *Technik und erste ergebnisse der subkutanen distalen metatarsale - I - osteotomie.* Orthopaedische Praxis 1990;26:51-6.

[9] Bosch P, Wanke S, Legenstein R. *Hallux valgus correction by the method of Bosch: a new technique with a seven-to-ten-year follow up*. Foot Ankle Clinic 2000;5:485-98.

[10] Isham SA. *The Reverdin-Isham procedure for the correction of hallux abducto-valgo. A distal metatarsal osteotomy procedure*. Clin Podiatr med Surg 1991;8:81-94.

[11] Giannini S, Ceccarelli F, Bevoni R, et al. *Hallux valgus surgery: the minimally invasive bunion correction (S.E.R.I.). Techniques in Foot and Ankle surgery*.Vol. 2, n.1. Philadelphia: Lippincott W. & W. 2003.

[12] Bevoni R, Biagini C, Mosca M, et al. *Osteotomia: confronto tra S.E.R.I. e SCARF*. In: Giannini S, Magnan B, Ceccarelli F (eds.). *Progressi in medicina e chirurgia del piede. La chirurgia mini-invasiva del piede e della caviglia.* Bologna: Aulo Gaggi 2005, pp. 41-49.

[13] Lamprecht E, Kramer J. *Die retrokapitale osteotomie nach Kramer und ihre Stabitisierung ohne Schraube, Platte oder Gips*. Z Orthop Ihre Grenzgeb 1994;122:607.

[14] Magnan B, Montanari M, Bragantini A, et al. *Trattamento chirurgico dell'alluce valgo con tecnica "mini-invasiva " percutanea (PDO: Percutaneous Distal Osteotomy).* In: Malerba F, Dragonetti L, Giannini S (eds.). *L'alluce valgo*. Progressi in chirurgia del piede. Bologna: Aulo Gaggi 1997, pp. 91-104.

[15] Boyer ML, DeOrio JK. *Metatarsal neck osteotomy with proximal interphalangeal joint resection fixed with a single temporary pin*. Foot and Ankle Int 2004;25:144-8.

Trattamento chirurgico dell'alluce valgo mediante tecnica mininvasiva SERI

Surgical treatment of hallux valgus by minimally-invasive tecnique SERI

F. Ceccarelli*, C. Faldini**, F. Vannini**, R. Bevoni**, M. Nanni**, D. Leonetti**, S. Giannini**

RIASSUNTO

Introduzione. Obiettivo primario della correzione dell'alluce valgo è ottenere un ribilanciamento morfologico e funzionale del primo raggio correggendo tutte le caratteristiche della deformità. Lo scopo di questo studio è quello di eseguire una revisione dei primi 300 casi di alluce valgo trattati mediante tecnica miniinvasiva SERI *(Simple, Effective, Rapid, Inexpensive*).

Materiale e Metodo. Sono stati valutati 300 piedi in 191 pazienti, di età compresa tra 35 e 70 anni, affetti da alluce valgo. Attraverso una piccola incisione mediale al colletto del I metatarso è stata eseguita sotto diretto controllo visivo un'osteotomia completa del metatarso. Variando l'inclinazione dell'osteotomia sul piano orizzontale e traslando la testa del metatarso è stato possibile correggere tutti i parametri della deformità. L'osteotomia è stata fissata con 1 filo di K. Tutti i pazienti sono stati controllati ad un follow-up medio di 4 anni.

Risultati. Tutti i pazienti hanno mostrato una perfetta consolidazione dell'osteotomia. Non sono stati osservati casi di pseudoartrosi o necrosi avascolare. Il punteggio di *AOFAS score* è passato da un valore medio preoperatorio di 43,2 ad un valore medio al controllo di 88,9 ($p < 0,05$). L'HVA (*hallux valgus angle*) è passato da un valore medio di 33° nel preoperatorio ad un valore medio al controllo di 16°($p < 0,05$). L'IMA (*inter metatarsal angle*) è passato da un valore preoperatorio medio di 13° ad un valore medio al follow-up di 7°. Il DMAA (*distal metatarsal articular angle*) è passato da un valore medio di 20° ad un valore medio al follow-up di 8° ($p < 0,05$).

Discussione e Conclusioni. La tecnica SERI è una tecnica semplice, efficace, rapida e poco costosa per la correzione dell'alluce valgo. I risultati clinici e radiografici hanno dimostrato un'adeguata correzione della deformità.

Parole chiave: deformità dell'avampiede, alluce valgo, osteotomie metatarsali distali, miniinvasività

SUMMARY

Background: The main goal of surgical correction of hallux valgus is the morphologic and functional rebalance of the first ray, correcting all the characteristic of the deformity. The aim of this study is to review the results of 300 consecutive hallux valgus cases treated by minimally invasive distal metatarsal osteotomy, SERI (*Simple, Effective, Rapid, Inexpensive*).

Materials And Methods: 300 feet in 191 patients (109 bilateral), aged between 35 and 70 years (mean 53 years) affected by hallux valgus were studied. A 1 cm medial incision at the metatarsal neck, and a complete osteotomy were performed using an oscillating saw. With the naked eye all characteristics of the deformity were corrected by displacement of the metatarsal head (HVA, IMA, DMAA, dorsal or plantar displacement). The osteotomy was stabilized by a 2 mm Kirschner wire. All patients were checked at an average follow-up of 4 years.

Results: All osteotomies healed, no avascular necrosis of the metatarsal head or pseudoarthrosis of the osteotomy were observed. Mean preoperative AOFAS score was 43,2 and 88,9 at follow up ($p < 0.05$). The mean preoperative HVA was 33°, while at follow up it was 16° ($p < 0.05$), mean preoperative IMA was 13°, while at follow up it was 7° ($p < 0.05$), mean preoperative DMAA was 20°, while at follow up was 8° ($p < 0.05$).

Discussion and Conclusions: SERI osteotomy was simple, effective, rapid and inexpensive in correcting hallux valgus deformity. Clinical and radiographic findings showed an adequate correction of the deformity.

Key words: forefoot deformity, hallux valgus, distal metatarsal osteotomy, minimally invasive surgery

INTRODUZIONE

L'alluce valgo è una deformità dell'avampiede, caratterizzata dalla progressiva sublussazione laterale della falange prossimale del primo dito sulla testa del primo metatarso, associata a vari gradi di protrusione dell'eminenza mediale. La deviazione in valgismo dell'alluce è considerata patologica quando supera i 15° [1-4].

Questa patologia interessa soprattutto l'età adulta e il sesso femminile ma può manifestarsi anche in soggetti giovani nei quali si presenta frequentemente bilaterale ed associata a diverse tipologie di deformità a carico del piede.

Clinicamente l'alluce valgo si presenta con dolore e reazione infiammatoria a livello mediale della I metatarso-falangea, associato, a seconda della gravità del quadro clinico, a deformità delle dita esterne e metatarsalgia.

Sebbene il quadro clinico dell'alluce valgo si presenti in maniera simile ma con diversi gradi di gravità in tutti i casi, questa deformità è sostenuta da differenti quadri anatomopatologici che devono essere considerati per un adeguata correzione chirurgica.

Nei casi di alluce valgo moderato con angolo intermetatarsale compreso tra 15° e 20° per la correzione delle deformità sono indicate

*Unità Operativa di Patologia dell'Apparato Locomotore, Università di Parma;
**Clinica Ortopedica Università di Bologna, Istituto Ortopedico Rizzoli

le osteotomie metatarsali distali. Le osteotomie distali sono inoltre indicate per la correzione dei casi di alluce valgo in cui è presente una deviazione dell'angolo articolare metatarsale distale (DMAA) o per la correzione della rigidità della I metatarso-falangea.
Molti autori hanno descritto diverse tecniche di osteotomie metatarsali distali ciascuna delle quali caratterizzata da differenti accessi chirurgici, direzione e forma dell'osteotomia e differenti mezzi di fissazione [5-13]. Numerosi studi hanno riportato nel tempo buoni risultati in più dell'80% dei casi di correzione del valgismo dell'alluce con queste tecniche [5-20].
Lo scopo di questo lavoro è quello di presentare i risultati dei primi 300 casi di alluce valgo trattati mediante tecnica miniinvasiva SERI (*Simple, Effective, Rapid, Inexpensive*). Questa non è una tecnica nuova in quando si avvale di un'osteotomia lineare distale a livello del collo metatarsale, come descritto da Hohmann, Wilson o Magerl [16-18], eseguita attraverso una mini-incisione e stabilizzata con un solo filo di Kirschner come riportato da Lamprecht and Kramer e da Bösch [19 20]. Tuttavia essa vanta una notevole versatilità ed efficacia dal momento che unisce in una combinazione inedita le diverse migliori caratteristiche di altre tecniche risultando in una tecnica con caratteristiche uniche di semplicità, buona stabilità e minimo trauma chirurgico.

MATERIALE E METODI

Tra il 1998 ed il 2000, 191 pazienti (14 maschi e177 femmine) affetti da alluce valgo sono stati trattati chirurgicamente. In 109 casi la deformità era bilaterale per un totale di 300 piedi. L'età media al tempo dell'intervento era di 53 anni (min. 35, max. 70). Nessuno di questi pazienti era stato precedentemente trattato chirurgicamente per la patologia in esame. Ciascun paziente è stato ammesso presso la nostra divisione un giorno prima dell'intervento chirurgico. Sono stati inclusi nello studio i pazienti affetti da alluce valgo di grado lieve o moderato con angolo di valgismo dell'alluce HVA non superiore a 40° e angolo intermetatarsale, IMA non superiore a 20° operati con tecnica SERI.
Controindicazioni specifiche alla tecnica SERI: sono stati esclusi dallo studio pazienti di età superiore ai 75 anni, affetti da alluce valgo severo con HVA maggiore di 40° ed IMA maggiore di 20°, artrosi degenerativa severa o rigidità dell'articolazione metatarso-falangea, e severa instabilità delle articolazioni cuneo-metatarsale o metatarso-falangea.
Per ogni paziente è stato eseguito un accurato planning preoperatorio.
Nel planning pre-operatorio è stata acquisita un'anamnesi accurata del paziente ed è stato eseguito un esame clinico e radiografico del piede. La riducibilità della prominenza mediale e della deformità in valgismo dell'alluce è stata valutata spingendo lateralmente la testa metatarsale con una mano e simultaneamente trazionando medialmente l'alluce con l'altra mano. La stabilità delle articolazioni metatarso-falangea e cuneo-metatarsale sono state attentamente valutate. Una deformità rotazionale dell'alluce o callosità sotto le teste metatarsali esterne sono state considerate così come qualsiasi deformità delle piccole dita associata. Una valutazione clinica di ciascun caso è stata riassunta nella tabella AOFAS clinical score specifica per le patologie del primo raggio [21].
Un esame radiografico standard che includeva proiezioni anteroposteriore e laterale sotto carico dell'avampiede, ha permesso la valutazione del grado di artrosi e di congruenza dell'articolazione; la misurazione dell'angolo di valgismo dell'alluce (HVA), dell'angolo intermetatarsale (IMA), dell'angolo metatarsale articolare distale (DMAA), della formula digitale metatarsale e la valutazione della posizione dei sesamoidi. L'intervento è stato pianificato considerando l'obliquità del taglio, il grado di dislocazione mediolaterale o dorso-plantare della testa metatarsale e la correzione dell'angolo DMAA [22-24].

Tutti i pazienti sono stati sottoposti ad intervento chirurgico con procedura miniinvasiva di osteotomia SERI.
L'intervento chirurgico è stato eseguito in anestesia spinale o locoregionale con paziente in decubito supino ed ischemia dell'arto ottenuta mediante laccio emostatico posto alla radice dell'arto o in regione sovramalleolare.
Di regola, mediante l'uso di questa tecnica, il release dei tessuti molli non è richiesto dal momento che un loro detensionamento viene ottenuto con la dislocazione laterale della testa metatarsale stessa. È tuttavia consigliabile eseguire uno stretching manuale dell'adduttore dell'alluce, forzando l'alluce in varismo.
Un'incisione mediale di 1 cm interessante cute, sottocute e fascia fino all'osso, è stata eseguita appena prossimalmente all'eminenza mediale (Fig. 1A).
I tessuti molli sono stati divaricati plantarmente e dorsalmente mediante due spatoline larghe circa 5 mm (Fig. 1B).
In questo modo, esposto adeguatamente il versante mediale del collo metatarsale è stata praticata una completa osteotomia, inclinata di 15° in direzione dorso-plantare ed in senso disto-prossimale, del metatarsale mediante una sega pneumatica standard con una lama di misura 9,5 x 25 x 0,4 mm (Fig. 1C).
Mediante un piccolo osteotomo la testa è stata mobilizzata.
L'inclinazione dell'osteotomia sul piano orizzontale è stata perpendicolare all'asse del piede (cioè, all'asse longitudinale del secondo metatarsale) nei casi in cui era indicato mantenere invariata la lunghezza del I metatarsale. L'osteotomia è stata inclinata sul piano orizzontale in senso da distale a prossimale fino a 25° nei casi in cui risultava necessario un accorciamento del I metatarsale o una decompressione dell'articolazione in caso di presenza di un grado moderato di artrosi. Più raramente, nei casi in cui risultava necessario ottenere un allungamento del I metatarsale (se il primo metatarsale è significativamente più corto del II o se è presente una lassità dell'articolazione metatarso-falangea), l'osteotomia è stata inclinata in senso da prossimale a distale fino a circa 15° (Fig. 2A).
Un filo di Kirschner di 2 mm di diametro è stato inserito, utilizzando un drill standard a partire dall'incisione nei tessuti molli adiacenti all'osso, in senso prossimo-distale lungo l'asse longitudinale dell'alluce (Fig. 1D).
Il filo fuoriuscito sul versante mediale della punta dell'alluce vicino all'unghia, è stato ripreso dal drill (Fig. 1E) e retratto fino a raggiungere l'estremità prossimale della linea di osteotomia (Fig. 1F).
Mediante una leva scanalata utilizzata per dislocare l'osteotomia guidando contemporaneamente la progressione del filo (Fig. 1G), è

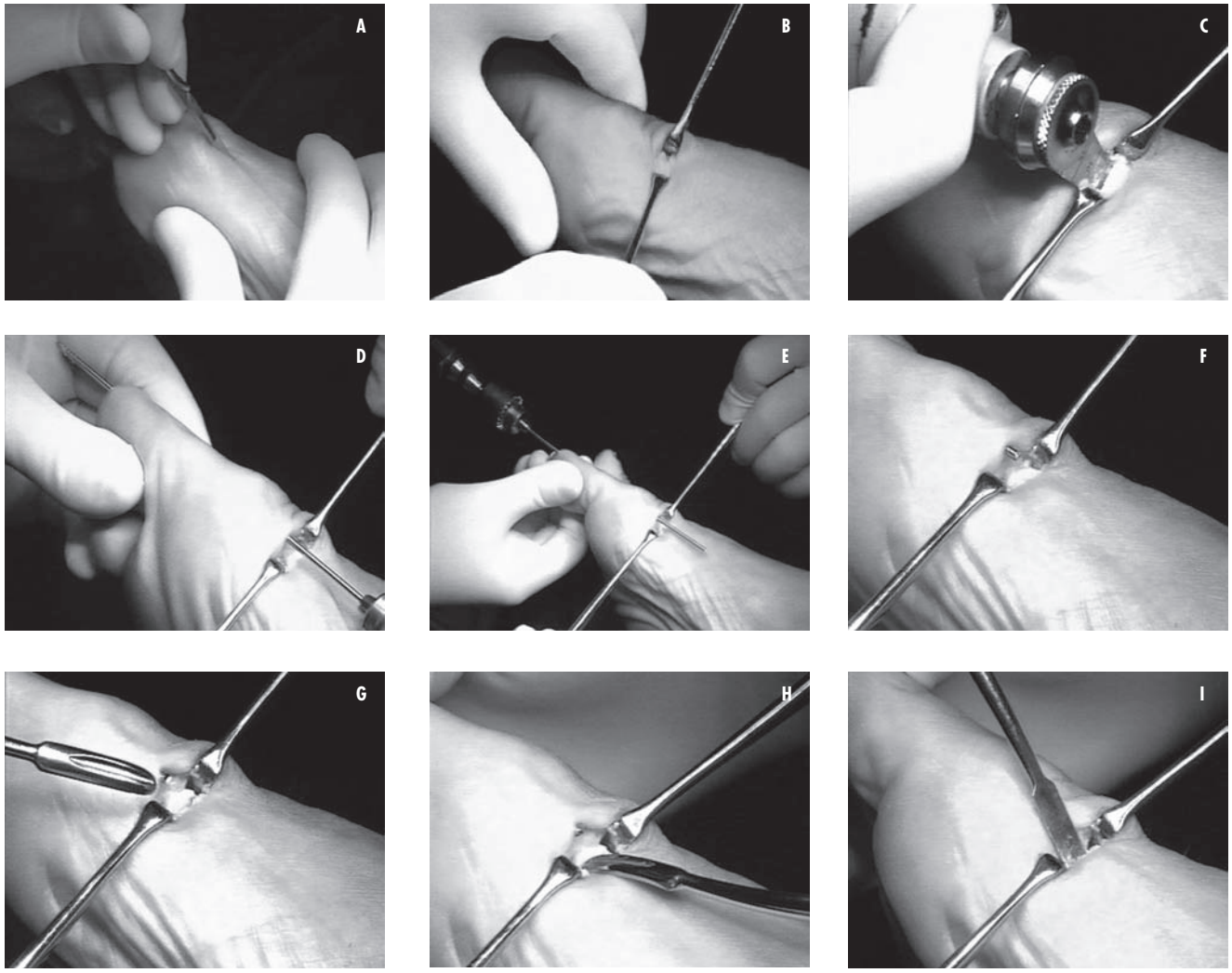


Fig. 1. Tecnica chirurgica. Un incisione mediale di 1 cm viene praticata medialemente a livello del collo metatarsale (A). I tessuti molli vengono divaricati (B) e viene eseguita l'osteotomia del collo metatarsale (C). Un filo di Kirshner viene inserito da prossimale a distale nei tessuti molli dell'alluce (D) e successivamente retratto dall'apice del dito (E) fino alla linea di osteotomia (F). La testa metatarsale viene mobilizzata con un piccolo osteotomo per correggere la deformità. La correzione viene fissata inserendo un filo di Kirschner da distale a prossimale nella diafisi del primo metatarsale (G-I).

stata ottenuta la correzione della deformità dislocando lateralmente la testa metatarsale di quanto necessario per correggere l'anatomia patologica della deformità e riportare la testa metatarsale sopra i sesamoidi (Fig. 1H-I).

Questo riposizionamento è molto importante, ai fini della buona riuscita dell'intervento, perché permette di ottenere un riequilibrio funzionale del primo raggio.

Nei casi in cui era presente una pronazione del I metatarsale, la correzione è stata ottenuta derotando l'alluce fino alla posizione neutra (Fig. 2B).

La stabilizzazione della correzione è stata ottenuta facendo progredire nel canale diafisario in senso disto-prossimale il filo di Kirschner fino a che la sua estremità prossimale raggiunge la base metatarsale.

Per correggere l'angolo articolare metatarsale distale (DMAA), il filo è stato introdotto nei tessuti molli obliquamente in direzione mediolaterale, con l'angolazione necessaria ad ottenere la correzione. La correzione della dislocazione plantare della testa metatarsale, e più raramente della dislocazione dorsale, è stata ottenuta introducendo il filo di Kirschner nella porzione superiore o più raramente nella inferiore della testa metatarsale e procedendo lungo l'asse (Fig. 2C-2D).

Nei casi in cui il moncone prossimale dell'osteotomia risultava prominente medialmente, esso è stato regolarizzato.

La cute è stata suturata con un solo punto di sutura riassorbibile 3-0. L'estremità distale del filo di Kirschner è stata piegata e tagliata all'apice del dito.

Dopo l'intervento è stato applicato un bendaggio compressivo dell'avampiede ed eseguito un controllo radiografico in proiezione antero-posteriore e laterale per confermare il grado di dislocazione dell'osteotomia e la correzione di tutte le caratteristiche della deformità.

La deambulazione è stata consentita già nell'immediato postoperatorio usando calzature di tipo "Talus" che consentono l'appoggio sul retropiede mantenendo in scarico l'avampiede. La fissazione con filo di Kirschner infatti produce una stabilizzazione molto

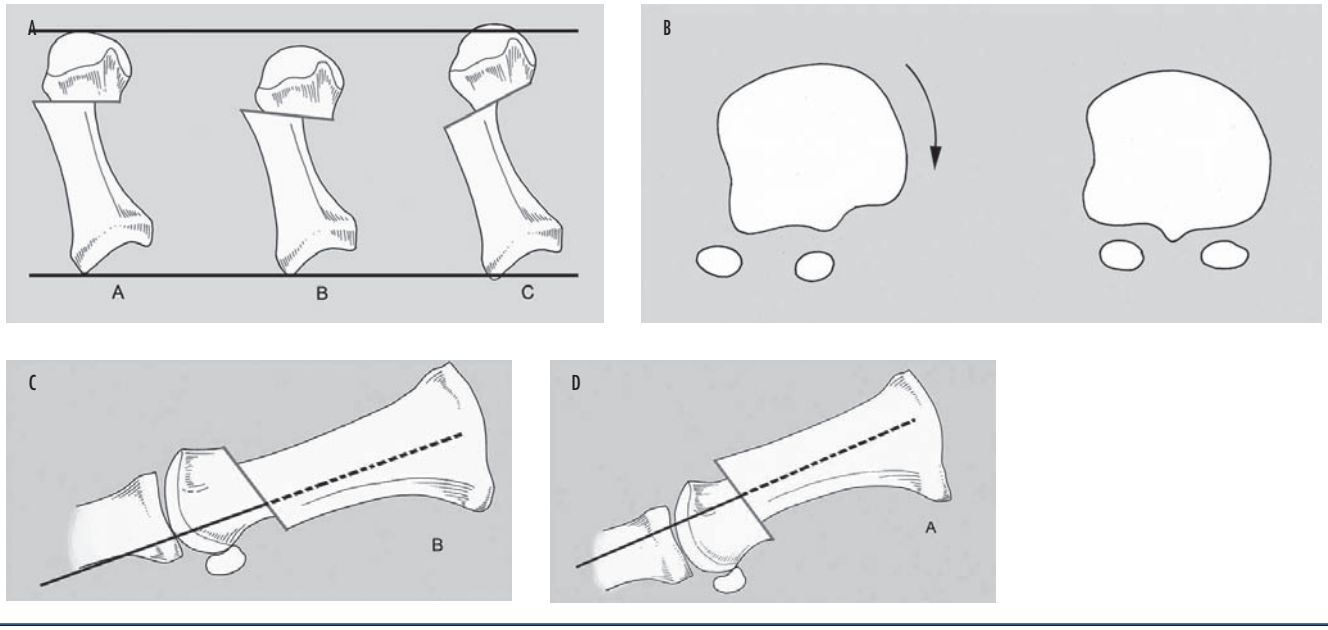


Fig. 2. Tecnica chirurgica. L'inclinazione dell'osteotomia permette di variare la lunghezza del metatarsale, se necessario (A). La derotazione corregge la pronazione del metatarsale e riduce la sublussazione dei sesamoidi (B). La stabilizzazione della correzione è ottenuta con un filo di Kirschner (C), che può essere inserito più dorsalmente o più plantarmente nei tessuti molli dell'alluce allo scopo di abbassare o elevare la testa metatarsale (D).

affidabile ed elastica, mantenendo la stessa posizione ottenuta durante l'intervento e favorendo una precoce consolidazione dell'osteotomia.

Dopo un mese sono stati rimossi il bendaggio, la sutura ed il filo. Sono stati consigliati quindi esercizi di mobilizzazione attiva e passiva con cyclette e nuoto ed è stato concesso carico libero con scarpe comode.

Tutti i pazienti sono stati controllati in ambulatorio a 1, 3 e 12 mesi dall'intervento. Successivamente sono stati controllati annualmente fino all'ultimo controllo disponibile (follow-up medio di 48 mesi). Ad ogni controllo sono state eseguite le radiografie dorso-plantare e laterale sotto carico del piede operato, ed è stato ripetuto un minuzioso esame obiettivo del piede e dell'arto inferiore. Tutti i pazienti operati sono stati valutati ai controlli con la scheda di valutazione a punteggio centesimale tipo AOFAS, che prende in considerazione il dolore e la funzionalità dell'avampiede. È stata quindi effettuata un'analisi statistica comparativa dei dati clinici e radiografici preoperatori e postoperatori. In accordo con la letteratura attuale, sono state considerate statisticamente significative le osservazioni in cui il valore di p risultasse inferiore a 0,05.

RISULTATI

Il tempo dell'intervento chirurgico è risultato essere compreso tra un minimo di 3 minuti ed un massimo di 8 con un valore medio di 5 minuti.

Non sono state rilevate complicanze intraoperatorie. Dopo la rimozione del bendaggio, in 12 piedi era presente una moderata reazione infiammatoria della cute intorno alla sede di emergenza del filo alla punta dell'alluce. Un paziente ha avuto un episodio di trombosi venosa profonda.

Ad un follow-up medio di 4 anni (min. 2, max. 6) il punteggio AOFAS medio è passato da un valore preoperatorio di 43,2 (min. 10, max. 75) ad un valore postoperatorio medio di 88,9 (min. 52, max. 100), ($p < 0.05$). È stata rilevata un'alta percentuale (circa 90%) di risultati buoni ed eccellenti (AOFAS maggiore di 80). Nove casi sono stati considerati scarsi, con un punteggio AOFAS minore di 60 (Fig. 3). Questi pazienti lamentavano persistenza del dolore sulla prominenza mediale, o persistenza

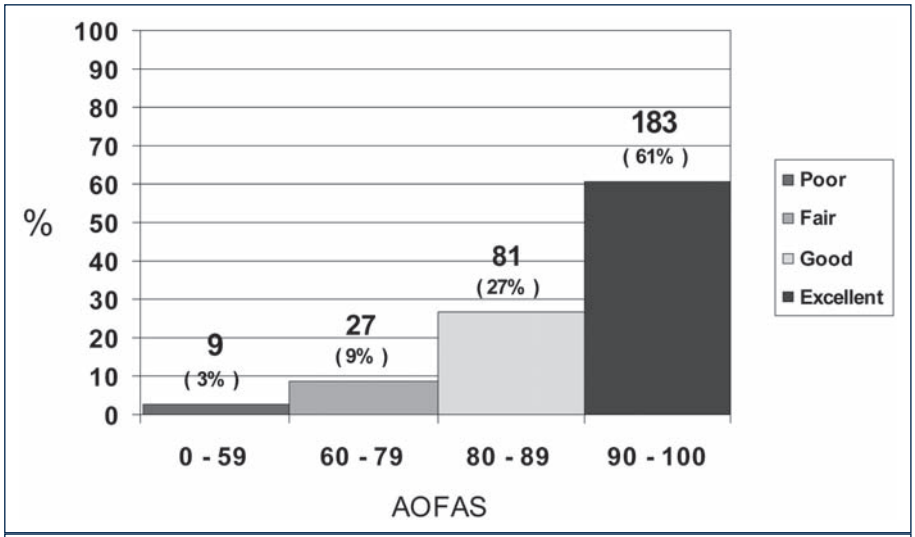


Fig. 3.

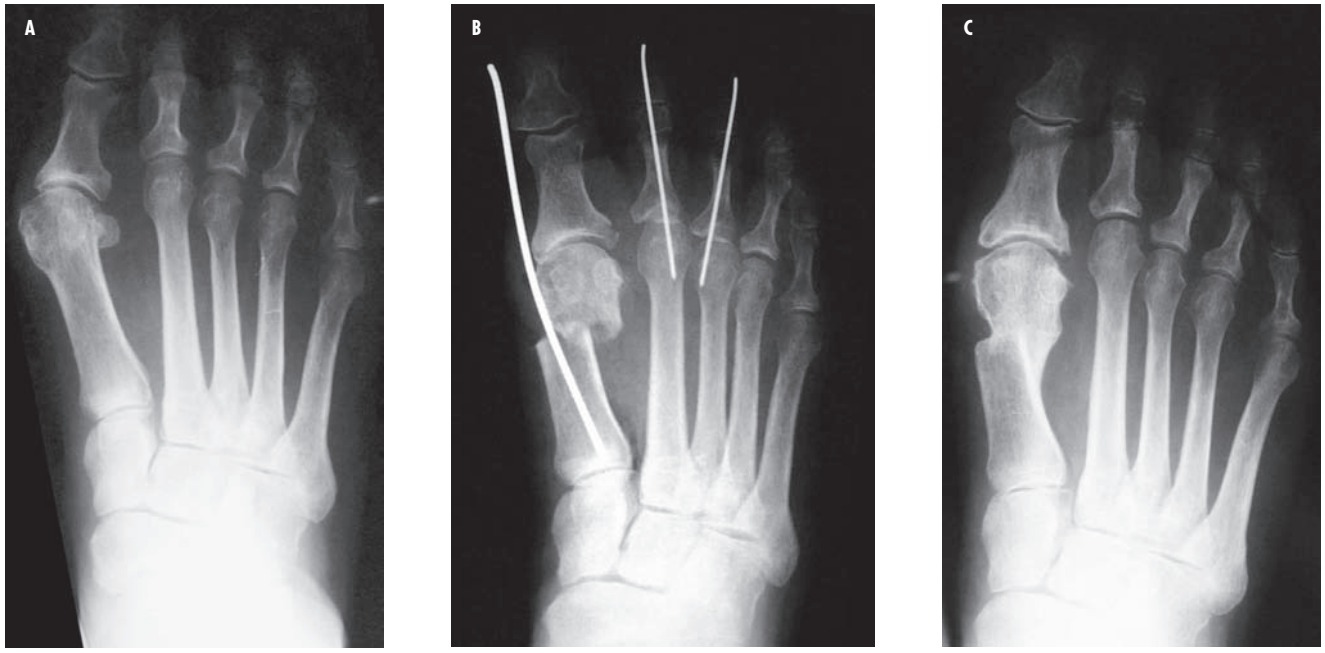


Fig. 4. Alluce valgo: Aspetto radiografico pre-operatorio (A), post-operatorio (B) ed al follow-up di 3 anni (C).

di metatarsalgia a livello della 2° e 3° testa metatarsale, ed hanno richiesto un trattamento ortesico, ma non un secondo intervento chirurgico.

Il controllo radiografico al follow-up ha dimostrato una consolidazione completa dell'osteotomia ed un eccellente rimodellamento dell'osso metatarsale anche nei casi in cui il contatto era minimo. (Fig. 4A-C).

Non sono stati osservati casi di necrosi avascolare della testa metatarsale o di pseudoartrosi dell'osteotomia.

Attraverso la valutazione radiografica si sono ottenuti i seguenti risultati:

- L'HVA è passato da un valore medio preoperatorio di 33°(min. 18°, max. 60°), ad un valore medio al controllo di 16° (min. -2°, max. 36°) ($p < 0,05$).
- L'IMA è passato da un valore medio preoperatorio di 13° (min. 11°, max. 20°), ad un valore medio al controllo di 7° (min. 0°, max. 16) ($p < 0,05$).
- Il DMAA è passato da un valore medio preoperatorio di 20° (min. 10°, max. 58°), ad un valore medio al controllo di (min.0°, max. 28°) ($p < 0,05$).

Ventiquattro piedi hanno dimostrato una perdita di correzione, mentre un piede ha sviluppato un alluce varo, con HVA di -2°.

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

La tecnica mini-invasiva, eseguita sotto il diretto controllo della vista permette al chirurgo di correggere circa l'80%-90% di tutte le deformità dell'alluce senza la necessità di rimuovere la prominenza mediale né di eseguire un release laterale aperto ma eseguendo soltanto la manipolazione dell'alluce, con un percentuale di circa il 90% di risultati buoni o eccellenti.

Tutte le osteotomie eseguite in questa serie hanno consolidato senza difficoltà, con evidenza radiografica del callo dopo una media di tre mesi e la valutazione radiografica ha dimostrato un'adeguata e significativa correzione dei parametri considerati a distanza di tempo.

Non sono state rilevate in questa serie complicanze severe quali necrosi avascolare della testa metatarsale o mancata consolidazione dell'osteotomia.

In tutti i casi, i metatarsali operati hanno subito un rimodellamento nel tempo anche in caso di significativo dislocamento dell'osteotomia con solo pochi millimetri di contatto osseo. Nella nostra esperienza, la consolidazione dell'osteotomia e la capacità di rimodellamento dell'osso metatarsale non sono correlate alla dislocazione dell'osteotomia, sebbene un contatto anche minimo tra i due monconi sia necessario. In conclusione la tecnica SERI è semplice e ripetibile, senza necessità di rimozione della prominenza e senza release laterale dei tessuti molli. È una tecnica mini-invasiva ma viene effettuata sotto il diretto controllo della vista senza necessità di controlli radiografici intra-operatori. Tale tecnica è efficace perchè grazie alla possibilità di inclinare in modo differente i tagli, ottenendo così diverse modalità di dislocazione della testa, è possibile correggere tutti i parametri anatomo-patologici di ogni tipo di deformità. Il tempo chirurgico necessario è minimo. Infine SERI è una tecnica poco costosa dal momento che non sono necessarie particolari strumentazioni, ma soltanto un filo di Kirschner per la stabilizzazione, un ridotto tempo di sala operatoria ed una minima incidenza di complicanze.

BIBLIOGRAFIA

1 Coughlin MJ. *Hallux valgus*. J Bone Joint Surg 1996;78A:932-66.

2 Hardy RH, Clapham JCR. *Observations on hallux valgus: based on a controlled series*. J Bone Joint Surg 1951;33B:376-91.

3 Hardy RH, Clapham JCR. *Hallux valgus*. Lancet 1952;1:1180-3.

4 Hardy RH, Clapham JCR. Hallux *valgus; predisposing anatomical causes*. Lancet 1952;1:1180-3.

5 Magnan B, Pezzè L, Rossi N, et al. *Percutaneous distal metatarsal osteotomy for correction of hallux valgus*. J Bone Join Surg Am 2005;86:1191-9.

6 Robinson AHN, Limbers JP. *Modern concepts in the treatment of hallux valgus*. J Bone Joint Surg Br 2005;87-B:1038-45.

7 Pinney S, Song K, Chou L. *Surgical treatment of mild hallux valgus deformity:the state of practice among academic foot and ankle surgeons*. Foot ankle Int 2006;27:970-3.

8 Pinney SJ, Song KR, Chou LB. *Surgical treatment of severe hallux valgus: the state of practice among academic foot and ankle surgeons*. Foot Ankle Int 2006;27:1024-9.

9 Coughlin MJ. *Juvenile hallux valgus:etiology and treatment*. Foot Ankle Int 1995;16:682-97.

10 Sanna P, Ruiu GA. *Percutaneous distal osteotomy of the first metatarsal (PDO) for the surgical treatment of hallux valgus*. Chir Organi Mov 2005;90:365-9.

11 Mann RA, Coughlin MJ. *Adult hallux valgus*. In: Coughlin MJ, Mann *RA Surgery of the Foot and Ankle*. St. Louis: Mosby 1999; pp. 150-269

12 Meier PJ, Kenzora JE. *The risks and benefits of distal first metatarsal osteotomies*. Foot Ankle 1985;6:7-17.

13 Nyska M. *Principles of first metatarsal osteotomies*. Foot Ankle Clin 2001;6:399-408.

14 Chang JT. *Distal metaphyseal osteotomies in hallux abducto valgus surgery*. In: Banks AS, Downey MS, Martin DE, et al. (eds). *McGlamry's comprehensive textbook of foot and ankle surgery*. Philadelphia: Lippincott 2001, pp 505-527.

15 Grace DL. *Metatarsal osteotomy: which operation?* J Foot Surg 1987;82:501-6.

16 Hohmann G. *Symptomatische oder physiologische behandlung des hallux valgus?* Munch Med Wochenschr 1921;33:1042-5.

17 Wilson JN. *Oblique displacement osteotomy for hallux valgus*. J Bone Joint Surg Br 1963;45:552-6.

18 Magerl F. *Stabile osteotomien zur behandlung des hallux valgus und metatarsale varum*. Orthopade 1982;11:170-80.

19 Bosch P, Markowski H, Rannicher V. *Technik und erste ergebnisse der subkutanen distalen metatarsale I osteotomi*e. Orthopaedische Praxis 1990;26:51-6.

20 Lamprecht E, Kramer J. *Die metatarsale I osteotomie nach behandlung des hallux valgus.* Orthopaedische Praxis 1982;8:636-45.

21 Kitaoka HB, Alexander IJ, Adelaar RS, et al. *Clinical rating system for the ankle-hindfoot, midfoot, hallux and lesser toes*. Foot Ankle Int 1994;15:349-53.

22 Shereff MJ, DiGiovanni L, Bejjani FJ, et al. *A comparison of non-weight-bearing and weight-bearing radiographs of the foot*. Foot Ankle 1990;10:306-11.

23 Tanaka Y, Takakura Y, Kumai T, et al. *Radiographic analysis of hallux valgus :a two-dimensional coordinate system*. J Bone Joint Surg 1995;77A:205-13.

24 Coughlin MJ, Saltzman CL, Nunley JA. *Angular measurements in the evaluation of hallux valgus deformities: a report of the Ad Hoc Committee of the American Orthopaedic Foot And Ankle Society on angular measurement*s. Foot Ankle Int 2002;23:68-74.

25 Wilson JN. *Oblique displacement osteotomy for hallux valgus*. J Bone Joint Surg Br 1963;45:552-6.

Protesi di caviglia di prima generazione Pipino-Calderale e seconda generazione Vittore-Simone

First generation total ankle replacement Pipino-Calderale and second generation Vittore-Simone

D. Vittore, M. Petrera, G. Caizzi, V. Patella

RIASSUNTO

La sostituzione protesica della caviglia nasce negli anni Settanta come alternativa all'intervento di artrodesi, con lo scopo di eliminare il dolore e ripristinare la funzione articolare.
La nostra tradizione di sostituzione protesica della caviglia nasce nel 1975, cinque anni dopo il primo pionieristico impianto di Lord e Marotte, con il modello Pipino-Calderale. Sulla base di questa esperienza siamo giunti alla realizzazione ed al primo impianto, nel 1998, di una protesi di caviglia di seconda generazione Vittore-Simone, progettata custom-made.
La progettazione di entrambi i modelli parte da un accurato studio dei centri di istantanea rotazione in caviglie sane e patologiche, nonché da uno studio al calcolatore con il metodo degli elementi finiti. La dimostrazione di come un'ampia resezione del domo astragalico, alterando la conformazione geometrica delle trabecole comprometta il perfetto bilancio nella distribuzione uniforme delle forze, ci ha portato a praticare la sola decorticazione invece della resezione del domo astragalico, al fine di preservarne l'integrità strutturale e vascolare. Il nostro intervento non preclude un'eventuale successiva artrodesi in caso di fallimento dell'impianto.
Abbiamo un follow-up fino a 30 anni per cinque protesi Pipino-Calderale e fino a 10 anni per dieci custom-made Vittore-Simone. I risultati sono buoni per entrambi i modelli, con soddisfazione del paziente ed aumento dei punteggi AOFAS. Due Pipino-Calderale hanno presentato un lieve affondamento della componente astragalica. Tutti i modelli custom-made impiantati sono ancora in sede.

Parole chiave: artrosi di caviglia, protesi di caviglia, centri di istantanea rotazione caviglia

SUMMARY

History of total ankle replacement starts in the 70s as alternative procedure to arthrodesis, with the aim to resolve pain and restore motion.

Università di Bari, Dipartimento di Metodologia Clinica e Tecnologie Medico-Chirurgiche, U.O. Ortopedia e Traumatologia II

Indirizzo per la corrispondenza:
Prof. Donato Vittore, U.O. Ortopedia e Traumatologia II, Policlinico, Piazza Giulio Cesare 11, 70124 Bari. E-mail: dvittore@tin.it

Our tradition starts in 1975, five years after Lord-Marotte ankle prosthesis, with the first generation model Pipino-Calderale. Starting from this experience we realized and implanted in 1998 a second generation model, custom-made Vittore-Simone. Starting point for development of both implants is an accurate study of instantaneous centres of rotation in normal and pathologic ankles, together with a finite element analysis.
The demonstration that wide resections of talar dome, modifying the geometrical arrangement of trabeculae of cancellous bone, compromise the perfect balance of uniform distribution of forces, leads us to only remove articular cartilage of talar dome instead its resection, in order to preserve the structural and vascular integrity. Our replacement doesn't preclude an eventual arthrodesis in case of implant failure.
We have a 30 years follow-up for five Pipino-Calderale models and up to 10 years for ten custom-made Vittore-Simone. Results are good for both models with satisfaction of patients and improvement of AOFAS score. Two Pipino-Calderale presented a minimal talar collapse. All custom-made implants are still *in situ*.

Key words: ankle arthritis, total ankle replacement, ankle instantaneous centres of rotation

PROTESI DI CAVIGLIA DI PRIMA GENERAZIONE PIPINO-CALDERALE

La protesi di caviglia Pipino-Calderale [1] nasce nel 1975 con un disegno che si proponeva di riprodurre la peculiare anatomia e la complessa biomeccanica della caviglia (Fig. 1).
Si tratta di un modello cementato, in cromo-cobalto, con una componente astragalica a coppa che riproduce la normale anatomia dell'astragalo presentando una conformazione a troclea, più larga nella porzione anteriore e più stretta posteriormente, con un solco longitudinale leggermente più accentuato che in natura. La componente tibiale accoglie una componente fissa in polietilene che presenta una superficie articolare concava con una cresta centrale e due spallette laterali per sostituire le superfici articolari malleolari. L'ancoraggio è affidato ad uno stelo impiantato nella spongiosa diafisaria che ha lo scopo di trasmettere il carico alla diafisi tibiale con forze trasmesse lungo l'asse calcagno-astragalo-tibia. La resezione tibiale è minima (1 cm circa).
Fondamentale per il successo di un impianto è l'integrità strutturale e dell'apporto vascolare dell'astragalo che presenta una sottile corticale a ricoprire l'osso trabecolare. Lo studio al calcolatore con il metodo degli elementi finiti dimostra come un'ampia resezione

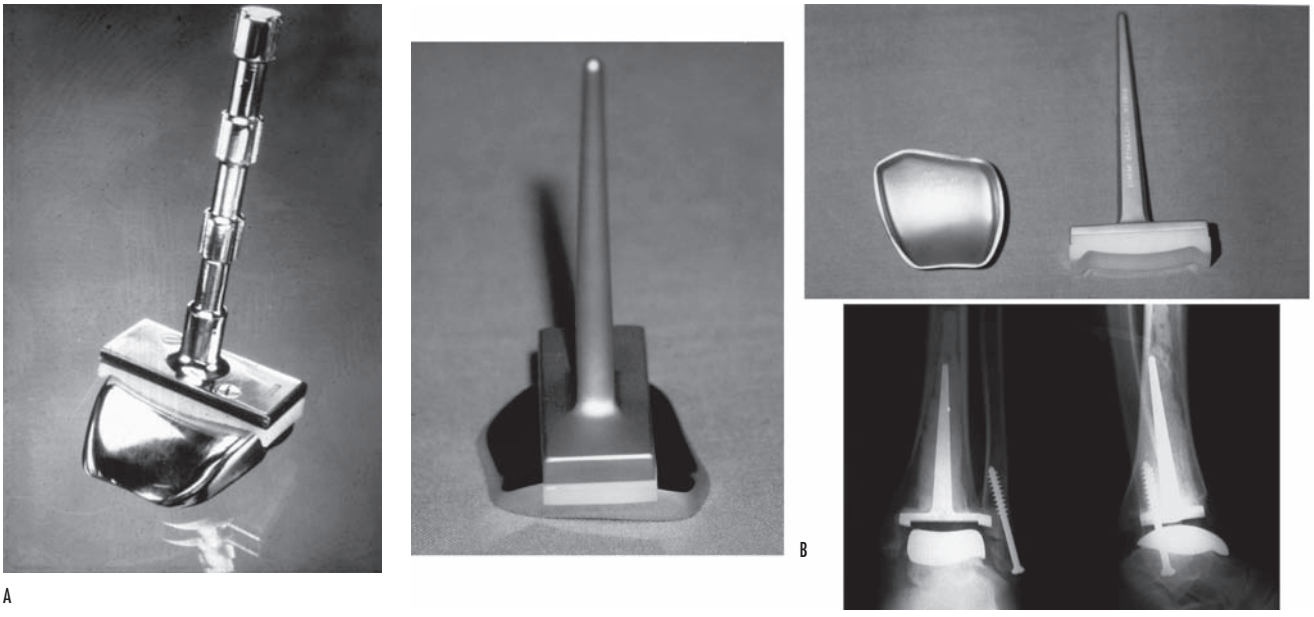


Fig. 1. A. Protesi Pipino-Calderale (prima versione). B. Protesi Pipino-Calderale (versione definitiva).

del domo astragalico, interrompendo la conformazione geometrica delle trabecole, comprometta la distribuzione fisiologica delle forze, sottoponendo il sottostante osso trabecolare a stress abnormi. Da questo deriva la necessità di effettuare la sola decorticazione del domo astragalico.

L'importanza di praticare minime resezioni delle superfici articolari ha il significato inoltre di non pregiudicare una successiva artrodesi in caso di fallimento dell'impianto stesso.

Alla base della progettazione di questa protesi c'è poi un accurato studio dei Centri di Istantanea Rotazione (Fig. 2), eseguendo delle radiografie dinamiche in proiezione latero-laterale in movimenti diversi di escursione articolare (in tre o cinque posizioni), passando dalla massima estensione alla massima flessione in caviglie sane e patologiche [2]. Il moto della tibia sulla troclea astragalica ha due componenti: una rotatoria ed una traslatoria; tale moto può essere studiato mediante il calcolo dei Centri d'Istantanea Rotazione (C.I.R.) che sono l'espressione meccanica del movimento di un corpo rispetto ad un sistema di riferimento fisso. Nelle caviglie normali si è rilevato che il moto con cui avviene l'escursione articolare è di tipo roto-traslatorio, con la componente traslatoria maggiore della rotatoria: in questa condizione i CIR cadono in corrispondenza del corpo dell'astragalo, al di sotto cioè del punto di applicazione del vettore velocità. Nelle caviglie patologiche i CIR cadono al di fuori dell'astragalo: ne deriva che i carichi tenderanno a comprimere o a diastasare le superfici articolari con la comparsa di fenomeni di sfregamento.

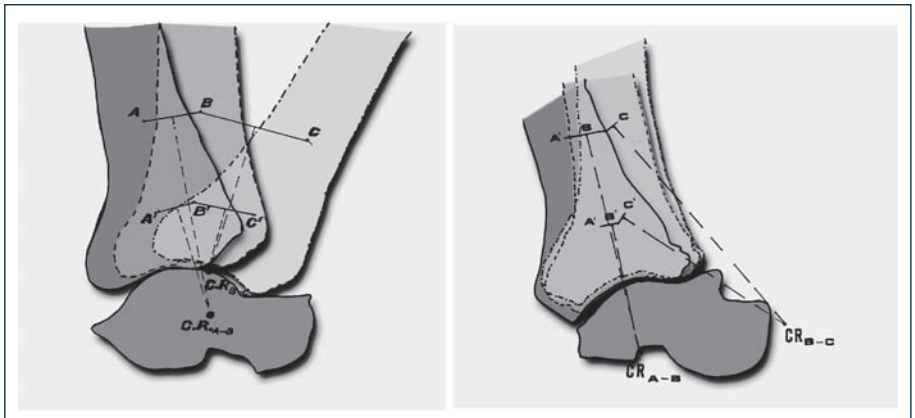


Fig. 2. Schema grafico con i CIR su radiografie dinamiche di caviglia normale (a sinistra) e patologica (a destra, artrosi post-traumatica) (da: Vittore et al. [2]).

Infine un cenno al corretto bilanciamento legamentoso. Già nel 1983 Pipino [1] aveva evidenziato come la protesi ideale dovesse essere in grado non solo di riprodurre la funzione delle componenti articolari, ma anche il corretto tensionamento legamentoso, al fine di stabilizzare l'articolazione in ogni posizione dello spazio ed evitare un impianto troppo rigido in cui gli stress sarebbero trasmessi all'interfaccia osso-cemento-protesi. La conferma dell'importanza di questo aspetto per il successo di una protesi la ritroviamo negli studi biomeccanici eseguiti da Giannini, Leardini et al. [3 4] che hanno dimostrato l'azione guida dei legamenti calcaneo-fibulare e tibio-calcaneare nei movimenti della caviglia, ripristinando la posizione del centro di istantanea rotazione e quindi la lunghezza dei bracci di leva.

Tecnica chirurgica

La tecnica di impianto prevede un accesso transperoneale con l'osteotomia del malleolo laterale effettuata 5 mm al di sotto del

bordo inferiore della sindesmosi. Divaricati i peronieri da un lato, l'estensore comune delle dita ed il fascio vascolo-nervoso dall'altro, si perviene sul piano capsulare e si apre l'articolazione con il piede in intrarotazione. La preparazione dei capi articolari prevede una resezione tibiale che include le superfici articolari dei malleoli ed una parte dell'epifisi di 1 cm di spessore. A livello dell'astragalo viene effettuata solo la decorticazione della cartilagine articolare del domo astragalico evitando di danneggiare l'osso subcondrale; si realizzano infine due solchi a livello delle superfici laterali della troclea. Entrambe le componenti sono cementate. Il malleolo peroneale viene infine sintetizzato con una vite. È prevista una immobilizzazione in gesso per 20 giorni dopo i quali il paziente è avviato alla fisiokinesiterapia.

Fig. 3. A. Pipino-Calderale: affondamento della componente astragalica dopo 14 anni dall'impianto. B. Pipino-Calderale: affondamento della componente astragalica dopo 21 anni dall'impianto.

Casistica

Nel 1983 Pipino [1] presenta un follow-up a cinque anni dei primi 15 impianti con 11 buoni risultati e 4 cattivi. Causa dei 4 fallimenti era l'infezione (2 casi) o l'usura della componente in polietilene prima e quella astragalica poi (2 casi). L'Autore osservò come i due casi di infezione si erano verificati in pazienti con patologia artrosica secondaria ad una frattura esposta trattata due anni prima.

La sopravvivenza della prima protesi impiantata è stata di 4 anni, di 2 anni per la seconda: causa di fallimento in entrambi i casi era l'usura del polietilene e secondariamente della componente talare dovuto, come osservato dalla stesso Autore, ad una scarsa qualità del polietilene utilizzato, tanto che si affidò la realizzazione delle protesi ad un'altra azienda. Nei quattro fallimenti fu eseguito un intervento di espianto della protesi ed artrodesi.

Gli altri undici casi presentavano una buona funzionalità con un range di 30° di flessione plantare e 5° dorsale, senza dolore.

Dopo 30 anni abbiamo ripreso la casistica, attualmente disponiamo di un follow-up a lungo termine (compreso tra i 23 e 28 anni) solo per cinque pazienti, essendo gli altri sfuggiti ai controlli.

Le cinque protesi di cui disponiamo di follow-up risultano essere ancora in situ, i pazienti sono soddisfatti, due riferiscono episodi occasionali e transitori di tumefazione; tutti svolgono le attività quotidiane senza limitazioni, l'articolarità si mantiene buona, abbiamo valutato un AOFAS score medio di 79 punti. In due casi abbiamo assistito ad un affondamento della componente astragalica, senza tuttavia conseguenze cliniche (Fig. 3).

PROTESI DI CAVIGLIA DI SECONDA GENERAZIONE *CUSTOM-MADE* VITTORE-SIMONE

I disegni protesici di seconda generazione sono caratterizzati da tre componenti, prevedendo la presenza di un menisco in polietilene che può essere mobile o fisso. L'introduzione dei disegni protesici a tre componenti aveva lo scopo di garantire la realizzazione di un impianto che rispondesse all'esigenza di consentire una completa congruenza articolare in ragione della natura multiassiale del moto della tibio-tarsica, riproducendo il meccanismo naturale di carico articolare, nonché il complesso moto rotatorio e traslatorio della tibia sull'astragalo.

Base di partenza della progettazione della protesi di caviglia *custom-made Vittore-Simone* [5 6] è stato il modello Pipino-Calderale. Da questa esperienza siamo giunti nel 1998 al primo impianto della protesi Vittore-Simone (Fig. 4); ad oggi i pazienti trattati sono 10, sette per patologia artrosica post-traumatica, due per artrite reumatoide, una paziente per artrodesi tibio-tarsica dolorosa. La

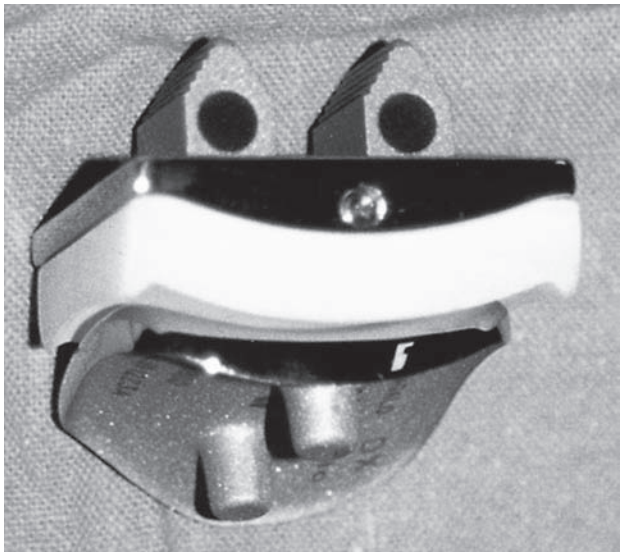


Fig. 4. Protesi custom-made Vittore-Simone (prima versione) con due fittoncini di ancoraggio tibiale e due di ancoraggio astragalico.

componente tibiale della protesi è costituita da un sottile piatto metallico (in cromo-cobalto) di forma rettangolare che presenta inferiormente l'alloggiamento per il polietilene e superiormente un solo fittone per l'ancoraggio (il primo modello ne prevedeva due). Il polietilene è caratterizzato da una superficie articolare a sella che permette lo scivolamento in senso antero-posteriore e piccoli spostamenti di basculamento in senso latero-laterale limitati da piccole spallette.
La componente astragalica, in cromo-cobalto, è rappresentata da uno scudo che ricopre fedelmente la superficie articolare superiore dell'astragalo e presenta sulla porzione inferiore un piccolo fittone per l'ancoraggio. Non viene effettuata una resezione del domo astragalico ma soltanto una decorticazione della cartilagine articolare superiore, al fine di non alterare l'integrità strutturale dell'astragalo. Entrambe le componenti sono cementate.
Per la progettazione e la realizzazione della protesi custom-made abbiamo messo a punto un protocollo che prevede uno studio TC con ricostruzione 3D dell'articolazione da protesizzare (Fig. 5). Viene effettuato un esame TC ad alta risoluzione con sezioni dello spessore di 1 mm; l'acquisizione parte 5 cm prossimalmente alla rima articolare e si estende fino alla metà del corpo del calcagno.
I file in formato Dicom vengono quindi trasferiti ad un'altra postazione di lavoro dotata di software per la ricostruzione 3D. Si realizza così un modello 3D virtuale in scala 1:1 dell'articolazione e della protesi, con la possibilità di eseguire prove di resezione e di inserimento del modello protesico virtuale al fine di verificarne gli ingombri. Va inoltre ricordato che allo stesso tempo viene progettato lo strumentario custom-made.
È possibile infine realizzare un modello 3D reale trasferendo i profili ad una fresa a calcolo numerico che ci consente di ottenere un modello fisico tridimensionale con un margine di errore valutabile intorno al 3%-4% rispetto alle dimensioni reali dei segmenti ossei.
Al termine della progettazione, i modelli 3D virtuali dell'articolazione, della protesi e dello strumentario, vengono inviati alla casa costruttrice.

Tecnica chirurgica
L'intervento chirurgico prevede una via di accesso anteriore con un'incisione longitudinale centrata sulla superficie anteriore della tibio-tarsica, passando tra l'estensore proprio dell'alluce ed il fascio vascolo-nervoso lateralmente ed il tibiale anteriore medialmente. Non si eseguono resezioni del domo astragalico ma soltanto la sua decorticazione, con rimozione della cartilagine articolare superiore. Non si effettua la resezione delle superfici articolari malleolari.
Non è necessaria una immobilizzazione della caviglia nel post-operatorio, al fine di permettere una precoce riabilitazione che inizia già 48 ore dopo l'intervento con esercizi di mobilizzazione attiva e passiva.

Casistica
Nel periodo 1998-2008 abbiamo impiantato 10 protesi di caviglia custom-made (7 pazienti affetti da artrosi post-traumatica, 2 pazienti da artrite reumatoide, 1 paziente con artrodesi tibio-tarsica dolorosa). Abbiamo ottenuto buoni risultati clinici in termini di recupero della funzione, abolizione/riduzione del dolore, ritorno alle attività quotidiane. Non sono stati eseguiti interventi di revisione della protesi, nessuna componente si è mobilizzata. Solo in due casi abbiamo eseguito un reintervento: in un caso di plastica

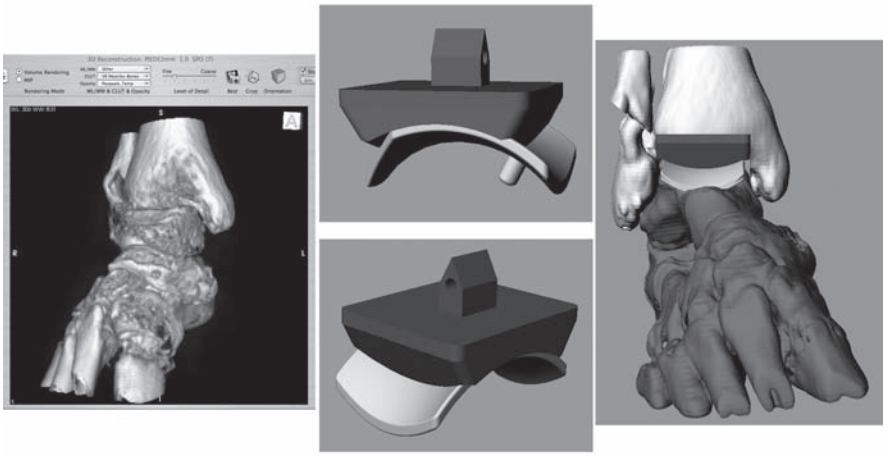


Fig. 5. Elaborazione TC (a sin.), creazione del modellino 3D virtuale (al centro), valutazione virtuale degli ingombri (a dx.).

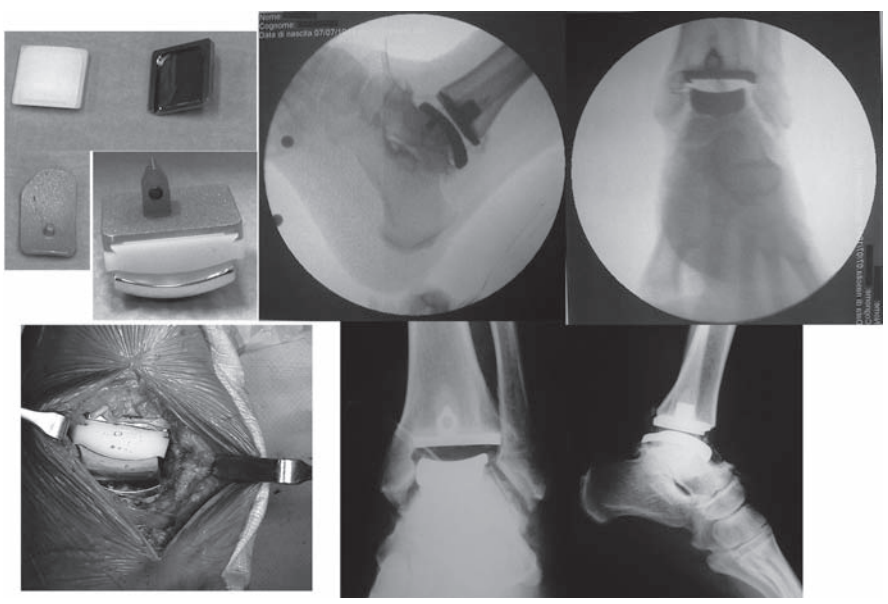


Fig. 6. Custom-made Vittore con un solo fittoncino di ancoraggio tibiale ed astragalico.

cutanea per deiscenza della ferita chirurgica tre mesi dopo la protesizzazione; in un altro caso di toilette di osteofiti posteriori dopo sei mesi dalla protesizzazione. In un solo caso abbiamo eseguito un tempo accessorio di allungamento del tendine d'Achille e liberazione posteriore del flessore lungo dell'alluce.
Il punteggio AOFAS è incrementato da un valore medio pre-operatorio di 34 ad un valore medio di 86 all'ultimo follow-up.

DISCUSSIONE

La sostituzione protesica della caviglia nasce negli anni Settanta come alternativa all'intervento di artrodesi, con lo scopo di eliminare il dolore e ripristinare la funzione articolare. Gli interventi di artrodesi, infatti, pur garantendo discreti risultati clinici in termini di riduzione del dolore e ripristino della stabilità, sono gravati, come emerge da recenti lavori riportati in letteratura, da un elevato tasso di complicanze legato a difetti di consolidazione, all'incremento degli stress sulle articolazioni contigue, con un basso livello di soddisfazione del paziente considerata la necessità dell'utilizzo di scarpe modificate o ausili per la deambulazione, la difficoltà nel salire e scendere le scale o camminare in salita [7].
Le protesi di prima generazione, che vedono tra i pionieri Lord e Marotte con il loro primo impianto nel 1970, prevedevano in genere due componenti in cromo-cobalto cementate.
Sono tanti i modelli di prima generazione: Smith, 1972; Iclh, 1972; Njcr, 1976; Irvine, 1976; Conaxial, 1974; Bath and Wessex, 1984; Newton, 1973; Oregon, 1977; Mayo, 1974; Tpr, 1976; St. George, 1973.
Il fallimento di molti di essi era legato all'incapacità del disegno protesico di riprodurre la complessa cinematica articolare che si esprime in un combinato moto roto-traslatorio della tibia sulla troclea astragalica e nella intrinseca possibilità della componente astragalica di compiere piccoli movimenti laterali; il tutto nel rispetto del tessuto ospite e di un corretto bilanciamento legamentoso. I modelli vincolati garantivano una buona stabilità, ma trasferivano in maniera eccessiva le forze di taglio, rotatorie e di compressione a livello dell'interfaccia osso-cemento-protesi. Gli impianti non vincolati, al contrario, pur permettendo una migliore dissipazione degli stress, risultavano spesso instabili con sovraccarico delle strutture legamentose, impingement e fratture malleolari.
Tra le protesi di prima generazione, la Pipino-Calderale è quella che meglio sembra riprodurre la complessa cinematica articolare della caviglia nel pieno rispetto del tessuto ospite, come dimostrato dalla sopravvivenza dell'impianto in tutti i pazienti di cui disponiamo di follow-up.
Abbiamo assistito all'affondamento della componente astragalica in due pazienti, senza tuttavia conseguenze cliniche. Tale evento è, a nostro parere, legato alla conformazione a coppa di tale componente che per la sua forma "avvolgente" potrebbe compromettere la vascolarizzazione dell'astragalo, nonostante se ne effettui la sola decorticazione.
Altri aspetti problematici sono connessi alla necessità di praticare la resezione delle superfici malleolari, che si rendeva necessaria per il corretto posizionamento della componente astragalica, ed ad un accesso chirurgico laterale troppo invasivo, legato all'ingombro del lungo fittone tibiale.

Fig. 7. Riabilitazione precoce (48 ore post-op.).

Abbiamo cercato di superare questi limiti eseguendo, per la protesi Vittore-Simone, un accesso anteriore ed utilizzando una componente astragalica, che, grazie alla realizzazione custom-made, ricopre fedelmente la superficie astragalica lasciando integri i malleoli ed il domo.
La protesi custom-made Vittore-Simone, da noi progettata ed impiantata nel 1998 sulla base dell'esperienza maturata con la progenitrice Pipino-Calderale, ci ha dato buoni risultati con incremento dei punteggi AOFAS, soddisfazione del paziente, con tutti gli impianti ancora in sede.
Grazie alla realizzazione custom-made, riproducendo l'anatomia individuale essa risulta essere ben integrata con le caratteristiche dell'astragalo e del mortaio tibiale, ripristinando i centri di istantanea rotazione fisiologici.
Gli ingombri contenuti consentono un accesso chirurgico anteriore con notevole rispetto delle strutture anatomiche ed un rapido recupero funzionale [8], evitando il ricorso all'immobilizzazione post-operatoria e consentendo di iniziare il trattamento riabilitativo nella prima settimana dopo l'intervento e tornare in poco più di due mesi ad una vita relazionale normale.
La piena congruenza tra le superfici articolari in tutte le posizioni

dell'articolazione permette di minimizzare sia l'usura che la deformazione delle varie componenti protesiche.
Un concetto fondamentale che, secondo noi, è alla base del successo di un impianto protesico risiede nel rispetto dell'integrità biologica e meccanica dell'astragalo, fulcro del movimento della tibio-tarsica. Da questo deriva la necessità di non eseguire una resezione del domo astragalico ma soltanto una decorticazione che rimuova la cartilagine articolare superiore lasciando integro il sottostante osso subcondrale, con il successivo impianto di una componente talare conformata in modo da ricoprire fedelmente la cupola astraglica. La causa del fallimento di molti impianti risiede, infatti, in ampie resezioni cui consegue una alterazione architetturale delle trabecole ossee ed una alterazione del prezioso apporto vascolare.
La necessità di praticare minime resezioni ha anche il significato di preservare il bone-stock e non pregiudicare un successivo intervento di reimpianto o artrodesi. Nella nostra casistica di impianti custom-made non abbiamo eseguito alcuna revisione e successiva artrodesi, ma, come evidenziato dai quattro casi di revisione ed artrodesi per la Pipino-Calderale, tale procedura ha prodotto un buon risultato nonostante il precedente intervento.
Il modello custom-made, pur prevedendo una realizzazione più complessa, ci permette tuttavia di ottenere informazioni biomeccaniche e cliniche per un'evoluzione verso la progettazione di una protesi standard.

BIBLIOGRAFIA

1. Pipino F, Calderale PM. *PC ankle prosthesis. Five year follow-up.* Acta Orthop Belg 1983;49:725-35.
2. Vittore D, De Giorgi G, Po F. *Rilevamento dei Centri di Istantanea Rotazione nell'articolazione tibio-tarsica*. Min Ortop 1982;33:289-94.
3. Leardini A, Catani F, Giannini S, et al. *Computer assisted design of a new ankle prosthesis*. In: *Proceedings of the 12th conference of the European Society of Biomechanics* 2000, p. 387
4. Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, et al *Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system.* J Biomech 1999;32:111-8.
5. Vittore D, Simone C. *L'artroprotesi di caviglia custom-made Vittore-Simone.* Atti del 14° Congresso Nazionale SIBOT "Applicazioni cliniche della Bioingegneria dell'apparato locomotore", 2001, p. 56
6. Vittore D, Simone C. *Vantaggi della protesi custom-made della tibio-tarsica nella patologia reumatica*. Il Piede Reumatico, coll. Progressi in Medicina e Chirurgia del Piede. Vol. 11, Bologna 2002, pp. 271-276.
7. Coester LM, Saltzman CL, Leupold J, et al. *Long-term results following ankle arthrodesis for post-traumatic arthritis.* J Bone Joint Surg Am 2001;83:219-28.
8. Vittore D, Mastrototaro D, Uva G, et al. *La rieducazione funzionale nelle artroprotesi di caviglia*. Giornale Italiano di Medicina Riabilitativa. Vol. 14. Milano: Edi Ermes 2000, p. 474.

Protesi di caviglia di terza generazione: BOX

Third generation total ankle arthroplasty: BOX design

S. Giannini* **, F. Catani* **, M. Romagnoli*, A. Leardini*, D. Luciani*, M.T. Miscione****

RIASSUNTO

Perché la sostituzione protesica di tibiotarsica sia una valida alternativa alla artrodesi, deve essere recuperata una buona escursione articolare. Purtroppo i vecchi disegni sono stati abbandonati per l'alto grado di fallimento. I disegni più recenti presentano ancora tre componenti con l'astragalo anatomico e la tibia piatta, quindi non anatomica; questi devono contare quindi sui legamenti per la stabilità. Sulla base di pregressi studi anatomici e biomeccanici è stato sviluppato recentemente un nuovo disegno protesico (BOX). In questo modello protesico di terza generazione le superfici articolari sono compatibili con la fisiologica motilità della caviglia e con il ruolo svolto dai legamenti.
92 pazienti (93 impianti), di età media 61 anni sono stati impianti nel periodo compreso fra Luglio 2003 e Gennaio 2008 presso l'Istituto ortopedico Rizzoli. L'*AOFAS score* medio è passato da 37.5 nel pre-operatorio a 80,1 ad follow-up medio di 21,7 mesi. La dorsiflessione e plantarflessione medie misurate subito dopo l'impianto sono state rispettivamente di 9,8 e 24.7 gradi con un incremento medio di motilità di 18,7°, e sono state mantenute durante i follow-ups. Radiograficamente gli impianti mostrano un buon allineamento e assenza di radiolucenze evolutive così come di mobilizzazioni. È stata eseguita 1 sola revisione a causa di una infezione. La funzionalità e stabilità dell'impianto è risultata essere migliore degli altri disegni protesici precedenti mentre la riduzione del dolore nel post-operatorio sovrapponibile. I soddisfacenti risultati preliminari di questo nuovo modello protesico stanno incoraggiando l'impianto anche se sarà necessario una rivalutazione dei risultati a più lunghi follow-up.

Parole chiave: protesi BOX, disegno protesico, sopravvivenza, valutazione clinica, valutazione radiografica

SUMMARY

For total ankle arthroplasty to be considered a valuable alternative to ankle arthrodesis, an effective range of ankle mobility must be recovered. Unfortunately, the pioneer designs were abandoned for the large rate of failure. The more modern designs feature a three component anatomical talus and flat, i.e. unnatural, tibial component, which must rely fully on ligaments for stability. According to extensive prior research, a new design of total ankle replacement was developed (BOX). In this third-generation design the shapes of the tibial and talar components are compatible with physiologic ankle mobility and with the natural role of the ligaments.
92 patients (93 implants) were implanted in the period July 2003 - January 2008, with mean age 61 years. The mean AOFAS score went from 37,5 pre-op to 80.1 at the average follow-up of 21.7 months. Mean 9.8 and 24.7 degrees respectively of dorsi- and plantar-flexion were measured immediately after implantation, for a mean additional range of motion of 18.7, which was maintained at follow-ups. Radiographs shows good alignment and no signs of progressive radiolucency or loosening. One revision only was performed for infection. In the score system utilized, Function and RoM sections scored better than any average previous total ankle result, Pain scored similarly. The satisfactory though preliminary observations from this novel design encourage continuation of the implantation, otherwise the new TAA design will necessitate a much longer follow-up.

Keywords: total ankle replacement, BOX prosthesis design, survivorship, clinical evaluation, radiographic evaluation

*Laboratorio Analisi del Movimento, Istituti Ortopedici Rizzoli, Bologna; **Dipartimento di Chirurgia Ortopedica, Istituti Ortopedici Rizzoli, Bologna; ***Ortopedia e Traumatologia, Ospedale S. Maria della Scaletta, Imola

INTRODUZIONE

Le protesi di caviglia vengono impiantate da circa 35 anni con lo scopo di ottenere una risoluzione della sintomatologia dolorosa e di ristabilire una funzionalità tale da permettere lo svolgimento delle normali attività quotidiane. Il loro impiego è però ancora limitato rispetto alle protesi d'anca e di ginocchio per due motivi: il primo è rappresentato dal fatto che i modelli protesici finora utilizzati hanno evidenziato un deterioramento dei buoni risultati iniziali, il secondo motivo è legato alla validità di altri interventi chirurgici, come l'artrodesi, che se eseguiti in corretta posizione e con una buona tecnica chirurgica ottengono risultati soddisfacenti anche a distanza di anni. Il grande numero di insuccessi delle protesi di tibio-tarsica è favorito dagli elevati carichi che si esercitano su questa piccola articolazione, che deve sopportare forze compressive e di taglio conseguenti al movimento complesso triplanare caratteristico di questa articolazione e dall'insufficiente assorbimento di queste forze da parte dei modelli di protesi finora utilizzati [1].
Anche l'artrodesi però non rappresenta un trattamento chirurgico privo di complicazioni. Possono verificarsi infatti pseudoartrosi, infezioni post-operatorie, artrosi secondaria nelle articolazioni adiacenti e possono aggravarsi difetti assiali e rotatori a carico delle articolazioni sovra e sottosegmentarie [2].
I risultati dei primi i modelli di protesi a due componenti, in particolare quelli di tipo vincolato, non si sono dimostrati in grado di sopportare le sollecitazioni meccaniche presenti a livello della

tibio-tarsica per l'inadeguata progettazione del disegno e probabilmente per la precarietà del sistema di fissazione. Con lo scopo di ottenere un contatto articolare congruente, non costrittivo e multiassiale, in grado di rispettare il più possibile la biomeccanica della tibiotarsica, sono state realizzate in un secondo momento protesi a tre componenti. Tra gli impianti metallici è inserito un supporto congruente in polietilene che consente una rotazione associata al movimento di flesso-estensione, cioè il movimento di scivolamento antero-posteriore senza vincoli e con basso attrito di contatto tra le superfici articolari. Inoltre è consentita la intra-extrarotazione della tibia sull'astragalo, che risulta essere necessaria durante la fase di carico della deambulazione[3].

Nonostante i molti tentativi di originalità ed efficacia nel disegno, i risultati clinici non sono ancora particolarmente soddisfacenti, senz'altro non paragonabili a quelli delle sostituzioni protesiche di anca e di ginocchio. Per la tibiotarsica, a causa della bassa incidenza ed indicazione, ci si trova inoltre di fronte anche ad una letteratura medica molto limitata e spesso inconsistente, come dimostrato dalla unica meta-analisi finora pubblicata. Questa ha dimostrato su 1086 pazienti (1107 protesi, 45,6% uomini, età 56,2 anni, follow-up 44,2 mesi) un aumento medio del punteggio AOFAS di 45,2 (sezione 'dolore' + 28,6, 'funzione' + 12,5) ma anche un aumento dell'escursione di soli + 7°, e soprattutto una sopravvivenza media di solo 96,9% dopo 1 anno, e di 90,6% dopo 5 anni. Le complicazioni hanno coinvolto infezioni superficiali (70%-14,7%) e profonde (0,7%-2,5%), *loosening* (1,3%-9,5%), dislocazione (2,1%-4,4%), fratture (6,2%-20,7%), chirurgia di revisione (5,6%-19,4%), 'impingement' (0,0%-33,5%), conversione in artrodesi (3,2%-9,5%)[4].

Questi recenti deludenti risultati clinici delle sostituzioni protesiche della tibiotarsica ha spinto il gruppo di ricerca del Rizzoli, in collaborazione con l'*Oxford Orthopaedic Engineering Centre*, nella direzione della comprensione della mobilità articolare in termini di contributo sinergico di legamenti e superfici articolari. Gli studi effettuati dagli autori [5-8] hanno dimostrato lo stretto rapporto fra la geometria dei legamenti e le conformazioni delle superfici articolari della tibiotarsica. Tali osservazioni implicano che le superfici articolari devono soddisfare il requisito di muoversi in contatto reciproco, mantenendo allo stesso tempo le fibre dei legamenti CaFi e TiCa ad una lunghezza costante. Per il disegno di sostituzioni protesiche di tibiotarsica, ne consegue che le conformazioni delle superfici protesiche debbano essere compatibili con la geometria delle strutture legamentose mantenute all'articolazione. In altre parole, le superfici articolari ed i legamenti devono collaborare tra loro per consentire e controllare il movimento dell'articolazione in condizioni passive: le superfici articolari devono scivolare e rotolare l'una sull'altra senza compenetrazione ne separazione ed i legamenti devono ruotare intorno alle proprie origini ed inserzioni senza resistenza e senza deformazione.

Nel rispetto di tale nuovo criterio, la nuova protesi proposta dagli autori consiste dunque in una componente tibiale ed una talare (o astragalica) metalliche, insieme ad un componente meniscale intermedia in polietilene da inserire fra i primi due, con le superfici articolari del tutto congruenti con quelle corrispondenti nelle componenti metalliche. La conformazione sferica convessa del componente tibiale consente un miglior grado di intrappolamento antero/posteriore e medio-laterale del menisco. Lo spessore di questo può essere selezionato in modo che risulti il più idoneo possibile a ripristinare la tensione dei legamenti: Con una superficie convessa della componente tibiale, i valori più idonei per il raggio della superficie articolare convessa della componente talare nel piano sagittale, sono risultati essere notevolmente maggiori rispetto a quelli degli attuali disegni a tre componenti [9-11] che infatti miravano solo ad imitare la conformazione anatomica normale della troclea talare, senza curarsi di aver comunque sostituito il mortaio tibiale concavo naturale con una componente piatta. Si è trovato quindi che, per la componente talare, solamente con un raggio di curvatura molto più ampio del naturale, la superficie articolare è in grado di eseguire il caratteristico schema di scivolamento e rotolamento durante la flessione, che comporta un significativo spostamento antero-posteriore del menisco, sia rispetto alla componente tibiale che talare.

In questo studio abbiamo revisionato la nostra casistica di pazienti operati di protesi di tibio-tarsica BOX (Box Ankle, Finsbury Orthopaedics Limited, Leatherhead, UK), verificando i risultati a breve follow-up attraverso un'adeguata valutazione clinica e radiografica.

MATERIALI E METODI

Dal Luglio 2003 al Gennaio 2008 sono stati eseguiti 93 impianti in 92 pazienti. L'età media era 61 anni (range: 25-82 anni). 52 pazienti erano di sesso femminile e 40 di sesso maschile. L'eziologia della lesione a carico della caviglia era in 80 casi di artrosi post-traumatica, in 6 casi di artrite reumatoide, in 5 casi di artrosi primitiva, in 1 caso di ocronosi e in 1 caso di psoriasi. Su tutti pazienti (è stata eseguita una valutazione clinica e una valutazione radiografica standard e dinamica in massima dorsiflessione e plantarflessione in ortostatismo. Il controllo medio complessivo è stato di 21,7 mesi (*range*: 3-54 mesi).

In tutti i pazienti inseriti nello studio è stato eseguito un approccio antero-laterale. Il trattamento post-operatorio è consistito nell'applicazione di uno stivaletto gessato non deambulatorio per 15 giorni, seguito dal posizionamento di un tutore per altri 45 gg con carico progressivo a partire dal 30° gg post-operatorio. Movimenti attivi e passivi della tibiotarsica sono concessi dopo la rimozione del gesso.

Ogni paziente è stato valutato attraverso l'AOFAS score nel preoperatorio e durante i vari follow-up. Il punteggio assegnato in base alla valutazione clinica complessiva va da 100 punti, assegnati ad una tibiotarsica normale, a 0 punti. In base al punteggio ottenuto, si definisce il risultato clinico: eccellente (80-100), buono (70-79), discreto (60-69), scarso (< 59).

Al momento del controllo sono state valutate radiografie standard in carico in antero-posteriore, laterale, in massima dorsiflessione e plantarflessione e confrontate con quelle dei controlli precedenti. Le radiografie sono state esaminate sulla base degli studi di Unger [12] e Weseley [13] (Fig. 1).

Abbiamo voluto studiare inoltre la motilità della tibio-tarsica protesizzata sotto carico, in massima plantarflessione e in massima dorsiflessione, per poter paragonare questi valori con ciò che

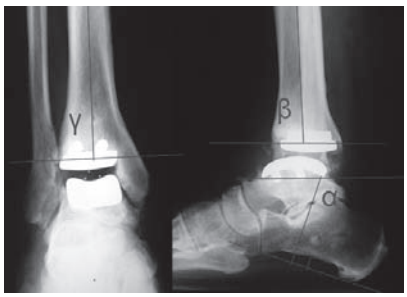


Fig. 1. Calcolo degli angoli per la misurazione della migrazione delle componenti proteiche.

misuriamo durante il cammino in condizioni quindi non passive, ma dinamiche (Fig. 2).
Per quanto riguarda le radiolucenze, sono state esaminate le radiografie nei controlli post-operatori come indicato in Figura 3.

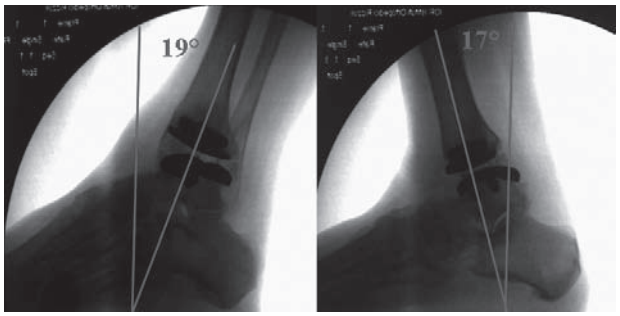


Fig. 2. Massima dorsiflessione e massima plantarflessione delle protesi BOX in ortostatismo. Si prende in considerazione l'asse anatomico metadiafisario laterale della tibia come asse di riferimento per calcolare gli angoli di plantarflessione e di dorsiflessione. Questi angoli vengono misurati utilizzando due radiografie, in proiezione laterale, in carico, ponendo l'articolazione in massima flessione dorsale e plantare. Si considerano quindi l'asse metadiafisario della tibia e l'asse «plantare», cioè la linea parallela al suolo. L'intersezione delle due linee ci permette di calcolare l'angolo di massima flessione plantare e dorsale.

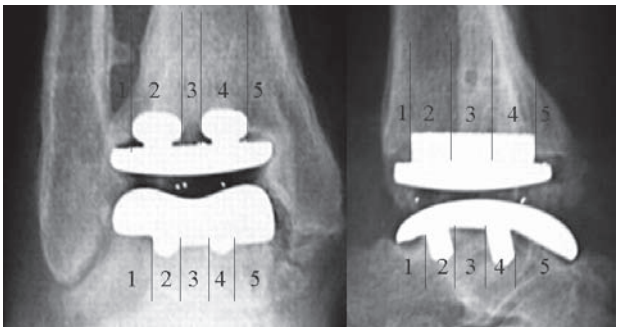


Fig. 3. Schematizzazione delle zone di potenziali radiolucenze esaminate.

RISULTATI

Durante l'intervento chirurgico si è reso necessario in 58 casi eseguire un allungamento del tendine d'Achille per migliorare l'escursione articolare della tibio-tarsica senza aumentare la resezione tibiale. In 7 casi si è reso necessario eseguire durante l'intervento di sostituzione protesica della tibio-tarsica una osteotomia metatarsale distale di sollevamento della testa per correggere il cavismo antero-interno del piede riducendo così l'effetto tripode potenziale causa di sublussazione del menisco mobile o di impingement laterale. In 5 casi in cui era presente un'artrosi secondaria ad un importante squilibrio capsulo-legamentoso si è eseguito anche una ricostruzione legamentosa prelevando parzialmente il tendine estensore comune delle dita. Dopo aver imbastito il tendine lo si è tunnelizzato nel perone e nell'astragalo e fissato tramite una controincisione mediale e una postero-laterale. In 3 casi si è posizionato una vite sindesmosica per ridurre la diastasi della pinza tibio-peroneale già presente prima dell'intervento come esito del pregresso trauma e in 2 casi si è eseguita una osteotomia varizzante di calcagno per riallineare il retropiede. Nella nostra casistica non abbiamo riportato complicanze intraoperatorie.
La valutazione clinica ha rilevato un AOFAS score pre-operatorio medio di 37,5 ± 15 mentre al follow-up massimo il punteggio medio è risultato essere di 80,1 ± 12. Il dolore, che rappresenta il dato clinico più importante, è risultato di entità lieve e principalmente correlato a lunghe distanze percorse, alla discesa delle scale o durante la fase attiva della malattia nei casi di artrite reumatoide.
La valutazione del movimento passivo della tibio-tarsica ha rilevato una dorsiflessione media di 9,8° e una plantarflessione media di 24,7°, al follow-up più lungo con un guadagno medio rispetto al pre-operatorio di 9,6° in dorsiflessione e di 9,1° in plantarflessione.
L'analisi radiografica dei controlli non ha evidenziato in nessun caso alterazioni del posizionamento delle componenti e nessuna zona di radiolucenza evolutiva. Le radiografie eseguite sottocarico in massima dorsiflessione e massima plantarflessione hanno rilevato una media di dorsiflessione di 9,2° e una plantarflessione media di 20,3°.
Abbiamo eseguito 2 re-interventi per impingement mediale con rimozione dell'osso eterotopico e artrolisi in 2 pazienti a distanza di 1 anno dall'intervento senza però rimuovere nessuna componente protesica. Abbiamo rimosso 1 sola protesi a distanza di 2 anni dall'intervento per una infezione in un paziente che aveva subito a distanza di 1 anno dall'intervento di sostituzione protesica una frattura di tibia distale trattata chirurgicamente con placca e viti. Abbiamo avuto 1 sola complicanza di guarigione della ferita risoltasi dopo medicazioni prolungate. La sopravvivenza dell'impianto è risultata essere pertanto del 98,9%.

DISCUSSIONE

I dati riportati in letteratura relativi all'utilizzazione delle protesi di tibiotarsica hanno portato molti chirurghi ad abbandonare questo tipo di impianto a favore dell'artrodesi di tibiotarsica. Questi dati si riferiscono a casistiche con indicazioni piuttosto allargate e all'utilizzazione di protesi con disegni che non rispettano completamente la fisiologia articolare e la biomeccanica della tibio-tarsica e dell'arto inferiore [14]. Dall'analisi della letteratura e dalla nostra esperienza clinica è emerso come le indicazioni per questo tipo di intervento siano limitate ai casi di artrosi al di sopra dei 50 anni o

al di sotto dei 50 anni ma con basse richieste funzionali, ai casi di artrite reumatoide con ridotti compensi funzionali per l'interessamento di altre articolazioni, ai casi di artrosi con meno di 25° di flesso-estensione nelle altre articolazioni del piede e ai casi che rifiutano l'artrodesi [15]. Queste indicazioni principali confermano che per il successo di una protesi di tibio-tarsica è necessario un ridotto livello di attività e quindi una ridotta sollecitazione meccanica della protesi. Per questo motivo è importante anche valutare e correggere preventivamente la presenza o meno di deformità a carico dell'anca e del ginocchio possibili cause di sovraccarichi. Altre controindicazioni relative a questo tipo di intervento sono rappresentate dalla presenza di un varismo o un valgismo del retropiede e da un'instabilità da squilibrio capsulo-legamentoso. Tali controindicazioni sono relative in quanto possono essere corrette precedentemente o durante lo stesso atto chirurgico di sostituzione protesica. Controindicazioni assolute sono invece rappresentate da marcata osteoporosi, particolarmente se a carico dell'astragalo, perché favorisce l'affondamento della componente astragalica, dalla presenza di disturbi neurologici severi, patologie vascolari importanti e da processi infettivi in atto.

I principali obiettivi nella chirurgia protesica della tibio-tarsica sono la risoluzione della sintomatologia dolorosa, il mantenimento della motilità articolare sia in termini di escursione articolare che di cinetica e cinematica e il ripristino della stabilità originaria dell'articolazione. A questi obiettivi principali occorre associare anche la possibilità di poter disporre di una protesi con una sopravvivenza simile a quella delle protesi d'anca e di ginocchio. Dalla revisione della letteratura le cause più frequenti di fallimento risultano essere le mobilizzazioni con affondamento e disallineamento delle componenti protesiche, l'instabilità articolare, il conflitto delle componenti protesiche con le strutture peri-articolari, le fratture malleolari, la formazione di osso eterotopico, la limitata motilità articolare, le infezioni e le tenovaginiti peroneali[4].

Dal nostro studio, ad un follow-up breve, sono emersi, da un punto di vista clinico, risultati soddisfacenti per questo nuovo modello protesico di terza generazione. La scarsità di dolore, importante nello svolgimento delle normali attività quotidiane, riscontrato in quasi tutti i pazienti rappresenta il raggiungimento del primo obiettivo dell'intervento di sostituzione protesica. I risultati radiografici hanno dimostrato la buona stabilità degli impianti protesici senza evidenziare mobilizzazioni delle componenti. L'escursione articolare richiesta durante la funzione è largamente all'interno dell'escursione massima della tibio-tarsica documentata dalla valutazione radiografica sotto carico. Il presente studio ha dimostrato che nei casi analizzati l'intervento di protesi di tibiotarsica BOX ha dato buoni risultati sia clinici che radiografici, permettendo di raggiungere un buon recupero della motilità e una buona stabilità.

BIBIOGRAFIA

1 Giannini S, Leardini A, O'Connor JJ. *Total Ankle Replacement: review of the designs and of the current status.* Foot & Ankle Surgery 2000;6:77-88.

2 McGuire MR, Kyle RF, Gustilo RB, et al. *Comparative analysis of ankle arthroplasty versus ankle arthrodesis*. Clin Orthop 1988;226:174-81,

3 Leardini A, Catani F, Romagnoli M, et al. *Total Ankle Replacement: rationale and history of the designs and recent advances.* Min Ortop Traumatol 2002;53:135-50.

4 Stengel D, Bauwens K, Ekkernkamp A, et al. *Efficacy of total ankle replacement with meniscal-bearing devices: a systematic review and meta-analysis*. Arch Orthop Trauma Surg 2005;125:109-19.

5 Corazza F, O'Connor JJ, Leardini A, et al. *Ligament fibre recruitment and forces for the anterior drawer test at the human ankle joint.* J Biomech 2003;36:363-72.

6 Corazza F, Stagni R, Castelli VP, et al. *Articular contact at the tibiotalar joint in passive flexion*. J Biomech 2005;38:1205-12.

7 Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, et al. *Kinematics of the human ankle complex in passive flexion - a single degree of freedom system.* J Biomech 1999;32:111-8.

8 Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, et al. *A geometric model for the human ankle joint*. J Biomech 1999;32:6585-91.

9 Leardini A, Catani F, Giannini S, et al. *Computer-assisted design of the sagittal shapes for a novel total ankle replacement.* Med Biol Eng Comput 2001;39;168-75.

10 Leardini A, Stagni R, O'Connor JJ. *Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex*. J Biomech 2001;34:805-9.

11 Leardini A. *Geometry and mechanics of the human ankle complex and ankle prosthesis design*. Clin Biomech 2001;16:706-9.

12 Unger AS, Inglis AE, Mow CS, et al. *Total ankle arthroplasty in rheumatoid arthritis: a long-term follow-up study*. Foot & Ankle 1998;8:173-9.

13 Weseley MS, Koval R, Kleiger B. *Roentgen measurement of ankle flexion-extension motion.* Clin Orthop 1969;65:167.

14 Wood PLR, Clough TM, Jari S. *Clinical comparison of two total ankle replacements*. Foot Ankle Int 2000;21:546-50.

15 S. Giannini, R. Buda, C. Faldini, F. Vannini, M. Romagnoli, G. Grandi, R. Bevoni, "How to treat severe post-traumatic arthritis of the ankle joint" J Bone Joint Surg Am, 2007 Oct ;89 Suppl 3:15-28

Overview

A. Pace

RIASSUNTO

Si analizzano i principali contributi originali italiani nel settore della Traumatologia, limitati all'ultimo ventennio. Nel campo della fissazione esterna vengono ricordati De Bastiani, Aldegheri, Renzi Brivio per il sistema Orthofix, e i colleghi dell'ospedale di Lecco per la diffusione della tecnica di Ilizarov in Italia e nel mondo occidentale. Nella ricerca applicata, Antonio Moroni si è dedicato allo studio del rivestimento di idrossiapatite su viti e fiches, che ne migliora la tenuta meccanica sull'osso, anche porotico. Nel campo dell'inchiodamento endomidollare si annoverano diversi contributi: Marchetti, Vicenzi, Impallomeni per l'invenzione del chiodo elastico a fascio; Maniscalco per il chiodo CLOS; Caiaffa per l'Endovis BA, Santori per il chiodo omerale retrogrado autobloccante. Nell'osteosintesi interna, Zinghi si è reso celebre per il trattamento delle fratture del bacino. La parte finale della rassegna viene dedicato agli Ortopedici italiani che, in Associazioni o gruppi di lavoro internazionali, partecipano allo sviluppo di nuove tecniche o impianti per la Traumatologia.

Parole chiave: contributo italiano, fissazione esterna, osteosintesi

SUMMARY

In this paper we review the most important original Italian contributions in the Trauma field during the last two decades. Concerning external fixation we quote De Bastiani, Aldegheri, Renzi Brivio for the Orthofix system, as well as the colleagues of the Lecco Hospital for spreading Ilizarov's technique in Italy and in the western world. As far as applied research is concerned, Antonio Moroni dedicated his work to the hydroxyapatite coating on screws and pins, which improves their mechanical hold on the bone, even if osteoporotic. In the field of intramedullary nailing we have various contributors: Marchetti, Vicenzi, Impallomeni for inventing the elastic bundle nail; Maniscalco for the CLOS nail; Caiaffa for the Endovis BA; Santori for the self-locking retrograde humeral nail. About internal fixation, Zinghi has become famous for the treatment of pelvic fractures. The final part of this review is dedicated to those Italian orthopaedic surgeons who, within international Associations or working groups, take part in the development of new techniques or implants for Traumatology.

Key words: italian contribution, external fixation, osteosynthesis

Fondazione Istituto San Raffaele – G. Giglio di Cefalù (PA)

Indirizzo per la corrispondenza:
Antonio Pace, Fondazione Istituto San Raffaele – G. Giglio di Cefalù, Contrada Pietrapollastra, Pisciotto, 90015 Cefalù (PA). Tel.: +390921920 624. E-mail: antonio.pace@aoalumni.org

La storia non recente dell'Ortopedia e Traumatologia è ricca di contributi italiani significativi. Basti pensare a due colleghi che sono diventati famosi nel mondo per avere dato il proprio nome a particolari fratture dell'avambraccio: mi riferisco a Giovanni Battista Monteggia e a Riccardo Galeazzi. Non è questa la sede per citare gli altri validi contributi italiani nel campo traumatologico, dovendo la mia relazione essere limitata all'ultimo ventennio.

Molti dei recenti contributi italiani sono legati alla scoperta o alla messa a punto di tecniche e/o di sistemi caratteristici del trattamento delle fratture: cominceremo questo excursus dalla fissazione esterna, che in Italia, per tradizione, è sempre stata ed è ancora oggi molto diffusa.

La Scuola di Verona ha dato uno sviluppo originale alla fissazione esterna, intesa sia come apparecchio (fissatore esterno assiale dinamico Orthofix™), sia come mezzi di connessione con l'osso (le *fiches* filettate coniche), sia come concetto di dinamizzazione della frattura. Lo stesso apparecchio viene anche utilizzato per la callotassi e l'allungamento degli arti.
I principali autori di tale innovazione, G. De Bastiani, R. Aldegheri e L. Renzi Brivio, pubblicarono nel 1984 un articolo sul JBJS riguardante 288 pazienti con fratture recenti e 50 pazienti con fratture non consolidate [1]. La facilità d'uso e la velocità di impiego del fissatore, la possibilità di successive correzioni e di stimolo del callo di frattura furono le caratteristiche vincenti di questa metodica di stabilizzazione delle fratture. L'apparecchio fu successivamente modificato per permetterne un utilizzo più vasto e la sua diffusione oltrepassò i confini nazionali e continentali.

Parlando di fissazione esterna non si può dimenticare il lavoro svolto dai colleghi dell'Ospedale di Lecco, che hanno importato prima e applicato poi con metodo scientifico e con pieno successo la tecnica di Ilizarov. Se i rivoluzionari principi di Ilizarov sulla corticotomia e sulla rigenerazione ossea mediante distrazione sono divenuti patrimonio della scienza e della tecnica ortopedica del mondo occidentale, ciò lo si deve inizialmente all'intuizione di Benedetti, Bombelli e Bianchi Maiocchi, che hanno invitato Ilizarov in Italia e hanno tradotto i suoi testi russi, e successivamente al lavoro svolto da Cattaneo, Catagni e Villa dell'Ospedale di Lecco, divenuto in breve tempo il punto di riferimento mondiale di tale innovativa tecnica.

Molti dei principali sistemi di stabilizzazione ossea basano la loro efficacia sulla tenuta delle viti nell'osso: la stabilità di una placca tradizionale dipende completamente dalla tenuta delle viti nel tessuto osseo; la stabilità di un fissatore esterno, costruito in tutto o in parte con connessioni all'osso mediante le viti di Schanz, dipende dalla tenuta di queste nell'osso. È esperienza comune che quanto più l'osso è porotico, tanto minore è la tenuta delle *fiches* o delle viti. Inoltre la lunga permanenza delle viti di Schanz attraverso i tegumenti dell'arto finisce per determinare una infezione dei tramiti, superficiale e/o profonda, che complica il decorso del trattamento. A. Moroni, del Rizzoli di Bologna, ha condotto negli anni '90 delle ricerche sulla tenuta delle viti rivestite di idrossiapatite [2]. Gli studi iniziali, condotti su modelli sperimentali animali, furono successivamente confermati anche nell'uomo. Grazie ai suoi lavori sul miglioramento dell'interfaccia osso-*fiches*, è stato possibile aumentare notevolmente la tenuta nell'osso delle viti di Schanz del fissatore esterno, e diminuire allo stesso tempo la percentuale di infezione dei tramiti. In un'epoca in cui gli anziani, e le fratture che li coinvolgono, sono in continuo aumento, avere a disposizione delle *fiches* per il fissatore esterno, o delle viti per le placche, con una tenuta adeguata anche nell'osso porotico, rappresenta certamente un progresso importante. I suoi lavori scientifici, sperimentali e clinici, sono stati pubblicati sulle principali riviste indicizzate sia nazionali che internazionali.

Un mezzo di sintesi che ha rivoluzionato il trattamento delle fratture diafisarie è stato il chiodo endomidollare. Con il successivo avvento del blocco statico e dinamico, è stato possibile utilizzare questo impianto con successo anche in fratture meta-diafisarie, per cui oggi la grande maggioranza delle fratture extra-articolari trova nel chiodo endomidollare la migliore soluzione come mezzo di osteosintesi. La tecnica chirurgica non è semplice, specialmente se effettuata a cielo chiuso, e presenta vari possibili problemi: difficoltà nel bloccaggio del moncone osseo distale (o prossimale nell'inchiodamento retrogrado) con aumentato tempo di esposizione alle radiazioni ionizzanti, danno vascolare endosseo per un alesaggio eccessivo, grande rigidità dell'insieme osso-impianto utilizzando chiodi grossi, "gap" in sede di frattura, ecc.

Alla fine degli anni '80, presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli, i colleghi P. Marchetti, G. Vicenzi e C. Impallomeni [3] mettono a punto un nuovo chiodo endomidollare, denominato "universale" ed "elastico": universale perché utilizzabile in quasi tutte le ossa lunghe (ad eccezione di radio e ulna); elastico perché meno rigido dei chiodi bloccati tradizionali e disegnato in modo tale da superare i problemi che avevano afflitto altri tipi di chiodi endomidollari elastici come quelli di Rush o di Ender. Inoltre il nuovo chiodo possedeva due caratteristiche vantaggiose: 1) non necessitava di viti di bloccaggio distali, per cui l'intervento era più breve e si diminuivano i tempi di esposizione ai raggi X; 2) non necessitava di alesaggio del canale midollare e quindi era più "biologico". In quel periodo il concetto di osteosintesi elastica si contrapponeva a quello di osteosintesi rigida, tipica della tecnica AO. L'osteosintesi elastica veniva dai suoi fautori giudicata come "biologica" in quanto favoriva la naturale formazione del callo osseo, che nell'osteosintesi rigida era considerato non necessario e talvolta dannoso.
I risultati dei primi 560 interventi furono buoni, anche se si rendeva talvolta necessario utilizzare un tutore di immobilizzazione nell'arto affetto. Con l'estendersi dell'uso dell'impianto in altre mani e per le fratture diafisarie più distali si osservarono alcuni limiti di tale inchiodamento: stabilità della frattura non sempre sufficiente, soprattutto nel femore; blocco del moncone distale non sempre adeguato; problemi all'atto della rimozione del chiodo, soprattutto a livello omerale.

All'inizio degli anni '90, in cui l'inchiodamento endomidollare bloccato era molto diffuso, ed erano noti i problemi legati alla persistenza di un gap nel focolaio di frattura, il collega P. Maniscalco di Siena, riprese una vecchia idea di compattazione dei monconi ossei utilizzata all'Istituto Rizzoli e creò un nuovo chiodo endomidollare, denominato CLOS, per l'omero prima e successivamente per il femore e la tibia [4]. La caratteristica principale di questo impianto era che, dopo avere bloccato il frammento distale in modo statico e quello prossimale in modo dinamico, si poteva avvicinare il frammento distale a quello prossimale, fino a mettere in compressione la frattura mediante l'introduzione di una vite che richiamava il frammento distale. L'idea vincente fu poi "copiata" da altri autori e oggi molti chiodi endomidollari presentano questo accorgimento tecnico.

In tempi più recenti, i colleghi Santori di Roma hanno messo a punto un chiodo endomidollare retrogrado per l'omero, denominato EXP [5]. La scelta della via retrograda è sembrata necessaria agli autori per l'alta frequenza di dolore cronico alla spalla riportato in letteratura nei pazienti sottoposti ad inchiodamento anterogrado. Le ben note difficoltà al bloccaggio con viti (guidato dall'amplificatore di brillanza) ha inoltre spinto gli autori ad ideare un sistema autobloccante, tramite un filo metallico curvo che, introdotto nella cannulazione del chiodo, va a piazzarsi nell'epifisi omerale, stabilizzandola.
I risultati della casistica (meno del 2% di fallimenti) pubblicata nel 2005 sono incoraggianti, anche se i casi trattati sono ancora troppo pochi (98 casi), per un giudizio conclusivo.

Le fratture della regione trocanterica del femore rappresentano una vera e propria "epidemia" ortopedica per l'aumento degli anziani nel nostro secolo: non ci stupisce quindi lo sforzo ideologico e tecnologico per trovare nuove e più vantaggiose soluzioni al problema. Un contributo italiano in questo campo è rappresentato dal disegno di un chiodo endomidollare per il femore prossimale chiamato Endovis BA, messo a punto dal collega V. Caiaffa nel 2000. Si tratta di un chiodo cefalo-midollare di piccole dimensioni (le più piccole fra i chiodi esistenti) che non necessita di alesaggio [6]. In tempi in cui la chirurgia mini-invasiva è tanto ricercata, un impianto che rimuova la minima quantità di tessuto osseo per la sua introduzione è certamente molto interessante. Uno studio multicentrico condotto dall'autore su 1091 pazienti mette in evidenza una percentuale di complicazioni del 3,5%, molto bassa rispetto a studi analoghi. Il dott. Caiaffa ha inoltre dimostrato come non sia

indispensabile il bloccaggio distale nella maggior parte delle fratture trocanteriche (31-A1 e -A2 della classificazione AO).

La cura delle lesioni traumatiche del bacino ha da sempre costituito una sfida per gli Ortopedici, a causa della complessità anatomica, delle vie di accesso d'uso non comune e della frequenza delle complicanze chirurgiche. Va dato merito a G. Zinghi del Rizzoli di Bologna di avere affrontato, per primo in Italia, in modo sistematico e razionale l'iter diagnostico e il trattamento chirurgico di queste complesse lesioni [7]. La sua casistica di oltre 1200 interventi di riduzione cruenta e osteosintesi interna di fratture dell'acetabolo gli ha permesso di pubblicare dei testi, dei quali l'ultimo è stato tradotto in lingua inglese e cinese.
Inoltre Zinghi ha promosso e continua a promuovere delle attività formative sull'argomento, al fine di diffondere questa metodica nel nostro paese. Oggi è Presidente dell'Associazione Italiana della Pelvi, che sta raccogliendo molti giovani Ortopedici che hanno abbracciato con interesse e motivazione lo studio e il trattamento di queste gravi lesioni, conoscenze oggi indispensabili nella ottimale gestione dei pazienti politraumatizzati afferenti ai nostri Dipartimenti di Emergenza.

Fin qui ho citato contributi di singoli colleghi ortopedici che hanno legato il loro nome alla ricerca, alla tecnica o al sistema di stabilizzazione ossea da essi inventato. Esistono però nel mondo Associazioni e gruppi di lavoro, in cui vari ricercatori o medici ortopedici italiani collaborano in progetti, che possono divenire poi contributi importanti per la Traumatologia. La Fondazione AO, che ha come missione l'ottimizzazione della cura dei pazienti traumatizzati, ha nel suo interno numerosi gruppi di lavoro, in alcuni dei quali sono presenti colleghi italiani: mi sembra doveroso citare qualche esempio: Federico Santolini dell'Ospedale San Martino di Genova, membro dell'*AO Expert Group* sulla fissazione esterna sta contribuendo alla realizzazione di nuovi sistemi in questo campo; M. Oransky di Roma, membro dell'*AO Pelvic Group*, ha contribuito all'evoluzione degli strumentari e degli impianti per le fratture del bacino e ha curato la sezione, insieme agli altri membri dello stesso gruppo, dell'*AO Surgery Reference* (vero e proprio Manuale *on line* di tecnica di osteosintesi consultabile in Internet) riguardante le fratture dell'acetabolo; Fabio Castelli di Milano e io stesso abbiamo curato, insieme ad altri autori stranieri, il primo modulo dell'*AO Surgery Reference* riguardante le fratture della diafisi tibiale.
Infine numerosi membri dell'Associazione AO di Traumatologia in Italia, denominata Italian Chapter, hanno collaborato e continuano a collaborare attivamente, sia nel campo della sperimentazione clinica in ospedali pilota, che nell'insegnamento delle più moderne e innovative tecniche di osteosintesi: vedi i "fissatori interni" (sistema LISS e sistema LCP, prodotti dalla SYNTHES), vedi la "tecnica MIPO" (espressione mini-invasiva della sintesi interna extramidollare).

BIBLIOGRAFIA

1. De Bastiani G, Aldegheri R, Renzi Brivio L. *The treatment of fractures with a dynamic axial fixator.* J Bone Joint Surg Br 1984;66:538-45.
2. Moroni A, Orienti L, Stea S, et al. *Improvement of the bone-pin interface with hydroxyapatite coating: an in vivo long-term experimental study.* J Orthop Trauma 1996;10:236-42,
3. Marchetti PG, Vicenzi G, Impallomeni C. *A New nail for elastic intramedullary internal fixation.* J Bone Joint Surg 1997;79-B (Suppl. 1):88-9.
4. Maniscalco P, Rivera F, Bertone C, et al. *Three years of experience with the clos nail for tibial shaft fractures*. Acta Biomed 2002;73:57-61.
5. Santori N, Rendine M, Fredella N, et al. *Sistema di inchiodamento omerale retrogrado autobloccante EXP: la nostra esperienza.* GIOT 2005;31:151-8.
6. Caiaffa V, di Viesto M, de Vita D, Freda V. *Le fratture laterali del collo femore: un nuovo mezzo di sintesi endomidollare*. Atti del 89° Congresso SIOT Napoli, 24-28 Ottobre 2004: 35
7. Zinghi G, Trono M. *Acetabular fractures.* Chir Organi Mov 2003;88:247-52.

Sintesi elastica intramidollare nelle fratture omerali (studio multicentrico)

Intramedullary elastic fixation in humeral fractures (multicentric study)

P.F. Tampieri*, C. Impallomeni, M. Palmonari*, G. Vicenzi***

RIASSUNTO

L'inchiodamento endomidollare è considerato il gold standard nelle fratture diafisarie dell'omero. Lo scopo di questo studio è quello di rivalutare i risultati clinici e radiografici delle fratture diafisarie dell'omero trattate con il chiodo elastico di Marchetti-Vicenzi. Il chiodo elastico è formato da una componente prossimale adattata per l'applicazione dell'impattatore-estrattore e di una porzione distale composta dai chiodi secondari pre-sagomati per scattare e divergere contemporaneamente grazie ad un meccanismo di estrazione. Tra il settembre 1993 e il dicembre 2007 abbiamo trattato 450 fratture omerali (245 uomini e 205 donne) con il chiodo elastico. L'età media era 35,5 anni. Tutti i casi sono stati seguiti secondo il medesimo protocollo. Le fratture sono state classificate secondo il sistema AO e sono state divise nei seguenti gruppi:165 tipo A, 215 tipo B e 80 tipo C. La via d'accesso chirurgica è attraverso l'apice della fossa olecranica. Una volta introdotto il chiodo e liberate le code, queste divergono automaticamente nell'epifisi prossimale dell'omero permettendo al chiodo un bloccaggio elastico. Distalmente il chiodo si può bloccare con una vite.
Il chiodo elastico garantisce una fissazione delle fratture e permette una rapida ripresa della riabilitazione.

Parole chiave: fratture omerali, inchiodamento endomidollare, chiodo elastico

SUMMARY

Intramedullary nailing is considered to be the method of choice for humeral diaphyseal fractures. The aim of this study is to evaluate the clinical and radiographic results of humeral fractures treated using the Marchetti-Vicenzi elastic nail. The elastic nail consists of a cylindrical proximal component tapered for the application of the impactor-extractor, distally containing the proximal ends of four or five secondary nails preloaded to diverge and held together by a retaining system. From September 1993 to December 2007 we treated 450 humeral fractures (245 male and 205 female) with elastic nailing. The mean age was 35.5 years. Nearly all the cases were followed up and all of them underwent the same protocol of treatment. The fractures were classified according to the AO system and were divided into the following fracture types: 165 type A, 215 type B and 80 type C. The surgical approach is through the olecranic fossa apex. Once introduced, the proximal end of the nail locks automatically by diverging the secondary nails in the proximal humeral epiphysis. Distally, the elastic nail is locked with a crossbolt. The elastic nail enables stable fixation of fractures and allows early rehabilitation

Key words: humeral fractures, intrameddulary nailing, elastic nail

*Dipartimento di Ortopedia e Traumatologia - Imola (BO);**Dipartimento di Ortopedia e Traumatologia, Università di Messina

Indirizzo per la corrispondenza:
Massimo Palmonari, Divisione Ortopedia e Traumatologia, Ospedale S. Maria della Scaletta, Via Montericco 4, 40026 Imola (BO). E-mail: massimopalmonari@yahoo.it

INTRODUZIONE

L'inchiodamento endomidollare può essere considerato il gold standard nel trattamento delle fratture dell'omero in accordo con l'attuale tendenza a trattare le fratture diafisarie e meta-diafisarie il più precocemente possibile senza l'apertura del focolaio di frattura [1-5]. L'utilizzo del chiodo ad inserzione prossimale può dare una stabile fissazione della frattura ma presenta molti rischi ed inconvenienti relativi all'approccio chirurgico (rigidità di spalla lesioni alla cuffia dei rotatori) e al bloccaggio prossimale (come lesioni neuro-vascolari ascellari) [6-10]. Per evitare questi problemi nel 1993 abbiamo iniziato ad utilizzare il chiodo elastico. Questo chiodo è costituito da un corpo cilindrico filettato per essere fissato all'impattatore e all'estrattore ed angolato di 30° per un'azione antirotazionale: la parte cilindrica contiene i chiodi secondari in numero di 4, 5, 6. Questi sono pre-caricati elasticamente per divergere una volta che il filo centrale che li tiene uniti, sia stato tolto. Quando il chiodo supera il sito di frattura i chiodi secondari vengono rilasciati e inseriti nella regione meta-epifisaria ottenendo un automatico bloccaggio distale. L'elasticità del chiodo permette micro-movimenti nel focolaio di frattura che aiutano la formazione del callo osseo [11]. In questo studio multicentrico sono riportati i risultati di 450 casi di frattura omerale trattati con il chiodo elastico

MATERIALE E METODO

Il chiodo omerale ha un corpo cilindrico prossimale (diametro 8, 9, 10) che è angolato posteriormente a 30° per fornire una buona stabilità antirotazionale ed è filettato all'interno per ricevere l'impattatore o l'estrattore. L'estremità distale del corpo accoglie 4, 5 o 6 chiodi secondari che sono precaricati per divergere. Il chiodo è mantenuto chiuso da un filo metallico che sporge prossimamente e passa distalmente attraverso dei piccoli cerchi all'estremità di

ogni chiodo secondario. Rimuovendo il filo metallico in direzione disto-prossimale il chiodo si apre. I chiodi secondari una volta liberati divergono e sono spinti ad ancorarsi nell'osso spongioso meta-epifisario dell'omero prossimale. Quando necessario il chiodo può essere bloccato con una vite in diagonale. L'apice del chiodo è smussa per facilitare la sua inserzione e scivolare lungo la corticale. Le indicazioni all'uso del chiodo elastico omerale sono le stesse dei chiodi bloccati, con il limite distale di 2-3 cm superiormente alla fossetta olecranica e prossimamente il collo chirurgico. È nostra opinione che non siano indicati per le fratture esposte per le quali soni indicati i fissatori esterni. Il paziente è posizionato in posizione prona con l'arto affetto abdotto (70°-90°) su di un piano radiotrasparente ed il gomito flesso a 90°. In qualche caso (politraumi o fratture prossimali) si potrebbe scegliere la posizione supina. Attraverso un approccio trans-tricipitale il chiodo viene infisso 2 cm sopra alla fossetta olecranica. Il foro di inserzione è progressivamente allargato con punte di trapano da tre fino a sei mm. Il filo guida è inserito solo per 10-12 mm nel canale midollare e l'alesaggio è fatto per 6-7 cm nella porzione distale del canale midollare fino a 10 mm di diametro. Il filo guida è rimosso e il chiodo viene inserito sotto il controllo dell'amplificatore di brillanza fino a quando non supera la rima di frattura. Solo allora, ritirando il filo metallico, i chiodi secondari si liberano e il chiodo viene ulteriormente inserito, i chiodi secondari divergendo progressivamente si ancorano solidamente nella spongiosa metaepifisaria prossimale. Una volta che il chiodo è completamente inserito può essere bloccato distalmente con una vite passante attraverso la componente cilindrica. Nel postoperatorio generalmente l'arto è posto in un bendaggio post-operatorio per 10-12 gg. Vengono incoraggiati movimenti progressivi passivi ed attivi del polso gomito e spalla. In caso di frattura instabile o comminuta questo bendaggio può essere mantenuto per 3-4 settimane. La seguente statistica è il risultato di uno studio multicentrico dove 450 fratture sono state trattate dal settembre 1993 al dicembre 2007. La quasi totalità dei casi è stata rivista e tutti i casi hanno seguito lo stesso protocollo di trattamento. Le fratture sono state classificate secondo la classificazione AO e così divise: 165 tipo A, 250 tipo B, 80 tipo C. I pazienti erano 245 maschi e 205 femmine con un'età media di 35,5 anni. Nessuna complicanza generale si è verificata. Si sono verificate 6 paralisi di n. radiale risoltesi in 4 mesi, due pazienti hanno subito la frattura sovracondilare durante l'inserzione del chiodo trattata con viti.

Fig. 1. Il chiodo elastico di Marchetti-Vicenzi.

RISULTATI

I criteri utilizzati per la valutazione dei risultati hanno incluso: tempo di guarigione della frattura e ROM spalla e gomito. Il tempo medio di guarigione radiografica è stato di 9,8 settimane e le fratture guarite dopo 4 mesi sono state considerate come risultati modesti. I risultati funzionali sono stati valutati secondo il protocollo di Shazar. Combinando tutti questi parametri con i dati clinici (sintomatologia locale e generale e soprattutto soddisfazione del paziente) abbiamo ottenuto 371 risultati buoni (82,4%), 49 risultati modesti (10,8%) e 30 risultati scarsi (6,6%).

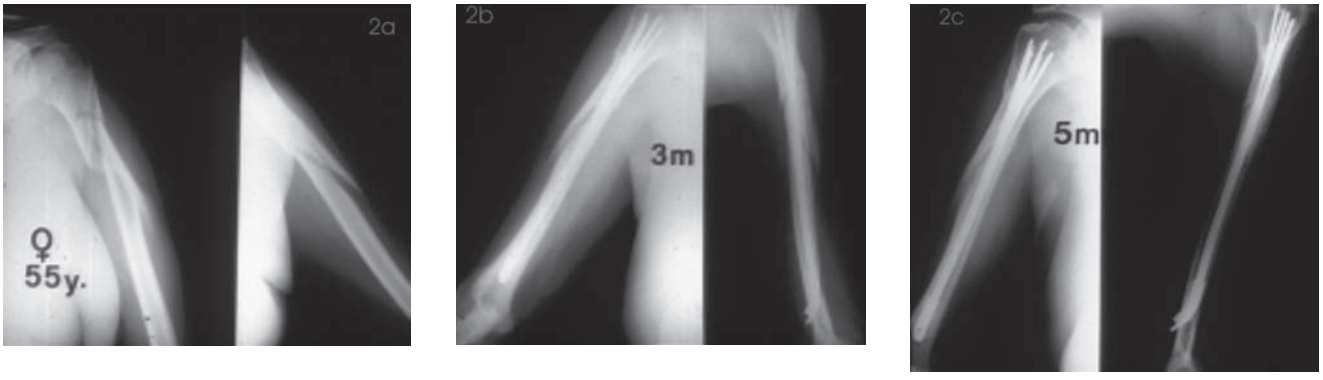


Fig. 2. Caso clinico- Femmina, 55 aa. Frattura omerale (A). A 3 mesi: formazione di un buon callo osseo (B). Frattura ben consolidata a 5 mesi (C).

DISCUSSIONE E CONCLUSIONE

In base alla nostra attuale e tutto sommato considerevole esperienza, l'inchiodamento elastico intramidollare delle fratture diafisarie d'omero e di alcune fratture prossimali d'omero, ha dimostrato di essere metodo capace di produrre una alta percentuale di buoni risultati. Nel confronto con i tradizionali chiodi bloccati, esso offre i seguenti vantaggi: approccio distale, automatico bloccaggio prossimale, fissazione stabile ma elastica. Bisogna puntualizzare che la fissazione elastica intramidollare è una metodica con delle regole che vanno rispettate sia nella fase chirurgica che post chirurgica [12-15]. Il mancato rispetto di queste regole può inficiare i risultati del trattamento [16].

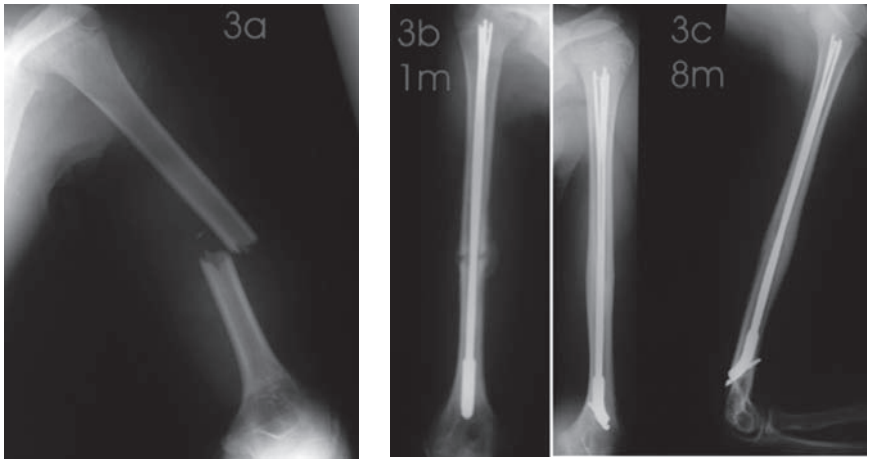


Fig. 3. Caso clinico- Maschio, 16 aa. Frattura omerale al 1/3 medio tronca (A). Controllo ad un mese: presenza di callo osseo (B). Evoluzione a 8 mesi (C).

BIBLIOGRAFIA

1. Mc Kibbin B. *The biology of fracture healing in long bone*. J Bone Joint Surg 1978;60B:150-62.
2. Goodship AE, Kenwright J. *The influence of induced micromoviment upon the healing of experimental tibial fracture*. J Bone Joint Surg 1985;67B:650-5.
3. Gustilo RB. *Management of open fractures and their complications*. Philadelphia: WB Saunders 1984.
4. Rokkanen P, Slatis P, Vankka E. *Closed and open intramedullary nailing of femoral fracture. A comparison with conservatively treated cases*. J Bone Joint Surg 1979;51B:313-23.
5. Sarmiento A, Shaeffer JF, Beckman L, et al. *Fracture healing in rat femoral as affected by functional weight bearing*. J Bone Joint Surg 1977;59A:369-75.
6. Küntscher G. *Practice of intramedullary nailing*. Springfield: Charles C. Thomas 1967.
7. Kempf I, Jager JH, Clavert JM, et al. *L'enclourage centromedullaire avec aleasage. Critique theorique et experimentale des principes de Küntscher*. Rev Chir Orthop 1978;64:629-34.
8. Kempf I, Grosse A, Lafforgue D. *L'apport du verouillage dans l'enclouge centro-medullaire des os longs*. Rev Chir Orthop 1978;64:635-51.
9. Husby O, Indrekvam K, Molster AO, et al. *Immediate strain shielding after reaming and nailing*. Acta Orth Scan 1989;345-8.
10. Seligson D. *Concepts in intramedullary nailing*. Orlando, FL: Grune & Stratton 1985.
11. Firica A, Popescu R. *L'osteosynthese stable elastique, nouveau concept biomecanique*. Rev Chir Orthop 1981;67(Suppl. 2):82-91.
12. Marchetti PG, Vicenzi G, Impallomeni C. *A new nail for elastic intramedullary fixation in fractures and pseudarthroses of the femur and tibia*. Orthopaedics Int Ed 1994;2:404-16.
13. Marchetti PG, Vicenzi G, Impallomeni C. *Treatment of leg fractures in athletes with 'elastic' nail*. Sports Traumatology 1995;17:8-16.
14. De Vega Zamora T, Ferrer Domìnguez J, Seguro Rodrìgues A, et al. *Osteosynthesis with the intramedullary Marchetti - Vicenzi's nail in diaphyseal fractures of femur and tibia*. Rev Soc And Traum y Ort 1995;15:97-104.
15. Simon P, Geraud HO, Rinn E, et al. *The Marchetti bundle nail for femoral shaft fractures:a review of 56 cases*. Int Orthop (SICOT) 1997;21:318-22.
16. Hargreaves DG, Warren PJ, Pereira JA, *Hollingdale JP. Complication following the use the Marchetti flexible intramedullary nai*l. Injury 1996;27:735-8.

Chiodo retrogrado autobloccante omerale EXP: razionale, tecnica, risultati clinici

Retrograde self locking humeral nail: rationale, technique and clinical results

N. Santori, M. Rendine*, M. Tonci Ottieri della Cjaia, F.S. Santori*****

RIASSUNTO

Il trattamento chirurgico delle fratture diafisarie omerali è indicato per le fratture traverse scomposte, le fratture patologiche, le pseudoartrosi, le fratture con deficit del nervo radiale, e le fratture oblique dopo fallimento del trattamento conservativo.
Gli autori presentano i loro risultati con un nuovo chiodo autobloccante ad introduzione retrograda.
Sono stati trattati 98 pazienti con il chiodo cannulato retrogrado EXP (Lima LTO). Il bloccaggio prossimale si ottiene grazie alla fuoriuscita di un filo metallico dall'estremità prossimale del chiodo. Distalmente il chiodo presenta due alette, disegnate per posizionarsi sulla colonna mediale e laterale della fossa olecranica e garantire un adeguato controllo dei movimenti rotatori e di trazione.
Il tempo medio chirurgico è stato di 40 minuti (min. 30 – max. 110). L'esposizione radiologica in media è stata di 1 minuto e 40 secondi.
La consolidazione è stata ottenuta in 60 delle 61 fratture traumatiche e la stabilità è stata raggiunta in tutti i casi di lesioni prefratturative e fratture patologiche. Tutte le pseudoartrosi eccetto una sono guarite in 2,6 mesi di media. Di 10 pazienti obesi ne sono guariti 9. Nessun paziente ha riportato dolore cronico di spalla.
Il chiodo omerale EXP garantisce una soddisfacente stabilità, è cannulato e richiede una esposizione radiologica molto limitata.

Parole chiave: Fratture diafisarie omerali, inchiodamento retrogrado, esposizione radiologica

SUMMARY

Operative treatment of diaphyseal humeral fractures is indicated for transverse displaced fractures, pathological or impending fractures, non unions, fractures with radial nerve palsy and oblique fractures after conservative treatment failure.
We present our results with new retrograde self-locking nail.
We treated 98 patients with the cannulated retrograde EXP nail (LIMA LTO). In this device, proximal locking is obtained by the angled protrusion of a wire from the nail proximal extremity.
Distally, the EXP nail has two little wings shaped to sit on the medial and lateral columns of the olecranic fossa and thus provide an effective rotational and traction control.
Average surgical time was 40 minutes (min 30 – max 110). Average radiation exposure was 1 minute and 40 seconds.
Union was obtained in 60 the 61 primary fractures and stability was secured for all the impending and pathological cases. All but 1 non-union healed after an average of 2.6 months. Overall 9 of the 10 obese patients healed. No patients suffered shoulder pain.
EXP humeral nail provides satisfactory stability, it is cannulated and requires minimal radiation exposure.

Key words: humeral shaft fractures, retrograde nailing, radiological exposure

Rome American Hospital; *Ospedale San Carlo di Nancy; **Bioachitecture; ***Ospedale San Pietro Fatebenefratelli, Roma

Indirizzo per la corrispondenza:
Dott. Nicola Santori, Centro Diagnostico, Via F.A. Pigafetta 1, 00154 Roma.
E-mail: nicsanto@libero.it

INTRODUZIONE

Il trattamento ideale delle fratture diafisarie dell'omero è quello conservativo [1] visto anche che, in questa sede, accorciamenti fino a 2 cm e difetti di rotazione fino a 20°, sono ben tollerati sia dal punto di vista funzionale che estetico [2].
Le fratture che necessitano di trattamento chirurgico sono quelle trasverse, le oblique, le patologiche, e le condizioni prefratturative di origine neoplastica. Altre fratture che possono richiedere un trattamento cruento sono quelle nei pazienti obesi che non riescono a tollerare alcun tipo di immobilizzazione.
Ad oggi non si ha un consenso unanime sul trattamento chirurgico ottimale di queste fratture. Il trattamento con placche, pur consentendo una riduzione anatomica ed una fissazione interna stabile, presenta numerosi problemi: la necessità di una estesa dissezione chrurgica, una discreta incidenza di pseudoartrosi [3 4] soprattutto in presenza di osteoporosi [5] ed infine lesioni iatrogene del nervo radiale.
Il chiodo di Kuntscher ed altri sistemi endomidollari come il chiodo di Rush, di Marchetti o di Seidel [6-8], hanno il limite di non garantire un'adeguata stabilità in rotazione al focolaio di frattura.
Si è andato quindi diffondendo, negli ultimi anni, l'inchiodamento endomidollare bloccato [9 10]. Questo può essere eseguito sia con tecnica anterograda che retrograda. Nel primo caso la tecnica prevede il passaggio del mezzo di sintesi attraverso la cuffia dei rotatori. Questa metodica è risultata però essere causa di una alta incidenza di dolori cronici di spalla ed una diminuzione dell'arco del movimento [11].

Nella tecnica retrograda si utilizza una via d'accesso posteriore a livello della fossa olecranica [9-12] risparmiando le strutture anatomiche della spalla. Studi biomeccanici su cadavere hanno dimostrato come questa tecnica sia in grado di fornire una maggiore stabilità rispetto all'inchiodamento per via anterograda, soprattutto per le fratture che coinvolgono il terzo distale della diafisi omerale [13].

RAZIONALE DEL CHIODO RETROGRADO AUTOBLOCCANTE

Uno degli svantaggi della tecnica retrograda è la difficoltà di eseguire la fissazione prossimale. Nella zona prossimale del braccio, infatti, l'applicazione delle viti di bloccaggio comporta rischi a carico delle strutture nobili ed in particolare del nervo ascellare. Altro problema di questa metodica è la difficoltà tecnica legata al fatto che nell'omero si usano chiodi di diametro 7-9 mm con i fori per le viti di bloccaggio da 4,5 mm. Questo rende più complesso centrare il foro sotto scopia, sia per le piccole dimensioni del foro sia per la difficoltà dell'impiego dell'amplificatore di brillanza vicino all'ascella.
La nostra ricerca in questo settore si è sviluppata, a partire dall'inizio degli anni 90, cercando una soluzione che associasse i vantaggi dell'inserimento retrogrado del chiodo alla possibilità di ottenere un bloccaggio prossimale alternativo mantenendo tutti i vantaggi di un chiodo cannulato.
Il risultato è stato il chiodo EXP (Lima LTO, S. Daniele, Italia). Questo sistema è dotato di un meccanismo unico di bloccaggio prossimale ottenuto grazie alla fuoriuscita, dall'estremità prossimale dello stesso chiodo, di un filo metallico all'interno della spongiosa della testa omerale (Fig. 1). L'originalità del meccanismo consiste non tanto nella fuoriuscita del filo stesso ma nel fatto che questo si deforma a freddo mentre esce, modellandosi con una curvatura controllata. La deformazione a freddo dell'acciaio fa si che questo aumenti la sua durezza e rimanga solidamente stabile rispetto alla estremità prossimale del chiodo. È questa la differenza principale con mezzi di sintesi "elastici" che, erroneamente, possono essere paragonati al chiodo omerale EXP che è invece un mezzo di sintesi rigido e non elastico. La fuoriuscita del filo si ottiene in modo semplice e rapido ruotando una manopola, posta sulla parte posteriore del sistema di inserimento del chiodo mentre il meccanismo che modella a freddo il filo è inserito nella testa del chiodo. Il chirurgo ha la possibilità, una volta ridotta la frattura ed inserito il chiodo, di ottenere con bassa esposizione radiologica la stabilizzazione prossimale del chiodo con estrema facilità. Se la frattura è particolarmente instabile, l'apice del filo può essere fatto penetrare, per ottenere una maggiore stabilità, nella corticale dell'omero prossimale.
Oltre al meccanismo di bloccaggio, vi sono altre peculiarità innovative di questo sistema. La prima è la forma asimmetrica della punta del chiodo, fatta per ottenere lo scivolamento sulla corticale interna dell'omero al momento dell'inchiodamento. La seconda, la più evidente visivamente, è la forma della porzione distale che presenta due piccole ali, disegnate per posizionarsi in corrispondenza della colonna laterale e mediale della fossa olecranica; esse garantiscono un controllo ottimale delle sollecitazioni in torsione. La stabilità distale può essere incrementata applicando delle viti nei fori presenti sulle due alette.

Fig. 1. Meccanismo di bloccaggio prossimale. Il filo metallico modellato a freddo nella sua fuoriuscita dal chiodo garantisce una valida stabilità torsionale.

TECNICA CHIRURGICA

Due note di tecnica sono essenziali per una facile esecuzione dell'inchiodamento retrogrado omerale: il corretto posizionamento del paziente sul letto operatorio e la attenta preparazione dell'accesso retrogrado al canale midollare.
Il paziente può essere disposto sia prono, sia supino sia infine in decubito laterale. Qualunque sia la posizione scelta è essenziale controllare che, con l'apparecchio di brillanza, sia possibile avere una buona visione del gomito e della testa omerale nelle due proiezioni e che sia possibile flettere il gomito oltre i 120°.

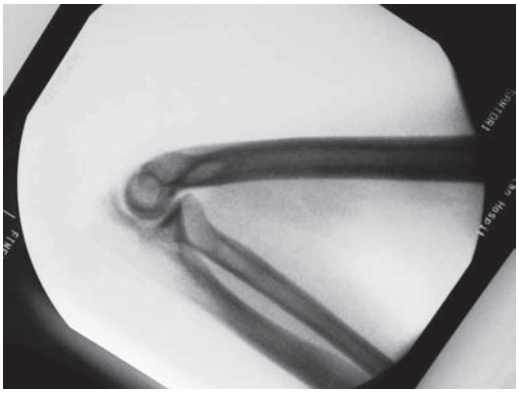


Fig. 2. Visione radiologica di un gomito in flessione. Volendo utilizzare l'accesso retrogrado al canale diafisario omerale, è necessario ed imperativo flettere il gomito oltre i 120° per rimuovere l'ingombro dell'olecrano.

Nella nostra esperienza preferiamo il posizionamento prono con braccio abdotto a 90° su tavolo radiotrasparente. L'apparecchio di brillanza è posizionato parallelamente al letto operatorio. Prima di allestire il campo chirurgico bisogna accertarsi che la flessione del gomito possa raggiungere 120-130° (Fig. 2).
Si effettua una incisione posteriore sopra dell'apice dell'olecrano che si estende per 4-5 cm prossimamente. Il tendine del tricipite viene inciso, il grasso extrasinoviale viene rimosso esponendo la fossa olecranica.
Il punto di ingresso è la chiave di volta per il successo dell'intervento. La posizione migliore corrisponde all'avvallamento prossimale della fossa olecranica, in modo tale da trovarsi, controllando con l'amplificatore di brillanza in proiezione laterale, in asse con la diafisi omerale. Importante è anche valutare, in proiezione anteroposteriore, di trovarsi al centro della proiezione del canale midollare. È fondamentale ricordarsi che, se il punto di entrata non è ben centrato nel canale in entrambi i piani, l'inserimento del chiodo risulterà sempre difficoltoso.
Una volta scelto il punto d'ingresso appropriato, si demarca tale punto sulla cartilagine tramite l'elettrobisturi. Due sono le tecniche per iniziare la preparazione del foro di accesso. Nella prima si effettua con una fresa da 6 mm un primo invito e si effettuano in linea con il primo foro altri 2 fori prossimalmente lasciando uno spazio di 2-3 mm tra un foro e l'altro. Il tessuto osseo tra i fori viene rimosso, creando un apertura ovale in corrispondenza dell'avvallamento prossimale della fossa olecranica (Fig. 3).
Nella seconda tecnica si utilizza un set di frese cannulate. Un filo guida di 3 mm è introdotto con il trapano nel punto di ingresso prescelto con direzione obliqua prossimalmente. Il foro viene allargato con una fresa cannulata da 6 mm. Il filo guida viene poi reintrodotto in direzione più obliqua e si utilizza nuovamente la fresa da 6 mm. Tale operazione viene ripetuta per 3 o più volte, abbassando progressivamente la mano, portando la direzione del filo più parallela possibile al canale omerale in proiezione laterale, tutte queste manovre devono avvenire sotto controllo dell'amplificatore di brillanza. La flessione del gomito oltre 120° è fondamentale per evitare conflitto con l'apice dell'olecrano. Una volta che si è ottenuta una direzione soddisfacente del filo guida, si utilizza una fresa cannulata rigida di 9 mm di diametro introducendola, con il gomito iperflesso, per 3-4 cm all'interno del canale omerale.
Qualunque sia la tecnica utilizzata, il foro di accesso deve essere molto obliquo e quindi apparire ovalizzato. Se il foro di ingresso non è sufficientemente obliquo ed il chiodo incontra resistenza durante la sua introduzione può verificarsi, anche se raramente, una fissurazione dell'osso circostante o una vera e propria frattura.

Fig. 3. Preparazione dell'accesso distale con la tecnica dei 3 fori. I tre fori disposti longitudinalmente vengono uniti a formare un unico foro molto ovalizzato permettendo l'inserimento del filo guida, e successivamente del chiodo, lungo l'asse omerale.

CASISTICA

Dal Marzo 1998 ad Aprile 2003 abbiamo impiantato 98 chiodi EXP (Lima LTO, S. Daniele, Italia) in 98 pazienti (45 maschi). L'età media è 45,8 anni (range 23-82). In 61 casi sono state trattate fratture traumatiche, in 13 casi fratture patologiche, in 7 casi lesioni prefratturative, in 17 casi si trattava di pseudoartrosi (Figg. 4a, 4b); i pazienti affetti da pseudoartrosi erano in media già stati sottoposti a 2,5 interventi. Delle 61 fratture traumatiche 34 sono classificabili come tipo A secondo la classificazione AO, 18 come tipo B e 9 come tipo C. Delle 34 fratture tipo A, 20 erano trasverse, 10 oblique e 4 spiroidi. Tutte le fratture erano chiuse. Dieci pazienti erano obesi. Tre pazienti erano affetti da paralisi pre-operatoria del N. radiale. In tutti questi casi è stata effettuata l'esplorazione del nervo radiale prima dell'inchiodamento.
Nel post-operatorio raccomandiamo per 4 settimane un tutore tipo *sling*; evitando i movimenti di rotazione dell'arto superiore. Al contrario raccomandiamo un precoce inizio dei movimenti passivi di flesso-estensione sia del gomito che della spalla.

RISULTATI

Il tempo chirurgico medio è stato di 40 min (range 30-110 min). L'esposizione radiologica media di 1 min e 40 sec (20 sec per il bloccaggio prossimale).
Il tempo medio per la consolidazione delle fratture traumatiche è stato di 7,5 settimane e quello per il ritorno alle attività quotidiane di 10 settimane. Non si sono riscontrate infezioni né complicanze vascolari e neurologiche
La consolidazione è stata ottenuta in 60 delle 61 fratture traumatiche, la stabilità è stata ottenuta in tutti i casi di fratture patologiche e di lesioni prefratturative trattate.
Le pseudoartrosi sono guarite in media in 2,6 mesi. Un unico caso di pseudoartrosi, in una paziente obesa di 65 anni, non è giunto a consolidazione. In altri due casi di pseudoartrosi, giunti comunque a consolidazione, si è avuta una rottura del mezzo di sintesi. Nel

Fig. 4a. Preoperatorio di pseudoartrosi omerale in paziente 71 aa. con 4 pregressi tentativi di osteosintesi.

Fig. 4b. 4 mesi dopo intervento di osteosintesi retrograda con EXP ed innesti è possibile osservare la completa guarigione del focolaio di pseudoartrosi. All'atto della rimozione del chiodo anterogrado si è resa necessaria sutura della cuffia gravemente lesa dal pregresso intervento.

primo di questi due si è rotto il chiodo stesso dopo un ritardo di consolidazione evoluto in guarigione nel corso di 10 mesi. Nel secondo si è avuta semplicemente la rottura della porzione del filo che protrude all'interno della epifisi prossimale omerale.
In 4 casi di fratture traumatiche ed in 5 casi di pseudoartrosi, si è riscontrato un ritardo di consolidazione a 8 settimane di follow-up. Questi pazienti sono stati trattati con successo applicando per 2 mesi un tutore per omero, mentre in due pazienti del gruppo delle pseudoartrosi, sono stati eseguiti anche 1-2 cicli di onde d'urto.
Nessun paziente ha riportato algie e limitazioni funzionali alla spalla. In nove casi è stata riscontrata una diminuzione inferiore a 10° dell'estensione del gomito. Dei 10 pazienti obesi nove sono guariti; dei tre pazienti affetti da paralisi pre-operatoria del nervo radiale, due hanno ripreso la piena funzionalità del nervo in due mesi, mentre in un caso si è avuta una ripresa parziale.

DISCUSSIONE

Il chiodo EXP nella la nostra esperienza ha garantito risultati eccellenti nel trattamento delle fratture traumatiche e delle pseudoartrosi. Per il trattamento delle lesioni neoplastiche prefratturative e delle fratture patologiche si è riusciti sempre a stabilizzare la lesione. In questi casi è stata particolarmente apprezzata la scarsa invasività di questo chiodo e la rapidità dell'intervento chirurgico e del bloccaggio garantita dal sistema autobloccante. Crediamo che l'elevata percentuale di successi (solo due fallimenti in 98 casi), attesti la validità di tale mezzo di sintesi.

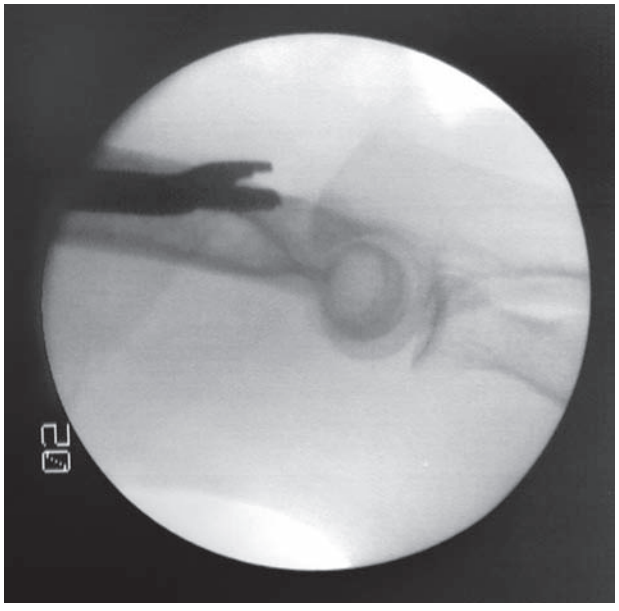


Fig. 5. Proiezione laterale in massima estensione dopo osteosintesi con chiodo EXP. È possibile osservare come la presenza del chiodo nella fossa olegranica non sia di nessun ostacolo alla estensione completa del gomito.

La possibilità di disporre di un chiodo disegnato per essere impiantato solo attraverso la via retrograda, comporta numerosi vantaggi. La punta del chiodo è asimmetrica e disegnata per scivolare nel canale, il chiodo è cannulato, le due alette a livello del gomito permettono un'elevata stabilità torsionale. Il meccanismo di bloccaggio prossimale, come dimostrato dalla bassa esposizione radiologica (20 sec di media), è funzionale e rapido.

La diminuzione della esposizione radiologica è risultata sempre molto gradita sia dal personale medico che paramedico [14]

La funzionalità della spalla e l'estensione del gomito sono mantenute iniziando precocemente la mobilizzazione passiva. Abbiamo osservato che, anche nei casi di posizionamento del foro di ingresso nella fossa olecranica, non si sono riscontrati deficit di estensione del gomito (Fig. 5).

In conclusione, alla luce dei nostri risultati, consideriamo questa tecnica una ottima soluzione per fratture omerali e gli condizioni pre-fratturative che necessitano di trattamento cruento.

BIBLIOGRAFIA

[1] Sarmiento A, Horowitch A, Aboulfia A, Vangness CT. *Functional bracing for comminuted extra-articular fractures of distal third of the humerus.* J Bone Joint Surg 1990;72(B):283-97.

[2] Ruedi TP, Murphy WM. *AO principles of fractures management.* Stuttgart (Germany): Verlag 2001.

[3] Naiman PT, Schein AJ, Siffert RS. *Use of ASIF compression plates in selected shaft fractures of the upper extremity a preliminary report*. Clinical Orthopaedics 1970;71:208-16.

[4] Laftman P, Sigurdsson F, Stromburg L. *Recovery of diaphyseal bone strength after rigid internal plate fixation*. Acta Orthop Scand. 1980; 51:215-22.

[5] Zinghi GF, Satatta E, Bungaro P, Sabalat S. *The role of ostheosynthesis in the treatment of fractures of the humerus.* Ital J Orthop Traumatol 1983;14:211-20.

[6] Kuntscher G. *Intramedullary surgical technique and its place in orthopaedic surgery. My present concept.* J Bone Joint Surg 1965;47(A):809-18.

[7] Marchetti PG, Vicenzi G, Impallomeni G. *A new nail for elastic intramedullary fixation in fractures and pseudoartroses of the femur and tibia.* Orthopeadics 1994;2:403-16.

[8] Riemer BL, Butterfield S, D'Ambrosia R, Kellam J. *Seidel intramedullary nailing of humeral diaphyseal fractures: a preliminary report.* Orthopedics 1991;14:239-46.

[9] Rommens PM, Verbruggen J, Broos PL. *Retrogade locked nailing.* J Bone Joint Surg 1995;77(B):84-9.

[10] Sanzana ES, Dummer RE, Castro JP, Diaz EA. *Intramedullary nailing of humeral shaft fractures.* International Orthopaedics 2002;26:211-3.

[11] Ajmal M, O'Sullivan M, McCabe J, Curtin W. *Antegrade locked intramedullary nailing in humeral shaft fractures.* Injury 2001;32:692-4.

[12] Santori FS, Santori N, Tonci Ottieri M, Vitullo A. *Il chiodo autobloccante di omero per via retrograda*. Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia 1999;25(Suppl.):201-5.

[13] Lin J, Inoue N, Valdevit A, Hang YS, Hou SM, Chao EYS. *Biomechanical comparison of antegrade and retrograde nailing of humeral shaft fracture.* Clinical Orthopaedics 1998;351:203-13.

[14] Sanders R, Koval KJ, Di Pasquale T, Schmelling G, Stenzler S, Ross E. *Exposure of the orthopaedic surgeon to radiation.* J Bone Joint Surg 1993;75(A):326-30.

[15] Ikpeme JO. *Intramedullary interlocking nailing for humeral fractures: experiences with the Russel-Taylor humeral nail*. Injury 1994;25:447-55.

Fissatore esterno assiale

External axial fixation

R. Aldegheri

RIASSUNTO

Vengono descritte dall'Autore l'origine e l'evoluzione del Fissatore Esterno Assiale – FEA. È stato ideato e brevettato nel 1979 da un gruppo ristretto di medici e bioingegneri fra i quali tre chirurghi ortopedici: Giovanni De Bastiani, Roberto Aldegheri, Lodovico Renzi-Brivio. Le indicazioni maggiormente diffuse all'inizio dell'esperienza dagli Autori erano le fratture esposte e quelle chiuse complesse. Gli Autori successivamente hanno gradualmente esteso le indicazioni riportando puntualmente in letteratura i loro risultati. Le applicazioni che hanno trovato il maggior consenso sono state quelle proposte per le fratture pelviche, la correzione delle deformità, l'allungamento osseo degli arti incluse le tecniche del trasporto. Il FEA ha subito modifiche da parte di altri Autori italiani e stranieri che hanno realizzato il fissatore per polso, il fissatore pro-callus ed il fissatore monouso, prodotti dalla ditta Orthofix. Tutti questi modelli hanno conservato i principi della monolateralità e dell'assialità del FEA ed anche le caratteristiche originali delle viti disegnate nel 1979 dagli stessi Autori.

Parole chiave: fissazione esterna

SUMMARY

The author describes the origin and development of the External Axial Fixation system (FEA). It was created and patented in 1979 by a small group of doctors and bio-engineers, including three orthopaedic surgeons: Giovanni De Bastiani, Roberto Aldegheri and Lodovico Renzi-Brivio. The most widespread indications at that time were for exposed or complex closed fractures. The authors gradually extended its use, reporting their results in the specialised literature. The best applications were those for pelvic fractures, correction of deformities, and bone lengthening, including bone transport techniques. The EAF was later modified by other Italian and foreign authors, who made wrist, pro-callus and single-use fixators, produced by Orthofix. All these models conserved the principles of the monolaterality and axiality of the EAF, and also the original characteristics designed nearly 30 years ago by the original authors.

Key Words: external fixation, dynamic external fixator

Clinica Ortopedica, Università di Padova

Indirizzo per la corrispondenza:
Clinica Ortopedica, Università di Padova, via Giustiniani, 3 - 35128 Padova

La visibilità del fissatore esterno assiale – FEA risale alla sua prima pubblicazione del 1979 sulla rivista italiana "Chirurgia degli Organi di Movimento" (Fig. 1) da parte degli Autori Giovanni De Bastiani, Roberto Aldegheri e Lodovico Renzi-Brivio, ortopedici della II Clinica Ortopedica dell'Università di Padova – Sede di Verona [1]. Gli stessi Autori sono stati coautori del brevetto del FEA che rimase valido per venti anni ed ottenne l'approvazione della FDA Americana.

In quegli anni la fissazione esterna era poco utilizzata in Europa ed in America e le esperienze del russo A. Ilizarov non erano ancora conosciute, mentre invece in Italia si stava diffondendo, seppur lentamente, grazie alle esperienze del Gruppo francese dell'Università di Montpellier (J. Vidal et al.). G. De Bastiani, R. Aldegheri, L. Renzi-Brivio nella loro pubblicazione sostenevano la validità della fissazione esterna, dedotta dall'esperienza importante fatta con l'uso dei fissatori di Hoffmann e di Wagner. Sostenevano inoltre che i risultati ottenuti avrebbero potuto essere migliori e che le indicazioni avrebbero potuto essere più estese se il fissatore fosse stato migliorato sia nella struttura esterna sia nella presa ossea. Sulla base di queste convinzioni gli

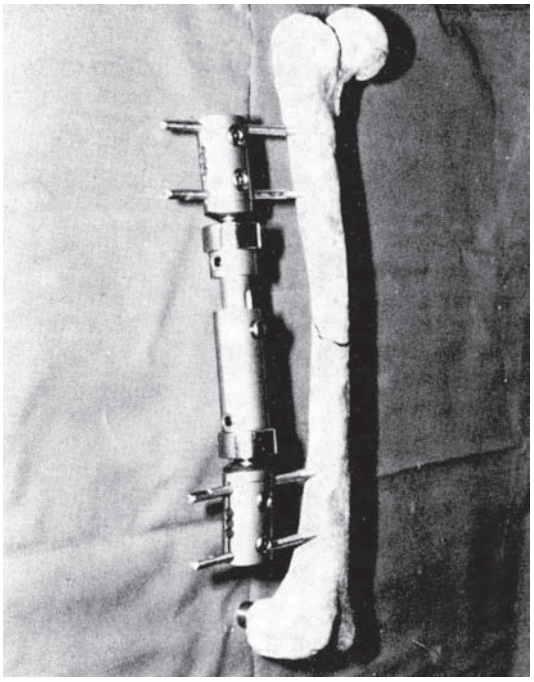


Fig. 1. La prima pagina della pubblicazione "Fissatore Esterno Assiale" in Chirurgia degli Organi di Movimento 1979;65:287-93.

Autori hanno sviluppato un modello di fissatore esterno originale e molto innovativo per allora: il fissatore esterno assiale (FEA). Era un modello monolaterale, denominato Assiale perché tutti i componenti esterni erano posti su di un asse unico e sullo stesso piano delle viti dell'osso. Il filetto della vite, brevettata contemporaneamente, era di forma conica (conicità di 1 mm), del tipo autofilettante, con diametro esterno di mm 6 (Fig. 2). La struttura esterna del fissatore era composta dai morsetti, raccordi, corpo centrale e l'elemento di compressione/distrazione. Il progetto del FEA era stato in precedenza valutato e testato presso l'Istituto di Costruzione Macchine del Politecnico di Milano – Sezione di Brescia.

Sicuri della stabilità e della tollerabilità biologica [2], gli Autori hanno esteso l'indicazione a tutte le fratture esposte e a quelle chiuse comminute di omero e di femore e alle diafisarie di tibia [3]. L'esperienza maturata con l'uso del FEA (Fig. 3) ha consentito agli stessi Autori ideatori di proporlo per indicazioni originali e quindi nuove per la fissazione esterna in quegli anni: le fratture pelviche [4] (Fig. 4), la distrazione articolata delle articolazioni con specifico interesse all'anca giovanile [5-6], l'osteotomia distale di femore e prossimale di tibia per correggere l'asse [7] (Fig. 5), l'allungamento osseo diafisario [8] e l'allungamento - correzione mediante

Fig. 2. La vite realizzata da G. De Bastioni, R. Aldegheri, L. Renzi-Brivio nel 1979.

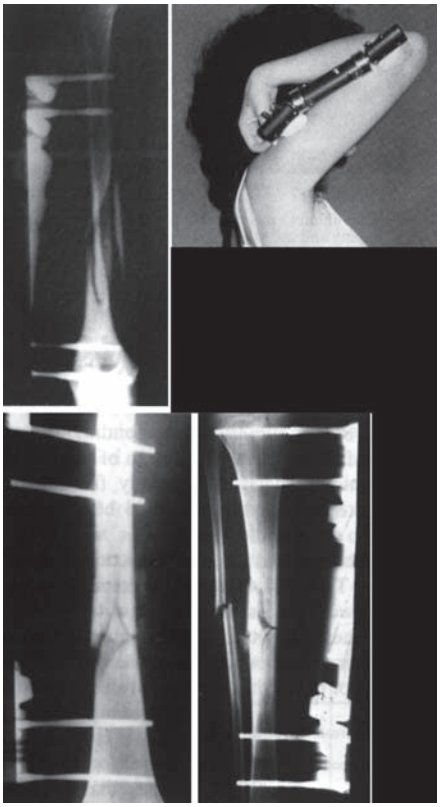


Fig. 3. Frattura complessa di omero e di femore e frattura esposta di tibia, trattate con FEA. da "Treatment of fractures with a dynamic axial fixator", 1984 (voce bibliografica n. 3).

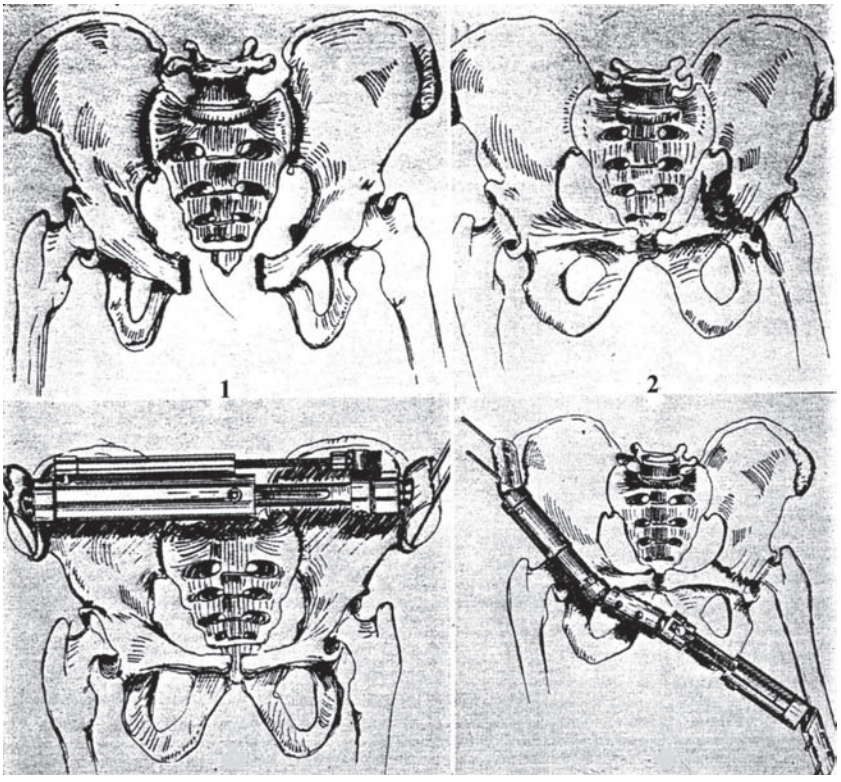


Fig. 4. Disegni dei 2 montaggi usati nei traumi pelvici. In 1 l'impianto ileo-iliaco per la distasi della sinfisi pubica; in 2 l'impianto ileo-femorale per le fratture complesse transcotiloidee. Da "Il FEA nel trattamento delle fratture di bacino", 1983 (voce bibliografica n. 4).

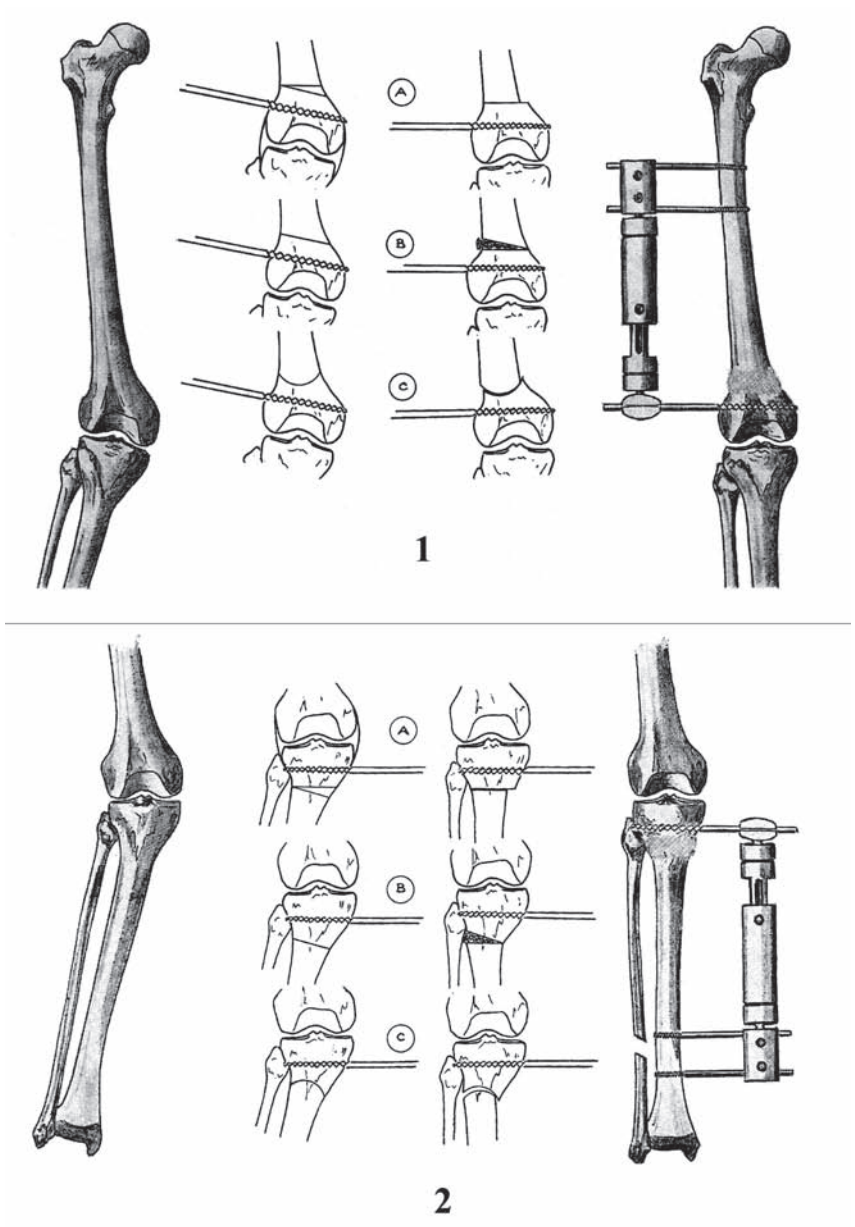


Fig. 5. Disegni dei 2 montaggi usati nella correzione assiale del ginocchio. In 1 l'impianto per la correzione del femore valgo; in 2 l'impianto per la correzione del valgismo e del varismo metafisario della tibia. Da "L'osteotomia di ginocchio con il FEA" 1982-83 (voce bibliografica n. 7).

Fig. 6. Il "FEA a slitta" ideato per callotasi di omero-femore-tibia e per le tecniche di trasporto osseo.

la distrazione della cartilagine di accrescimento (condrodiatasi, emi-condrodiatasi) [9].

In seguito gli stessi Autori hanno ideato un nuovo modello di fissatore monolaterale, derivato dal FEA: il fissatore "a slitta" (Fig. 6) molto appropriato per l'allungamento osseo mediante osteotomia (callotasi) [10], dell'omero, del femore [11], della tibia [12] e per il trasporto osseo [13].

Il FEA ha successivamente subito modifiche da parte di altri Autori italiani e stranieri che hanno realizzato il fissatore per polso, il fissatore pro-callus ed il fissatore monouso, prodotti dalla ditta Orthofix. Tutti questi modelli hanno conservato i principi della monolateralità e dell'assialità del FEA ed anche le caratteristiche originali delle viti disegnate nel 1979 dagli stessi Autori [1-2].

BIBLIOGRAFIA

1 De Bastiani G, Aldegheri R, Renzi-Brivio L. *Fissatore Esterno Assiale*. Chir Org Mov 1979;LXV:287-93.

2 De Bastiani G, Aldegheri R, Renzi-Brivio L, et al. *Requisti biomeccanici della fissazione esterna*. In: Ricciardi L. *Giornate Italiane del fissatore esterno*. Venezia: Ed. Med. Viva 1979, pp. 147-178.

3 De Bastiani G, Aldegheri R, Renzi-Brivio L. *The treatment of fractures with a dynamic axial fixator*. J. bone Joint Surg 1984;66-B:538-45.

4 Aldegheri R, Armotti P. *Il fissatore esterno assiale nel trattamento delle fratture di bacino*. Atti Sertot 1983;25:1-4.

[5] Aldegheri R, Agostini S, Renzi-Brivio L. *Artrodiatasi d'anca – Esperienza clinica*. Chir Org Mov 1982-83;68:527-31.

[6] Aldegheri R, Trivella G, Saleh M. *Articulated distraction of the hip*. Clin Orthop Relat R 1994;301:94-101.

[7] Aldegheri R, Renzi-Brivio L, Spagnol G. *L'osteotomia di ginocchio con il fissatore esterno assiale*. Chir Org Mov 1983;68:207-11.

[8] Aldegheri R, De Bastiani G, Renzi-Brivio L. *Allungamento diafisario dell'arto inferiore (Studio di 78 casi).* Chir Org Mov 1985;70:111-9.

[9] De Bastiani G, Aldegheri R, Renzi-Brivio L, et al. *Chondrodiatasis-controlled symmetrical distraction of the epiphyseal plate-Limb Lengthening in children*. J. Bone Joint Surg 1986;68-B: 550-6.

[10] Aldegheri R. *Callotasis.* J Pediat Ortop 1993;2:11-5.

[11] Aldegheri R. *Femoral Callotasis*. J Pediat Ortop 1997;Part B 6:42-7.

[12] Aldegheri R. *Distraction Osteogenesis for lengthening of the tibia in patients who have limb-length discrepancy or short stature.* J Bone Joint Surg 1999;81-A:624-34.

[13] Aldegheri R, Iacobellis C, Berizzi A. *Trasporto osseo all'arto inferiore*. GIOT 2005;31:5473-6.

Le lesioni complesse del bacino

The pelvis complex lesions

G.F. Zinghi

RIASSUNTO

Per definizione una lesione del bacino è complessa se interessa ambedue i versanti, anteriore e posteriore, omo o controlateralmente.
I metodi incruenti sono stati ormai da molti anni abbandonati ed è stato privilegiato il trattamento chirurgico che favorisce la mobilizzazione precoce del paziente, previene il "domani doloroso" o altri possibili esiti infausti, come la pseudoartrosi e la consolidazione viziosa.
Il trattamento in urgenza deve concretizzarsi in ambienti qualificati che dispongano di ampie scorte di sangue con la possibilità di far fronte ad ogni possibile complicanza sia interna, sia esterna.
Il fissatore esterno ha un'indicazione assoluta per tamponare le perdite ematiche; relativa, quando la lesione è ad instabilità parziale rotatoria. L'osteosintesi rigida interna ha un'indicazione elettiva nelle lesioni ad instabilità totale, relativa in tutte le altre circostanze.

Parole chiave: pelvi, bacino, fratture

SUMMARY

For definition the pelvis lesion is complicated if interests both of the parts: the anterior and the posterior, "omo" or against-laterally.
The bloodless methods from a lot of years were deserted and the surgical treatment was preferred that promote the premature mobilization of the patient, prevents the "painful future" or others fatal results, like the pseudoarthrosis and the vicious consolidation.
The urgency treatment must be realized in qualified environments that have a lot of stock of blood with the possibility to manage every possible complication both inner both exterior.
The external fixer has an absolute indication to plug the blood deprivation; a relative indication when the lesion is in partial and rotating instability.
The rigid and inner osteosinthesis has an elective indication in the lesions in total instability, relative in all other circumstances.

La stabilità del bacino e delle sue strutture portanti dipende dai robusti apparati ligamentosi estrinseci ed intrinseci alle articolazioni, nonché dall'integrità delle masse muscolari che lo inglobano. L'anello pelvico è chiuso in avanti dalla sinfisi del pube e posteriormente dalle articolazioni sacro-iliache e dal sacro. Due robusti ligamenti (sacro-spinoso e sacro-tuberoso) ne attraversano il pavimento (pavimento della pelvi) a guisa di tiranti: il primo si oppone alle sollecitazioni in extra-rotazione, il secondo controlla le forze di taglio e di rotazione esterna.
L'unità funzionale preposta a stabilizzare il bacino per circa l'80% del suo valore complessivo è rappresentata dall'apparato ligamentoso posteriore (ALP); esso unisce strutturalmente e funzionalmente sacro, osso coxale e colonna vertebrale ed è rappresentato dai ligamenti ileo-lombare e sacro-iliaco interosseo.

Indirizzo per la corrispondenza:
Prof. Gianfranco Zinghi, Via Guerrazzi 28, 40125 Bologna

CLASSIFICAZIONE

Letournel [1] in uno schema visivo di facile comprensione, prende in esame tutte le lesioni elementari possibili in ambedue i versanti posteriore e anteriore del bacino. Più lesioni elementari combinandosi tra loro, o in base al caso o alla meccanica dell'impatto, danno origine alla lesione composita. Tile [2] ha invece classificato le lesioni secondo un indice di gravità progressivo (*stabili, relativamente instabili, assolutamente instabili*). Hoffmeyer [3] ha sottolineato l'importanza della TAC nell'ambito delle lesioni elementari della sacro-iliaca distinguendo queste ultime in 5 possibili tipi (0, I, II, III, IV). Le osservazioni dal tipo II al tipo III si riferiscono alle lesioni ad instabilità rotatoria (*libro chiuso* o *libro aperto*); il tipo IV riguarda le destabilizzazioni complete del gruppo C secondo la classificazione di Tile [2].
Le lesioni elementari dell'arco pelvico anteriore possono assumere aspetti anatomo-radiografici polimorfi a seconda della sede e/o della gravità dell'evento traumatico; si possono infatti osservare lussazioni o fratture uni, bi, tri, quadriramiche. La lussazione della sinfisi invece è la conseguenza diretta di eventi traumatici compositi (taglio, compressione laterale, compressione sagittale). Essa può manifestarsi in apertura o in chiusura a seconda dell'incidenza dell'evento traumatico (sagittale o laterale). Nella prima circostanza, se il trauma è asimmetrico, il *libro aperto* interessa un solo emibacino, se simmetrico la lesione è bilaterale. Nel *libro chiuso* le due branche del pube si sovrappongono e la lussazione non si accompagna mai a momenti rotazionali ascensionali come nella circostanza precedente.
La frattura dell'arco anteriore è rigorosamente verticale (verticale di Letournel [1]) e congiunge ambedue le branche attraverso il quadrato otturatorio; interessa l'ischio e la branca orizzontale del pube nel suo tratto emergente (branca ileo-pubica), al terzo medio o la lamina quadrilatera, e può associarsi ad una lussazione. In quest'ultima circostanza (*tilt fracture*) il frammento quasi completamente avulso può migrare verso il Retius danneggiando i tessuti o provocando cospicui ematomi.
La classificazione di Tile [2] prevede 3 gruppi di lesioni*: stabili, relativamente instabili e assolutamente instabili*.

LESIONI RELATIVAMENTE INSTABILI

1. *Tipo B1 (open book).*

La lesione interessa un solo versante del bacino; la forma bilaterale – a causa del maggior grado di instabilità – viene collocata nel gruppo B3.

Lo stadio 1 riguarda le diastasi della sinfisi inferiori ai 2,5 cm; il pavimento della pelvi resta integro e, al massimo, viene allungato o parzialmente interrotto il ligamento sacro-iliaco anteriore. Nello stadio 2 la diastasi supera i 2,5 cm e si associa ad una lacerazione dei ligamenti sacro-iliaco anteriore e sacro-spinoso. Nello stadio 3 che rientra in un gruppo a parte (gruppo B3) l'*open book* è bilaterale e l'apertura della pelvi raggiunge picchi molto più elevati.

2. *Tipo B2* (*close book*).

Qualunque sia il meccanismo patogenetico della lesione, si verifica una riduzione dei diametri pelvici, ma la tenuta dell'ALP e l'integrità del pavimento pelvico impediscono uno spostamento in senso posteriore e/o ascensionale della struttura ossea interessata dalla lesione.

La lesione posteriore consiste in genere in una frattura-impattazione (*crushing)* della componente sacrale anteriore ben visibile alla TAC. Vengono distinti due tipi di *close book*, a seconda che la lesione anteriore e quella posteriore risiedano nello stesso versante del bacino (B2.1) o in versanti opposti (B2.2). Nel sottotipo B2.1 vengono descritti 3 livelli di gravità che corrispondono ad altrettanti gradi di instabilità: *frattura di due rami, sovrapposizione sinfisaria (accavallamento), frattura di un ramo (o più raramente di due rami) associata a lussazione della sinfisi (tilt fracture).*

Nel tipo B2.2 (*bucket-handle*) la frattura delle due branche è controlaterale rispetto alla lesione posteriore e l'instabilità rotatoria che ne consegue è più elevata rispetto ai tipi precedenti a causa del maggior momento torsionale. L'emipelvi è ruotata sia intorno ad un asse verticale come nel tipo precedente, sia intorno ad un asse sagittale; ne deriva uno slivellamento dei due monconi con un risalimento, talvolta importante, della testa femorale.

3. *Tipo B3*

Quando un trauma laterale ad alta energia agisce senza la controspinta del lato opposto si verifica un téléscopage in chiusura omolateralmente e in apertura controlateralmente. In queste circostanze l'emipelvi fratturata, oltre ad essere ruotata all'interno, è risalita come nel *bucket-handle* per una rotazione superiore della parte anteriore della pelvi. Dal lato opposto si produce invece una lesione del comparto anteriore dell'articolazione sacro-iliaca (*ligamento sacro-iliaco anteriore* e parte del *ligamento interosseo*). Al gruppo B3 appartengono anche le lesioni a *libro aperto* bilaterali con diastasi grave della sinfisi o con frattura a farfalla quadriramica.

LESIONI ASSOLUTAMENTE INSTABILI

Nelle lesioni del gruppo C la "rottura" posteriore completa dell'anello pelvico coesiste con una lacerazione anch'essa completa – dell'ALP. Ne deriva un grado di instabilità molto elevato; si possono infatti osservare lesioni a spostamento pressoché nullo, o dislocazioni importanti a direzione posteriore o superiore come nel *vertical shear*. In queste circostanze di fronte ad un *libro aperto* o a un *libro chiuso* non ci si deve affidare alla sola indagine strumentale, che può far apparire parziale una instabilità che in realtà ha tutti i caratteri di una *emipelvectomia interna*, secondo la definizione di Tile [2]. L'ultima parola spetta alla valutazione della motilità preternaturale intra-operatoria. Le lesioni del gruppo C possono essere uni o bilaterali. La forma unilaterale C1 può accompagnarsi ad una lussazione della sacro-iliaca (C1.1), ad una frattura-lussazione (C1.2), ad una frattura del sacro (C1.3) o ad una frattura del sacro lungo i forami sacrali (frattura *a francobollo* o C1.4). Radiograficamente – nelle lussazioni e nelle fratture-lussazioni – può individuarsi il distacco parcellare della trasversa di L5 (punto di inserzione del ligamento ileo-lombare). Questo segno, se presente, ha importanza diagnostica e prognostica, essendo la conferma indiretta di una lesione della pelvi ad instabilità totale con lesione completa dell'ALP.

Nel versante anteriore tutte le lesioni del gruppo C possono assumere le caratteristiche descritte a proposito del gruppo B.

Nel tipo C2 la lesione è bilaterale. Le lesioni del gruppo C3 hanno caratteristiche estremamente variabili (da B1 a C1) e si associano ad una frattura acetabolare omolaterale (trasversa con lussazione o due colonne).

ITER DIAGNOSTICO-STRUMENTALE

La diagnostica per immagini si avvale di numerose metodiche, ognuna delle quali svolge il compito di identificare il tipo di lesione, di valutarne il grado di instabilità e di quantificare eventuali affezioni traumatiche viscerali, vascolari, neurologiche.

Pennal [4] e Tile [2] hanno individuato 3 proiezioni ideali per lo studio delle lesioni dell'anello pelvico (AP, *inlet*, *outlet*). La radiologia convenzionale però ha un indice di attendibilità molto critico a causa delle ombre parassite che possono mascherare le linee di lesione.

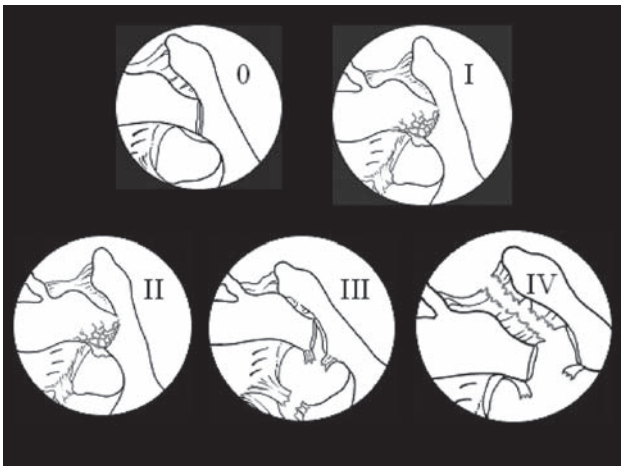


Fig. 1. Classificazione di Hoffmeyer alla TAC mirata sulla S.I.
Grado 0: nessuna lesione apparente né anteriore, né posteriore (semplice contusione); grado I: nessuna lesione anteriore e *crushing* sacrale posteriore; grado II: *crushing* sulla mensola sacrale e lesione anteriore omo o contro-laterale; grado III: *libro aperto* associato ad una lesione anteriore; grado IV: destabilizzazione totale (C di Tile).

Con la TAC si può studiare la pelvi secondo piani orizzontali prestabiliti ottenendo immagini che assomigliano a vere e proprie sezioni anatomiche. Le ricostruzioni tridimensionali, fornendoci una visione d'insieme del bacino fratturato, ci consentono di valutare forma, dimensioni e grado di spostamento di ogni singolo frammento. In pratica con poche immagini si possono ottenere molte informazioni utili per la diagnosi e per la pianificazione dell'intervento.

Per studiare le sempre possibili lesioni delle parti molli (uretra, vescica, grossi vasi, etc.) bisogna ricorrere invece ad indagini strumentali specifiche (RX diretta dell'addome, ecografia, uretrocistografia, angiografia e angiografia digitalizzata).

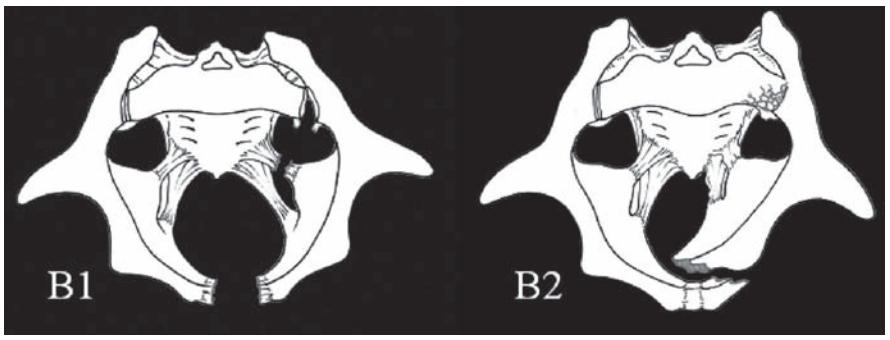


Fig. 2. A sn B1 o *libro aperto* unilaterale. Lesione del ligamento SI anteriore e parziale dell'interosseo. Solo in casi estremi sono interrotti i ligamenti del pavimento della pelvi. In B2 la lesione, anch'essa unilaterale, è in chiusura e si caratterizza con il tipico *crushing* sacrale.

TRATTAMENTO

Sotto il profilo organizzativo è necessario tener distinti due precisi momenti terapeutici ai quali ogni centro attrezzato deve potersi dedicare con professionalità e competenza: *il trattamento in urgenza* e *il trattamento programmato*.

Trattamento in urgenza

L'urgenza deve coinvolgere più specialisti al fine di compensare le perdite ematiche, curare lo shock e provvedere alle emergenze chirurgiche che, secondo Helfet [5], possono riassumersi in due realtà cliniche distinte: lesioni da *implosione*, lesioni da *esplosione*. Le forme implose sono provocate da una riduzione acuta dei diametri pelvici e da una possibile lacerazione di organi cavi o del diaframma; le forme esplose sono caratterizzate da maggiore instabilità, aumento dei diametri pelvici, perdite ematiche significative, lesioni dirette dei visceri e possibili disturbi neurologici.

L'uso del fissatore è giustificato dalla necessità di un controllo emodinamico più adeguato, o di un contenimento dell'emorragia interna (riduzione terapeutica dei diametri pelvici), o di una mobilizzazione precoce del paziente. L'indicazione al fissatore diventa assoluta in presenza di un catetere sovrapubico, di un drenaggio nel Retzius, o di una colostomia e così pure nei soggetti defedati o senescenti e quando lo stato generale è precario. In simili casi il trattamento estemporaneo deve rispondere all'esigenza del "quanto prima tanto meglio".

Trattamento programmato

Prima dell'approccio terapeutico bisogna definire la sede della lesione *(ossa e/o articolazioni),* il suo tipo *(schiacciamento o avulsione)*, il suo grado di stabilità *(lesione stabile o instabile)*.

Nell'instabilità rotatoria preferire l'osteotaxis all'osteosintesi rigida interna o viceversa, è questione di indirizzo di Scuola, tenendo presente che a vantaggio dell'osteotaxis va la minore invasività, a sfavore l'ingombro, il tempo di guarigione più lungo e la recidiva seppur parziale della diastasi a livello della sinfisi dopo la sua rimozione.

Se l'instabilità è totale, l'osteosintesi rigida interna è l'unico presidio terapeutico capace di farci realizzare una buona riduzione. L'intervallo utile per intervenire è tra il 4° ed il 7° giorno (Letournel [1]); oltre il limite massimo dei 15 giorni la riduzione è difficile. Per le lesioni ad instabilità parziale rotatoria ci si può limitare, salvo rare eccezioni, alla sola osteosintesi per via anteriore. Nelle lesioni di grado C la continuità dell'anello pelvico deve essere reintegrata iniziando dalle strutture anatomiche posteriori.

Osteosintesi esterna

Si può ricorrere al fissatore nelle lesioni relativamente instabili come la diastasi della sinfisi che accompagna le lesioni B1 e B3.

L'osteosintesi rigida interna

L'ostesintesi per via anteriore ha un'indicazione generica nelle lesioni a libro aperto con diastasi della sinfisi o frattura di uno, due, tre o quattro rami del pube. Nelle fratture bi o quadriramiche Burgess [6] usa una placca a 6 fori con viti corticali 3,5. Nelle diastasi sinfisarie Tile [2] applica una placca a 2 fori con viti 4,5, introdotte nella lamina quadrilatera in ciascun versante dell'articolazione; Burgess [6] invece consiglia 2 placche a 4-6 fori poste su due piani differenti (anteriore e superiore).

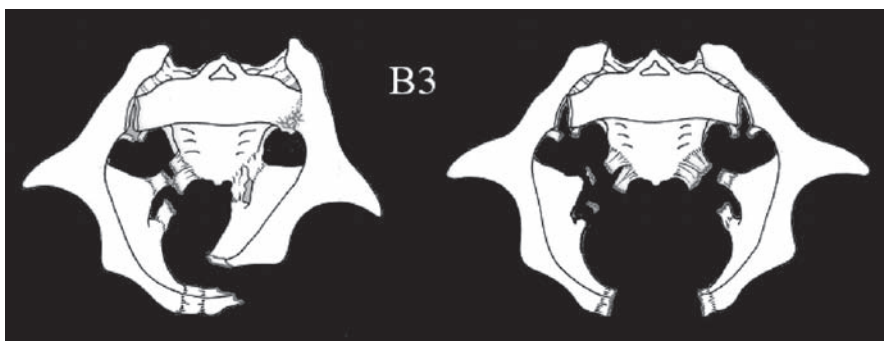


Fig. 3. Nel gruppo B3 Tile dispone le instabilità rotatorie bilaterali: a sinistra il téléscopage (*libro chiuso* omolaterale e *libro aperto* controlaterale). A destra tipico *open book* bilaterale.

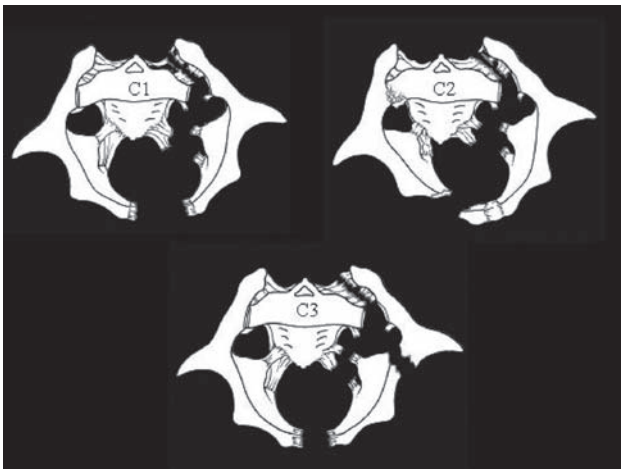


Fig. 4. Gruppo C secondo la classificazione di Tile. C1: lesione uni-laterale. C2: lesione bilaterale. C3: la lesione è associata ad una frattura del cotile.

Nelle lesioni a *libro chiuso* l'osteosintesi rigida interna per via anteriore trova indicazione *nelle fratture con accavallamento del ramo superiore del pube (B2.1), nella sovrapposizione sinfisaria, nella tilt fracture, nelle lesioni ad ansa di secchio (B2.2) e in quelle con téléscopage (B3).*

Le lussazioni con accavallamento della sinfisi si riducono con facilità e si contengono come le lesioni del gruppo precedente (B1); lo stesso si dica per la frattura a rima semplice della branca ileo-pubica. La *tilt fracture* invece deve essere trattata con un campo operatorio esteso dalla sinfisi del pube alla lacuna dei vasi, va ridotta con cautela e sintetizzata con placche lunghe.

Nelle instabilità totali (gruppo C) la riduzione e la stabilizzazione delle lesioni osteo-articolari debbono praticarsi in ambedue i versanti del bacino: quello posteriore prioritariamente, quello anteriore secondariamente. La lesione posteriore, ossea, articolare o mista, deve essere ridotta e sottoposta ad osteosintesi dominando i gap rotazionali (nutazione e/o contro-nutazione) e ascensionali.

MATERIALE E METODO

Sono stati controllati 90 pazienti affetti da lesione instabile dell'anello pelvico, operati dalla stessa mano tra il 1996 e il 2001. Di questi 51 erano maschi, 39 femmine, dai 17 ai 55 anni con un'età media di 34,2 anni. I pazienti presentavano un follow-up medio di 19 mesi (massimo 7 anni, minimo 6 mesi).

Le lesioni viscerali sono state evidenziate in 27 pazienti (30%): uretra (6), vescica (3), milza (3), rene (6), diaframma (6), retto (3), vagina (3).

Le lesioni vascolo-nervose sono state riscontrate in 14 osservazioni (15,5%): 1 aneurisma spurio dell'ipogastrica e 13 paralisi nel territorio di distribuzione del plesso lombo-sacrale.

Seguendo la classificazione di Tile[2] abbiamo distinto le lesioni riscontrate in 3 gruppi a seconda del meccanismo traumatico (compressione sagittale, compressione laterale e meccanismo composito).

Casistica	Totale casi 90
B1	13
B2	24
B3	4
C1	22

In presenza di una frattura acetabolare sono stati effettuati controlli radiografici nelle 3 proiezioni preconizzate da Letorunel [1]. In tutti i casi sono stati eseguiti i vari tipi di TAC.

RISULTATI

Gli elementi di giudizio sono stati raccolti sulla base di parametri clinici (deambulazione, dolore, dismetria) ed anatomo-radiografici secondo le 3 proiezioni standard, inlet ed outlet.

In 13 pazienti il risultato clinico è stato penalizzato dalla presenza di complicanze neurologiche, pre (in 12 casi) e post-operatorie (in 1 osservazione). In 3 osservazioni le paralisi preoperatorie interessavano l'intero plesso lombo-sacrale; in 8 i glutei e lo SPE; nelle rimanenti altre lo SPE. La paralisi preoperatoria, controllata a oltre 2 anni dall'evento traumatico, persisteva in 8 casi e presentava una ripresa parziale in 2. La paralisi post-operatoria si è manifestata con un deficit marcato dei peronei (radice S1) in un'osteosintesi della sacro-iliaca con viti trans-sacrali. In questa osservazione la paralisi dei peronei persisteva immutata a 15 mesi dall'atto chirurgico, non ostante la tempestiva rimozione di una vite.

In 60 casi i risultati funzionali ed anatomo-radiografici sono stati giudicati eccellenti con un completo ripristino della funzione deambulatoria, assenza di dolore ed eumetria. In 18 pazienti il risultato è stato giudicato buono: i dolori erano lievi e saltuari e per lo più nella posizione assisa in corrispondenza della sacro-iliaca o della colonna lombo-sacrale. In 12 osservazioni il risultato è stato insufficiente e si è manifestato con dolore o lombare o in sede sacro-iliaca, in ortostatismo o in posizione seduta.

BIBLIOGRAFIA

1. Letournel E. *Traitement chirurgical des traumatismes du bassin dehors del fractures isoléès du cotyle*. Rev Chir Orthop 1981;67:771-82.
2. Tile M. *Fractures of the pelvis and acetabulum.* Baltimore: Williams & Wilkins ed. 1984.
3. Hoffmeyer P, Seigne JM, Garcia J, et al. *The value of computerized tomography in fractures of the pelvic ring*. Int Orthop 1984;8:1-8.
4. Pennal GF, Tile M, Waddell J, et al. *Pelvic disruption: assessment and classification*. Clin. Orthop 1980;151:12-21.
5. Helfet D. *Complications of pelvis fractures disruptions*. S. Francisco, Ca: American Academy of Orthopaedic Surgeons 1997.
6. Burgess AR. *Internal fixation of pelvic ring disruptions*. S. Francisco, Ca: American Academy of Orthopaedic Surgeons 1997.

Le fratture laterali del collo del femore: biomeccanica di un sistema mininvasivo

Peritrochanteric fractures: biomechanics of a mininvasive system

V. Caiaffa, C. Mori, G. Ognissanti, M. Sperti

RIASSUNTO

Le fratture laterali del collo del femore possono essere trattate chirurgicamente con diversi mezzi di sintesi che possono essere suddivisi nelle seguenti classi: paracorticali, chiodi endomidollari elastici, chiodi endomidollari rigidi, fissatori esterni.
La più recente letteratura indica i chiodi cervico-midollari come i mezzi di sintesi di scelta nel trattamento di queste fratture, per considerazioni di carattere generale e biomeccanico.
Oggigiorno si utilizzano chiodi di calibro sempre minore e assemblati con materiali che hanno un modulo di elasticità sempre più vicino a quello dell'osso, pur garantendo la stabilità del focolaio di frattura.
Gli autori analizzano le peculiarità biomeccaniche della sintesi ottenuta con il chiodo Endovis B.A. nel trattamento delle fratture pertrocanteriche, sottolineando la necessità di ricorrere al blocco distale solo nelle fratture instabili.

Parole chiave: fratture pertrocanteriche, inchiodamento endomidollare, Endovis B.A.

SUMMARY

There are many options of operative treatment for peritrochanteric fractures: plates, flexible or rigid endomedullary nails, external fixation. For general and biomechanical reasons at present endomedullary nailing is regarded by most Authors as the best treatment option.
Modern nails are narrowed in calibre and are made of particullary elastic materials in order to mimic bone flexibility and yet granting a stable fixation.
The Authors analyse the biomechanical aspects of endomedullary fixation with Endovis BA nail in the treatment of peritrochanteric fractures, and underline the importance of using the distal block screw only in case of highly unstable fractures.

Key words: peritrochanteric fractures, intramedullary nailing, Endovis B.A.

I Clinica Ortopedica, Università di Bari

Indirizzo per la corrispondenza:
Vincenzo Caiaffa, I Clinica Ortopedica, Università di Bari, piazza G. Cesare n. 11, 70124 Bari. Tel.: 080 5592720. Fax: 0805478600. E-mail: v.caiaffa@ortop1.uniba.it

Le fratture laterali di collo del femore sono eventi che colpiscono prevalentemente soggetti anziani. Con l'allungarsi della vita media si è assistito ad un conseguente aumento dell'incidenza di queste fratture [1].
Si è quindi acuita la necessità di sviluppare mezzi di sintesi che potessero consentire, data l'età avanzata di questi pazienti, tempi chirurgici ristretti, carico precoce e riduzione del periodo di allettamento.
La più recente letteratura indica i chiodi cervico-midollari come i mezzi di sintesi di scelta nel trattamento delle fratture laterali del collo del femore per le loro caratteristiche biomeccaniche [2-5].
I chiodi endomidollari permettono una sintesi stabile anche in caso di grave comminuzione; sono posizionati più vicini all'asse meccanico del femore rispetto ai mezzi di sintesi paracorticali e quindi, agendo con un braccio di leva minore, sono sottoposti ad un bending moment favorevole. Tuttavia anche l'inchiodamento è gravato in certa misura da complicanze pre- e post-operatorie.
Vari Autori sin dal 1990 hanno condotto studi biomeccanici su diversi chiodi endomidollari, in particolare i sistemi GAMMA, IMHS e PFN [4-7]. Tuttavia nessuno studio è riuscito a dimostrare una reale superiorità di un chiodo rispetto all'altro in relazione alle condizioni cliniche ed al risultato funzionale nei pazienti trattati.
Tra le complicanze postoperatorie dell'inchiodamento, la rottura sotto il chiodo e il cut-out sono imputabili alla eccessiva rigidità del mezzo di sintesi.
Alcuni recenti studi hanno infatti evidenziato che i tradizionali chiodi cervico-cefalici monovite sovradimensionati determinano una concentrazione delle forze dovute al carico in zone critiche come la corticale del collo, la zona subcondrale in corrispondenza dell'apice della vite cefalica e a livello dell'osso corticale dove si ancora la vite di blocco distale [8].

L'introduzione dei chiodi in titanio ha ridotto notevolmente la rigidità dei sistemi avvicinandoli alle caratteristiche elastiche dell'osso.
Allo scopo di ridurre ulteriormente la rigidità del sistema, abbiamo pensato ad un sottodimensionamento del mezzo di sintesi in titanio.
Il chiodo non deve costituire una struttura di supporto invasiva, rigida e sostitutiva dell'osso, ma deve mantenere la riduzione della frattura sotto carico e permettere una naturale coartazione del focolaio, stimolando la formazione del callo osseo. Il sottodimensionamento consente al chiodo di assestarsi all'interno del canale senza forzature esterne. L'effetto punta ed il conseguente dolore di coscia possono essere evitati grazie alla presenza di un sistema di ulteriore elasticizzazione come il diapason distale.
Le dimensioni di un chiodo cervico-midollare sono influenzate

principalmente dalle dimensioni del sistema di presa cefalica. I mezzi di sintesi endomidollare che utilizzano una singola vite, oltre a non controllare la rotazione della testa femorale, sono gravati dall'avere un diametro elevato nella posizione prossimale. Come suggerito da alcuni studi su preparati anatomici, il sovradimensionamento prossimale dovuto alla singola vite cefalica espone a maggiori rischi di complicanze post operatorie e controindica la rimozione del mezzo di sintesi a guarigione avvenuta per l'elevata perdita di massa ossea e conseguente fragilità [9].

Realizzare la presa cefalica mediante due viti parallele permette invece di usufruire di una serie di vantaggi, in primo luogo una minore invasività del sistema, grazie alla riduzione dell'area totale di spongiosa che viene occupata dalle viti, in secondo luogo da una più funzionale distribuzione del carico. In Ingegneria è noto che le fibre dell'asse neutro (coincidente con l'asse baricentrico della sezione resistente) non partecipano al carico, mentre il maggior contributo deriva dalle porzioni di materiale più lontano da tale asse.

Nella soluzione a singola vite cefalica l'asse neutro passa per la vite stessa, obbligando ad utilizzare diametri elevati; nella soluzione a doppia vite cefalica, invece, l'asse neutro risulta esterno ed equidistante dalle sezioni, permettendo di sfruttare per intero il materiale a disposizione. Da queste considerazioni deriva, da un lato, che la ripartizione del carico flettente tra le due viti risulta ottimizzato, dall'altro che la rotazione della testa femorale risulta neutralizzata.

Con la soluzione a due viti inoltre vi è una resistenza al pull-out maggiore rispetto a quella che si avrebbe con una singola vite, grazie alla maggiore area totale di contatto tra le spire e la spongiosa compattata al loro interno.

Nell'ambito delle valutazioni biomeccaniche a carattere sperimentale, sul prototipo del chiodo a doppia presa cefalica (Endovis B.A.) abbiamo voluto constatare l'influenza del blocco distale sullo scivolamento delle viti cefaliche, per verificare l'influenza del vincolo della vite sulla coartazione della rima di frattura. Questi test sono stati condotti con la collaborazione della D.D.S. Medical Service (società di ricerca e sviluppo) di Bologna.

Nella stessa prova si è voluto anche valutare il movimento del diapason senza il blocco distale per accertare la presenza o meno di movimenti macroscopici del chiodo all'interno del canale midollare.

Un chiodo Endovis B.A. è stato impiantato in un femore Sawbones realizzato in materiale composito. Le caratteristiche meccaniche di tale preparato anatomico sono molto simili a quelle dell'osso umano per cui la risposta alle sollecitazioni può essere considerata attendibile. E' stata simulata una frattura di tipo 31 A2 (secondo la classificazione AO) diastasando la rima di frattura di 5 mm, e si è realizzata una fenestratura nella diafisi in corrispondenza del diapason per poter inserire un trasduttore e valutarne l'eventuale spostamento. Il femore è stato posizionato sotto la macchina di prova (MTS 858 Mini Bionix II) ricreando gli angoli anatomici tipici di una postura bipodalica; è stato applicato un carico ciclico al fine di evidenziare sia il comportamento del sistema che gli eventuali fenomeni transitori.

Per quanto riguarda lo scivolamento delle viti cefaliche, si è evidenziata una relazione tra capacità di scivolamento e presenza del blocco distale. Dall'analisi dei dati raccolti si è osservato un abbassamento della testa del femore alla prima applicazione del carico di 2,5 mm nel caso di assenza del blocco, e di 1,3 mm in presenza del blocco distale. Il maggiore abbassamento della testa del femore rilevato dalla macchina di prova è stato di entità tale da manifestarsi visivamente come coartazione della frattura. Nel corso della prova la differenza di comportamento si è mantenuta costante. Questo test ci fa ritenere che il blocco distale rappresenti un vincolo che limita le capacità del chiodo di adattarsi sotto carico e di "disporsi" favorevolmente allo scivolamento.

È stata testata l'influenza del blocco distale anche sul movimento dell'estremità distale del chiodo. Il canale femorale è stato alesato a 16 mm per realizzare, indirettamente, un sottodimensionamento del chiodo, così da avere un gap tra chiodo e corticale interna di ben 3 mm. La prova è stata condotta in entrambe le configurazioni, con e senza il blocco distale. Il comportamento del chiodo nel caso di assenza del blocco distale nella prima parte della prova ha messo in evidenza uno spostamento (1,6 mm) notevolmente superiore rispetto al chiodo bloccato (0,6 mm). Poiché il fenomeno si realizza nella fase iniziale della prova, riteniamo sia imputabile alla diversa posizione di equilibrio raggiunta dal chiodo all'atto del caricamento. Quindi l'assenza del blocco distale permette un maggior grado di adattabilità e di conseguenza un maggior spostamento laterale del chiodo stesso.

In virtù del sottodimensionamento, lo spostamento del diapason può essere avvenuto secondo due diversi, ma entrambi plausibili, meccanismi:

1) lo scivolamento del chiodo verso la corticale laterale è avvenuto seguendo il binario formato dalle viti cefaliche, fino ad adagiarsi completamente sulla corticale;
2) lo scivolamento del chiodo verso la corticale laterale è avvenuto grazie alla rotazione del chiodo all'interno del canale midollare fino al raggiungimento di un contatto stabile con la corticale mediale (prossimalmente) e con la corticale laterale (distalmente). Secondo questo meccanismo, considerando il gap a disposizione indotto sperimentalmente, la rotazione massima è stata quantificata in una scomposizione in varo di 2°.

Il chiodo Endovis B.A., progettato nel 2001, è volumetricamente il più piccolo attualmente in commercio. Nonostante questo non si sono verificati cedimenti strutturali o fallimenti biologici in numero superiore rispetto alle altre casistiche presenti in letteratura; al contrario i primi risultati pubblicati dagli utilizzatori mostrano una netta riduzione dei cedimenti strutturali. Alla luce di questo risultato, l'atteggiamento clinico è l'indicazione al blocco distale solo per le fratture laterali ad alta instabilità (A3). Questa riflessione teorica trova una conferma clinica in uno studio multicentrico su 1091 casi, in cui il blocco distale è stato utilizzato solo nel 20% dei casi [10].

Sulla base di questi studi biomeccanici e del conforto dei risultati clinici, possiamo concludere con 2 concetti: che l'indicazione al blocco distale sia da perseguire solo per le fratture laterali ad elevata instabilità (A3), e che i mezzi di sintesi sotto-dimensionati e con doppia vite cefalica evitano le complicanze legate alla eccessiva rigidità a parità di risultati clinici.

BIBLIOGRAFIA

1. Lauritzen J, Schwarz P, Lund B, et al. *Changing incidence and residual incidence and residual life time risk of common osteoporosis-related fractures*. Osteoporos Int 1993;3:127-32.
2. Rybicki EF, Simonen FA, Weis *EB On the mathematical analysis of stresses in the human femur*. J Biomech 1972;5:203-15.
3. Blair B, Koval KJ, Kummer F, et al. *Basicervical fractures of the proximal femur. A biomechanical study of 3 internal fixation techniques*. Clin Ortop 1994;306:256-63.
4. Mahomed N, Harrington I, Kellam J, et al. *Biomechanical analysis of the gamma nail and sliding hip scews*. Clin Orthop 1994;304:280-8.
5. Kraemer WJ, Heam TC, Powell JN, et al. *Fixation of segmental subtrochanteric fractures. A biomechanical study*. Clin Orthop 1996;332:71-9.
6. Halder RC. *The Gamma nail for peritrochanteric fractures*. J Bone Joint Surg Br 1992;74:340-4.
7. Rosenblum SF, Zuckerman JD, Kummer FJ. *A biomechanical evaluation of the Gamma nail*. J Bone Joint Surg Br 1992;74:352-7.
8. Mahaisavariya B, Sitthiseripratip K, Suwanprateeb J. *Finite element study of the proximal femur with retained trochanteric gamma nail and after removal of nail*. Injury 2006;37:778-85.
9. Kukla C, Pichl W, Prokesch R, et al. *Femoral neck fracture after removal of the standard gamma interlocking nail: a cadaveric study to determine factors influencing the biomechanical properties of the proximal femur*. J Biomechanics 2001;34:1519-26.
10. Caiaffa V, De Vita D, Laforgia R, et al. *Treatment of peritrocanteric fractures with the Endovis BA cephalomedullary nail: multicenter study of 1091 patients*. JOT 2007;8:111-6.

L'apporto della Scuola Senese nell'evoluzione dell'inchiodamento endomidollare

The contribute of othopaedic departement of Siena in the evolution of interlocking nailing

P. Maniscalco, E. Crainz, M. Savoini, L. Bocchi

RIASSUNTO

L'inchiodamento endomidollare bloccato, metodo standard per il chirurgo ortopedico che si trova a fronteggiare una frattura diafisiaria dell'arto superiore o inferiore è divenuto un presidio di elezione quasi insostituibile.
Siamo passati dai chiodi endomidollari di prima generazione, il classico infibulo di kuntscher, ai chiodi bloccati definiti di seconda generazione e ora ai più recenti chiodi modulari di terza generazione.
Gli autori riportono la loro esperienza sulla progettazione, realizzazione ed evoluzione, ovviamente associata all'utilizzo di un innovativo sistema per l'osteosintesi endomidollare nelle fratture di omero, femore e tibia: il chiodo CLOS.
Il progetto era quello di realizzare un chiodo endomidollare che oltre ai ben noti vantaggi intrinseci permettesse la compressione/distrazione del focolaio di fratture e che contemporaneamente permettesse di eseguire una sintesi elastica/dinamica sabile.
Motivo di orgoglio è che le nostre idee, in particolare il meccanismo di compressione e la possibilità di eseguire un montaggio stabile ma dinamico, sono oggi adottare da tutte le più importanti ditte specializzate nella realizzazione e distribuzione di chiodi endomidollari.

Parole chiave: chiodi endomidollari, fratture diafisarie, compressione distrazione della frattura, osteosintesi statica, osteosintesi dinamica

SUMMARY

The intramedullary nailing system is a standard treatment for upper and inferior limb shaft fractures. We started to perform this procedure using the first generation of nail, the classical kuntscher, than we switched to the interlocking nail of second generation and today we are using the third generation, the modular nail system.
The Authors show their experience about the realization and the clinical utilization of a new osthesintesis device for the treatment of humerus, femoral and tibial fractures: the close nail.
The idea was to realize a new device which could join the advantage of the intramedullary nail with the compression-distraction system typical of the external fixation with the opportunity of making a dynamic, but stable ostheosintesis.
The characteristics of our device are today utilized by the most important companies producing interlocking nail system.

Key words: intramedullary nailing, shaft fracture, fracture compression/distraction, static ostheosintesis, dinamic ostheosintesis

INTRODUZIONE

L'inchiodamento endomidollare nasce durante la prima guerra mondiale ad opera di H. Groves che nel 1918 utilizzo un infibulo metallico corto applicato per via retrograda in una frattura diafisaria femorale.
Bisognerà aspettare la fine degli anni '30, quando in un paese flagellato dalla guerra, il chirurgo tedesco Kùntscher, per abbreviare il tempo di ospedalizzazione dei malati fratturati, ideò l'inchiodamento endomidollare mediante un robusto chiodo di acciaio inossidabile, che occupava tutto lo spazio del canale.
La nuova tecnica, per le difficoltà di comunicazione del momento storico, si diffuse principalmente in Germania; nei paesi alleati la metodica si conobbe solamente dopo alcuni anni soprattutto attraverso i prigionieri di guerra.
Il chiodo di Kùntscher consentiva un'osteosintesi diafisaria stabile grazie alla compressione subita dal chiodo a seguito della sua introduzione nel canale midollare di diametro inferiore e a livello metafisario dal particolare disegno a trifoglio della sezione; un adeguato contatto con l'osso, però, si otteneva solo nella regione istmica diafisaria: per questo motivo Kùntscher introdusse nel 1950 l'alesaggio del canale. Nelle fratture metafisarie l'inchiodamento convenzionale non consente una stabilità in torsione, inoltre, nelle fratture comminute non previene il collasso assiale dei frammenti.
Per queste ragioni furono introdotte delle viti per bloccare prossimamente e distalmente l'infibulo all'osso:hanno origine così i chiodi di seconda generazione [1].
In questo settore in pochi anni si sono fatti passi da gigante al chiodo di Kuntscher hanno fatto seguito con ritmo incalzante i chiodi di Russel&Taylor e Grosse e Kempf e altri ancora differenti per materiale di realizzazione e numero e la sede dei bloccaggi [2].
Su questo scenario ecco arrivare una novità: il chiodo endomidollare "CLOS" (acronimo di Clinica Ortopedica di Siena).
L'idea è nata durante un congresso internazionale, il "Second Riva Congress" che si teneva appunto a Riva del Garda dal 27 al 31 maggio del 1992.
Autori di chiara fama italiani e stranieri si confrontavano spesso in modo acceso sui vantaggi e svantaggin tama di fissazione esterna e inchiodamento endomidollate nel trattamento delle fratture diafisarie. Dal dibattito si deduceva chiaramente che entrambe le metodiche presentavano pro e contro: da qui l'idea di realizzare un innovativo sistema endomidollare che aveva la pretesa di riassumere i vantaggi delle due metodiche limitandone i difetti.
Il progetto era quello di realizzare un chiodo endomidollare che permettesse la compressione/distrazione del focolaio stabile di frattura, associata a una sintesi elastica/dinamica.
Nasce cosi il chiodo CLOS. Pochi mesi per la progettazione e la

realizzazione, i test biomeccanici indispensabili e poi pronti per la sperimentazione in vivo.
A marzo del 1993 è stato eseguito il primo impianto per una frattura diafisaria di omero.

MATERIALI E METODI

Il chiodo endomidollare che abbiamo realizzato è nato in acciaio inossidabile biocompatibile, adatto ad un impianto durevole nell'organismo umano; oggi è dsponibile anche una versione in titanio.
Il primo ad essere realizzato è stato quello di omero che era costituito dalle seguenti componenti (Fig. 1):
– l'elemento base che offre 6 possibili lunghezze ed era disponibile in 2 diametri 7 e 9 mm;
– il cannotto;
– la molla;
– il coprimolla;
– il dado per la compressione e distrazione.

È subito apparso un presidio terapeutico innovativo, non a caso era protetto sia da brevetto nazionale che statunitense, che aggiungeva alle caratteristiche proprie di tutti i chiodi endomidollari due peculiarità: la compressione e la distrazione.
I risultati che abbiamo ottenuto sono stati incoraggianti al punto molti centri italiani e soprattutto stranieri hanno adottato questo chiodo endomidollare come mezzo di prima scelta per il trattamento delle fratture diafisarie di omero.

Nel 2000 il chiodo CLOS di omero subisce un profondo "restiling".
Il nuovo chiodo anterogrado-retrogrado, cannulato, è molto più semplice e mantiene la caratteristica più importante della prima versione, ossia la possibilità di compattare i frammenti di frattura intraoperatoriamente. Questo chiodo è realizzato in un unico pezzo. La parte prossimale presenta due fori per il bloccaggio prossimale: uno sul piano laterale a forma di asola che permette, quando necessario, di compattare la frattura, ed uno circolare sul piano frontale, perpedicolare al precedente (Fig. 2).
È presente un angolo di flessione dello stelo di 4° che permette per via anterograda di utilizzare una via di accesso sull'epifisi prossimale dell'omero più laterale, al fine di ridurre al minimo i danni a carico della cuffia dei rotatori e per via retrograda di agevolarne l'introduzione. La manovra di compressione viene eseguita grazie ad una apposita vite posizionata all'interno della cannulazione prossimale del chiodo che è filettata ed agisce direttamente sulla vite del bloccaggio prossimale (Fig. 3).
La parte distale presenta due fori per il bloccaggio perpendicolari fra loro e termina a becco di flauto per facilitarne l'inserimento (Fig. 2).
Crediamo che la nuova versione del chiodo CLOS, viste le sue caratteristiche, possa aiutare a ridurre sempre di più le complicanze delle fratture diafisarire di omero, anche se ci rendiamo ben conto che non le eliminerà mai completamente (Fig. 4).
Il chiodo CLOS di femore nasce nel 1994 ed è stato creato per ottenere le migliori condizioni biomeccaniche a livello del focolaio di frattura al momento del carico; è costituito da tre

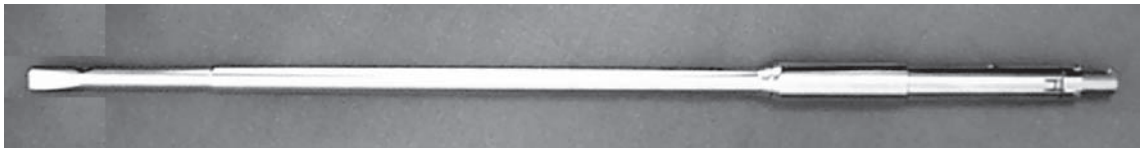


Fig. 1. CLOS omero prima versione.

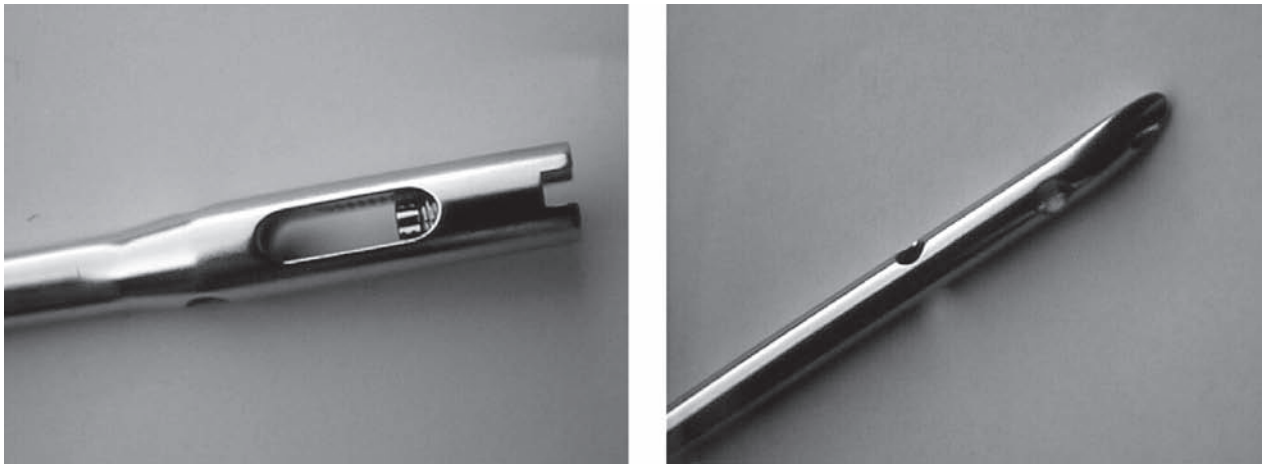


Fig. 2. CLOS omero seconda versione.

componenti che nel loro insieme costituiscono un dispositivo rigido a flessione e torsione, ma deformabile elasticamente in compressione [5 6].

I tre elementi sono:

1) lo stelo cilindrico cannulato, che costituisce il corpo principale del chiodo e presenta lungo il suo asse principale una curvatura che permette al mezzo di sintesi di adattarsi alla curvatura del femore;
2) un elemento prossimale elastico costituito da una molla a più principi;
3) un elemento di connessione.

All'estremità distale dello stelo sono presenti 2 fori, uno ovale e uno rotondo, mentre all'estremità prossimale è presente un'asola per il passaggio della vite di bloccaggio transtrocanterico o trascervicale.

L'elemento prossimale elastico di 4 cm di lunghezza, cilindrico e cavo, è dotato di una filettatura prossimale, di un tratto intermedio, costituito da spire elastiche con una funzione di molla e di due fori per la vite prossimale. Tale componente viene inserita all'estremità prossimaledello stelo in modo che i due fori coincidono con l'asola.

L'elemento di connessione, cilindrico e cavo anch'esso, presenta doppia filettatura a passo contrario che consente l'assemblaggio dell'elemento elastico dello stelo.

Sotto carico le spire elastiche vengono dilatate determinando la compattazione dei frammenti di frattura, che consente una sintesi stabile ed elastica (Fig. 5).

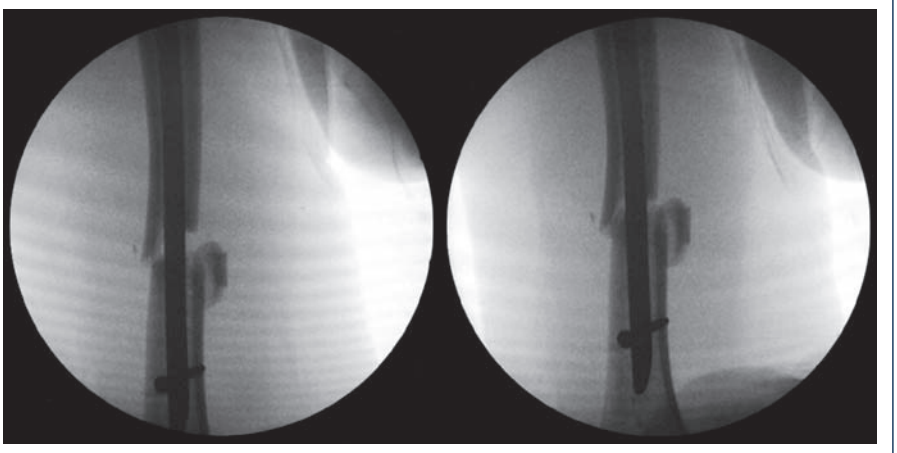


Fig. 3. Meccanismo compressione distrazione: esempio clinico.

Pertanto il chiodo CLOS unisce i vantaggi di un montaggio bloccato a quelli di un montaggio dinamico, in quanto la dinamizzazione del chiodo è ottenuta grazie alla concessione del carico senza la necessità di rimuovere la vite distale o prossimale.

Recentemente anche il chiodo di femore ha subito modifiche significative simili a quelle del chiodo omerale. Il nuovo mezzo si sintesi, realizzato in titanio, è formato da un unico pezzo e conserva le due caratteristiche principali: il meccanismo della compressione del focolaio di frattura e un foro per il bloccaggio distale ad asola così da garantire una sintesi stabile ma dinamica.

Nel settembre 1998 la gamma dei chiodi endomidollare CLOS viene completata (era previsto anche un chiodo endomidollare per le fratture dell'ulna che per motivi commerciali non è stato realizzato) con il chiodo di tibia [7]: un monoblocco con più bloccaggi a livello prossimale e distale. Anche in questo caso è presente un meccanismo che permette di compattare la frattura e di poter eseguire, quando necessario, una sintesi dinamica (Fig. 6).

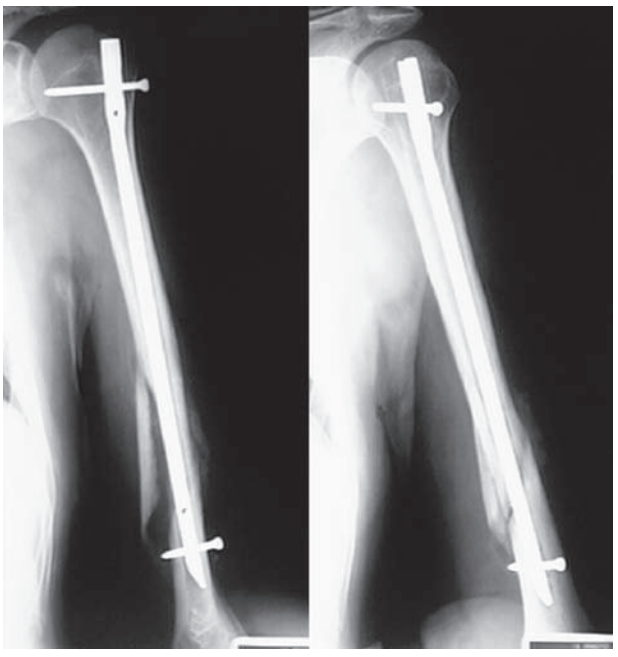


Fig. 4. Caso clinico CLOS 2.

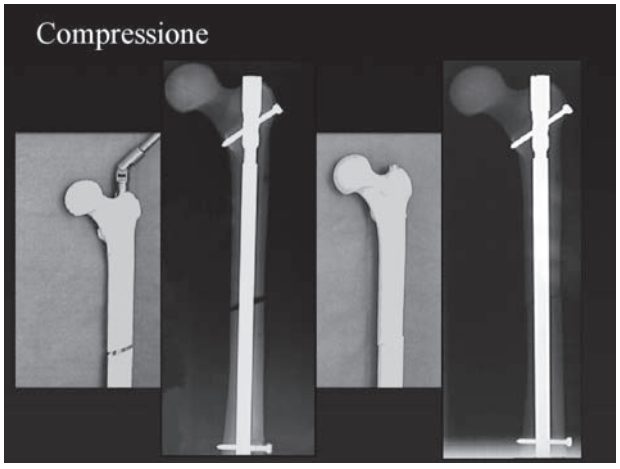


Fig. 5. CLOS di femore.

Fig. 6. CLOS di Tibia.

CONCLUSIONI

Le tecniche di inchiodamento endomidollare hanno subito un'evoluzione importante negli ultimi anni [8 9].

Per quanto riguarda l'omero la possibilità di eseguire più bloccaggi a livello sia prossimale che distale e la possibilità di mettere in compattazione il focolaio di frattura sono caratteristiche che, come si evince dalla letteratura nazionale e internazionale riducono significativamente il rischio di pseudoartrosi [10].

Per quanto riguarda l'arto inferiore il meccanismo di compattazione e i fori ovali permettono, in base alla tipologia della frattura, quattro tipi di montaggi [7]:

1) configurazione statica, ottenibile posizionando una o due viti prossimali ed una vite nel foro sferico distale. La seconda vite distale deve essere inserita nella parte alta del foro ovale. Questa configurazione è indicata nelle fratture instabili.
2) Configurazione dinamica, ottenibile posizionando una o due viti prossimali ed una vita nella parte bassa del foro ovale. Questa configurazione è indicata nelle fratture stabili, e consente lo scorrimento della vite distale lungo l'asse del foro ovale durante il carico ottenendo il dinamismo controllato della frattura.
3) Configurazione in compressione statica, ottenibile posizionando una vite prossimale nel foro contenuto nel cursore ed una vite nel foro sferico distale. La seconda vite distale deve essere inserita nella parte alta del foro ovale. Agendo sul dado si ottiene la compressione. Questa configurazione è indicata nelle fratture in cui risulti difficile mantenere la riduzione o nelle pseudoartrosi.
4) Configurazione in compressione dinamica, ottenibile posizionando una vite prossimale nel foro contenuto nel cursore ed una vite distale nella parte bassa del foro ovale. Agendo sul dado si ottiene la compressione.

Riteniamo che la possibilità di un montaggio in diverse configurazioni offra al chirurgo ortopedico delle valide alternative nel trattamento di queste fratture. Con un unico mezzo di sintesi infatti, è possibile ottenere numerose soluzioni in grado di affrontare le numerose variabili del trattamento delle fratture e delle pseudoartrosi dell'arto superiore e inferiore.

I risultati personali e quelli di numerosi studi multicentrici sono confortanti non a caso ancora oggi il chiodo CLOS è molto utilizzato specie all'estero dove le sue caratteristiche simili a quelle di altri prodotti più conosciuti a dei costi molto competitivi ne fanno un prodotto molto richiesto.

Il chiodo endomidollare CLOS è stata una esperienza indimenticabile che dura ormai da più di quindici anni con migliaia di impianti e numerosissime presentazioni, alcune ad invito, in Italia e nel Mondo.

Motivo di orgoglio è che le nostre idee (quello del meccanismo di compressione e la possibilità di eseguire un montaggio stabile ma dinamico) [6 7 11 12] codificate in brevetti nazionali e internazionali sono state adottare da tutte le più importanti ditte specializzate nella realizzazione e distribuzioni di chiodi endomidollari [10 13]

Possiamo quindi affermare che il chiodo CLOS ha dato un contributo importatane alla nascita di chiodi di terza generazione.

Per onestà intellettuale riteniamo opportuno sottolineare che nelle numerose richerche bibliografiche abbiamo trovato altri autori, ancora una volta italiani della scuola di Bologna Vinditti nel 1962 [14] e Licenzi nel 1980 [15] che avevano proposto dei chiodi coartanti per il trattamento di fratture diafisarie di femore. I risultati furono scadenti soprattutto a causa della qualità dei materiali a loro disposizione.

BIBLIOGRAFIA

1 Kùntscher G. *Intramedullary surgical technique and its place in orthopaedic surgery*. J Bone Joint Surg Am 1965;47:809-18.

2 Larsen SE, Nielsen KS, Larsen MS, et al. *Treatment of femoral shaft fractures with Grosse-Kempf intramedullary nail*. J Orthop Sci 2000;5:328-32.

3 Caniggia M, Filoni G, Maniscalco P, et al. *Esperienza preliminare con un nuovo mezzo di sintesi per le fratture diafisarie di omero: il chiodo iendomidollare bloccato "CLOS"*. Atti A.L.O.T.O. 1995, pp. 5-9.

4 Maniscalco P. *Il trattamento delle fratture di omero mediante inchiodamento endomidollare antero-retrogrado.* Aggiornamenti CIO 2002;8:9-13.

5 Perissinotto A, Maniscalco P. *Viscoelasticità del focolaio di frattura: indeterminazione causale dei protocolli di carico nella osteosintesi*. Aggiornamenti CIO 2000;8:3-8.

6 Maniscalco P. *Le fratture diafisarie dell'arto inferiore*. Milano: Sprinter Editore 2004.

7 Bocchi L, Maniscalco P, Rivera F, et al. *A new interlocking dynamic compression nail for tibial shaft fractures*. J Ortopaed Traumatol 2000;2:83-6.

8 Pan T, Wang G, Wanf J. *Development and clinical application of an*

intramedullary controlled dynamic nailing. Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi 2007;21:1361-5.

[9] Wang G, Pan T, Peng X, et al. *A new intramedullary nailing device for the treatment of femoral shaft fractures: a biomechanical study*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008;23:305-12.

[10] Muckley T, Diefenbeck M, Sorkin AT, et al. *Results of the T2 humeral nailing system with special focus on compression interlocking.* Injury 2008;39:229-305.

[11] Tigani D, Fravisini M, Stagni C, et al. *Interlocking nail for femoral shaft fractures: is dynamization always necessari?* Int Orthop 2005;29:101-4.

[12] Verbruggen JP, Stemstein W, Blum J, et al. *Compression-locked nailing of the humerus: a mechanical analysis*. Acta Orthop 2007;78:143-50.

[13] Umer M, Niazi AK, Hussain D, et al. *Treatment of acute fractures of the femoral shaft with reamed intramedullary interlocking AO nails.* J Pak Med Assoc 2004;54:423-7.

[14] Vicenzi G. *Compressine Kùntscher nail in femoral fractures.* Chirg Organi Mov 1980;66:523-9.

[15] Vinditti D, Benini M. *Proposal of a "pressure" or "coarctating" intramidollary nail.* Min. Ortop 1962;13:368-71.

Aumento delle tecniche di fissazione nel paziente osteoporotico

Current augmentation fixation techniques for the osteoporotic patient

A. Moroni, A. Hoang-Kim, R. Orsini, G. Micera, S. Giannini

RIASSUNTO

L'osteoporosi è caratterizzata da un significativo deterioramento della microarchitettura scheletrica con conseguente riduzione della resistenza meccanica dell'osso. Questa patologia si associa ad un elevato numero di fratture dell'apparato locomotore e, nei pazienti osteoporotici trattati chirurgicamente, ad non trascurabile rischio di fallimento della fissazione dell'impianto.
Le fratture da fragilità ossea più importanti comprendono le fratture dell'anca, spina dorsale e polso. Queste fratture spesso richiedono un'accurata valutazione da parte del chirurgo ortopedico pre-operatoriamente allo scopo di selezionare la tecnica chirurgica più appropriata necessaria per prevenire fallimenti e altre complicazioni associate ad una ridotta fissazione. In questa lavoro, sono descritti metodi avanzati di incremento della fissazione di vari impianti da osteosintesi incluso l'uso di polimetilmetacrilato (PMMA), i trapianti ossei, gli impianti calcio-fosfatici, i cementi calcio-fosfatici, i rivestimenti calcio-fosfatici, gli impianti modificati ed infine l'aumento della fissazione con terapia farmacologica. L'indicazione per queste tecniche dovrebbe essere basata sulla valutazione quantitativa della qualità dell'osso osteoporotico misurata pre-operatoriamente mediante dual energy X-ray absorptiometry (DEXA)

Parole chiave: osteoporosi, fragilità ossea, trapianti ossei, calcio fosfato, fissazione; bisfosfonati

SUMMARY

Osteoporosis is defined as the deterioration of microarchitecture and overall poor bone quality, which represents a risk of implant fixation failure when patients with osteoporosis are surgically treated. Fragility fractures in elderly patients, typically at the hip, spine and wrist, should be assessed by the orthopaedic surgeon prior to surgery in order to select the most appropriate technique necessary to overcome failures and other complications associated with reduced osteofixation. In this review, advanced methods of augmenting implant fixation in osteoporotic bone are described including polymethylmethacrylate (PMMA), bone grafts, calcium phosphate implants, calcium phosphate cements, calcium phosphate coatings, modified implants and pharmaceutical augmentation concepts. The indication for these techniques should be based on the quantitative assessment of the osteoporotic quality of bone evaluated by dual energy x-ray absorptiometry (DXA).

Key words: osteoporosis, fragility fractures, bone grafts, calcium phosphate, fixation, bisphosphonates

Istituti Ortopedici Rizzoli, Università di Bologna

Indirizzo per la corrispondenza:
Prof. Antonio Moroni, Via pupilli 1, 40136 Bologna

INTRODUZIONE

Le fratture osteoporotiche sono uno dei maggiori problemi che i sistemi sanitari mondiali devono affrontare. Soltanto le fratture dell'anca determinano un numero di giorni di ricovero più elevato rispetto a severe patologie debilitanti come infarti e diabete. L'impatto economico è allarmante. Negli USA, il trattamento delle fratture dell'anca attualmente richiede un costo di circa 13,8 miliardi di dollari all'anno [1]. In Europa, il costo medio dei ricoveri è di circa 25.000 euro ogni frattura ed il costo complessivo è fino a 2,5 volte maggiore del primo ricovero [2].
Nonostante il potenziale di guarigione della frattura nel paziente osteoporotico sia normale, l'incidenza di non-unioni e mal-unioni rimane alta. Queste complicanze sono causate dalla mobilizzazione completa o parziale dell'impianto di osteosintesi prima della completa consolidazione della frattura. Questi fenomeni dipendono dall'incapacità degli impianti standard di osteosintesi di realizzare una buona e durevole fissazione nell'osso meccanicamente debole. Alla base dei risultati clinici spesso insoddisfacenti riscontrati abitualmente in questa popolazione di pazienti, vi è pertanto la difficoltà di ottenere una fissazione stabile [3].
Il primo ostacolo che riscontra il chirurgo ortopedico nel trattamento delle fratture da fragilità è la diagnosi dell'osteoporosi. Fra gli strumenti disponibili per la diagnosi, dal 1994 la densitometria (DEXA) è considerata come il 'gold standard' dalla World Health Organisation. Purtroppo, nella pratica clinica, l'uso preoperatorio della densitometria non è una pratica comune. Questo impone un limite al chirurgo ortopedico a cui mancano perciò dati cruciali riguardanti la qualità dell'osso del paziente. Secondo noi, una conoscenza della qualità dell'osso del paziente prima dell'intervento sarebbe utile non soltanto per la somministrazione della corretta terapia medica per prevenire fratture secondarie, ma anche per selezionare il trattamento chirurgico appropriato, incluso l'uso delle tecniche di miglioramento della fissazione.
Le tecniche per il miglioramento della fissazione possono essere definite come procedure mirate all'aumento della stabilità dell'impianto da osteosintesi. Queste tecniche comprendono una varietà di materiali biologici e ortobiologici come: il polimetilmetacrilato (PMMA), i trapianti ossei, vari prodotti calcio fosfatici inclusi granuli, cementi e rivestimenti, ed inoltre, gli impianti modificati [4].

Recentemente, inoltre, sono stati introdotti dei trattamenti 'farmacologici' innovativi con lo scopo di aumentare la qualità della fissazione, come ad esempio i bisfosfonati.

DISCUSSIONE

PMMA

L'aumento con PMMA è stato usato per migliorare la fissazione delle viti oppure come un materiale di riempimento nei casi di gravi perdite scheletriche. Quando si esegue un'osteosintesi in osso osteoporotico, una buona tenuta delle viti da fissazione è spesso una grande sfida per il chirurgo, data l'insufficiente resistenza meccanica dell'osso osteoporotico ed, in particolare, di quello spongioso. Nonostante il PMMA non aderisca all'osso, il suo impianto nell'osso spongioso migliora la resistenza meccanica del segmento scheletrico interessato. Quando si usa il PMMA per aumentare la fissazione delle viti, la polvere ed il liquido dovrebbero essere opportunamente raffreddati per poter prolungare il processo di polimerizzazione. Dopo aver mischiato la polvere con il liquido, il cemento viene messo in una siringa ed iniettato nei fori in precedenza praticati. A questo punto, le viti vengono parzialmente avvitate. Infine, una volta che il cemento comincia a consolidare, le viti vengono completamente avvitate. Un'altra tecnica per aumentare la fissazione delle viti comprende eseguire i fori per le viti, impiantare il PMMA nei fori, aspettando che il cemento sia completamente consolidato ed, infine, inserire le viti nei fori contenenti il cemento previa perforazione e successivo avvitamento. La prima tecnica è quella più usata e ha il vantaggio che il chirurgo può decidere di rafforzare soltanto quelle viti che lo necessitino.

Il PMMA può inoltre essere usato per migliorare la fissazione di viti cannulate che presentano buchi spaziati ad intervalli lungo la porzione filettata. Dopo l'impianto delle viti, il cemento può essere iniettato all'interno del gambo e, tramite i fori, può penetrare nell'osso circostante, ottenendo in questo modo, una fissazione più stabile. È stato dimostrato che la fissazione di queste viti è maggiore del 278% della fissazione di analoghe viti standard.

Il PMMA è stato anche utilizzato su vasta scala per ottimizzare la fissazione nell'osso osteoporotico di placche da osteosintesi o chiodi endomidollari. Con questa tecnica è possibile ottenere una rapida mobilizzazione dei pazienti, e ridurre le complicazioni associate ai fallimenti dell'impianto. Il PMMA può inoltre essere usato per riempire difetti ossei, in particolare nelle zone metafisarie.

La cifoplastica è un'altra tecnica chirurgica praticata nei pazienti osteoporotici con fratture vertebrali dorsali e lombari da compressione, nella quale si usa il PMMA. Tramite un approccio mininvasivo percutaneo, un palloncino viene inserito sotto controllo radiografico nei corpi vertebrali. Il palloncino viene poi gonfiato, elevando in questo modo le vertebre. Una volta ottenuta la corretta riduzione, il palloncino viene sgonfiato e rimosso. Infine, la cavità residua viene riempita con il PMMA e la riduzione della frattura viene stabilizzata.

Nonostante vari studi abbiano dimostrato come l'aumento della fissazione con PMMA sia biomeccanicamente efficace, questa tecnica non è ampiamente usata data la sua complessità, l'incremento dei tempi operatori, l'aumento dei costi, ed il rischio necrotico per eccessiva produzione di calore durante la polimerizzazione del cemento [5]. Inoltre, il PMMA è difficile da rimuovere nei casi di revisione e vi è anche un rischio significativo che possa alterare il processo di consolidazione della frattura nel caso in cui il cemento venga a trovarsi interposta fra i capi di frattura.

I trapianti ossei

L'uso di trapianti ossei, che comprendono sia trapianti autologi che omologi rappresentano in vari casi una soluzione efficace nel trattamento delle fratture osteoporotiche. È interessante ricordare come dal punto di vista biologico i trapianti autologi mantengono anche nel paziente osteoporotico lo stesso potenziale biologico dei pazienti con osso di buona qualità meccanica. Questo conferma la tesi che il potenziale di guarigione dei pazienti con fratture osteoporotiche rimane analogo a quello dei pazienti non affetti da questa patologia

I trapianti autologi di osso spongioso vengono generalmente prelevati dalla cresta iliaca. Questi trapianti sfruttano l'attività biologica di delle cellule osteogeniche [6]. Non è inoltre trascurabile la presenza in questi trapianti di idrossiapatite e collagene, che fungono da piattaforma osteoconducibile. Contengono inoltre delle cellule stromali osteogeniche e fattori di crescita come *bone morphogenic protein* (BMP) e *transforming growth factor-β*, che contribuiscono alla rigenerazione dell'osso e promuovono la guarigione della frattura. I trapianti autologi spongiosi offrono però poca resistenza meccanica.

I trapianti autologi corticospongiosi forniscono una maggiore resistenza meccanica e possono essere utilizzati per riempire difetti ossei oppure per aumentare la stabilità meccanica della fissazione. Questi trapianti possono essere vascolarizzati o non-vascolarizzati. Studi hanno dimostrato che i trapianti vascolarizzati sono superiori a quelli non-vascolarizzati, particolarmente nei casi più gravi [7]. I trapianti vascolarizzati uniscono concetti biologici e meccanici, tuttavia, gli svantaggi includono tempi operatori più lunghi e la morbilità del sito del donatore [8].

I trapianti omologi spongiosi sono generalmente ottenuti da creste iliache o teste femorali da donatore. I trapianti omologi corticospongiosi hanno il chiaro vantaggio di essere istocompatibili. In più, l'incidenza di trasmissione di malattie è insignificante. In un caso ben-documentato riguardante un paziente con AIDS, i trapianti che erano stati liofilizzati e irradiati non hanno portato allo sviluppo dell'AIDS, mentre i graft freschi congelati sì. Questo suggerisce che tale trattamento dell'osso potrebbe essere efficace per distruggere il virus [7]. Trapianti omologi corticospongiosi possono essere utilizzati anche nelle fratture diafisarie, in opposizione alla placca per aumentare la tenuta delle viti. [9].

Calcio fosfati

La maggior parte dei sostituti ossei ceramici attualmente disponibili sono costituiti da materiali calcio-fosfatici. Questi sostituti ossei vengono utilizzati da più di dieci anni sia da soli, generalmente sotto forma di granuli di varie dimensioni, sia come rivestimento di impianti ortopedici metallici, protesici e di traumatologia.

I granuli in seguito all'impianto vengono progressivamente invasi

da cellule e fattori di crescita con neoformazione ossea a diretto contatto della superficie. La loro resistenza meccanica è però assai limitata per cui devono essere utilizzati insieme ad impianti capaci di garantire la necessaria stabilità meccanica. Una interessante utilizzazione è quella di impattare granuli di idrossiapatite nei fori di perforazione contestualmente all'impianto nel femore prossimale di placche da osteosintesi. I granuli vengono impattati precedentemente all'inserzione delle viti da osteosintesi, incrementando così la stabilità di fissazione [5].

Il rivestimento con calcio-fosfati bioattivi, ed in particolare con idrossiapatite di substrati metallici sfrutta la resistenza meccanica del metallo e la biocompatibilità del rivestimento ceramico. La fissazione delle viti da fissazione esterna nell'osso osteoporotico è particolarmente problematica. Diversi studi hanno dimostrato che viti rivestite di idrossiapatite sono in grado di ottenere anche nell'osso meccanicamente insufficiente un'elevata stabilità di fissazione, riducendo l'incidenza delle mobilizzazioni settiche ed asettiche.

In uno studio di venti pazienti femmine con fratture osteoporotiche del polso [10] le pazienti, divise in due gruppi pari, sono state randomizzate ricevendo viti coniche standard (Gruppo A) o viti rivestite con idrossiapatite (Gruppo B). In tutte le pazienti è stato utilizzato un fissatore di polso Pennig II (Orthofix S.r.l., Bussolengo, Italia). Tutti i fissatori sono stati rimossi sei settimane dopo l'intervento. Il valore medio della *torque* di inserzione era 461 ± 254 Nmm nel Gruppo A e 331 ± 176 nel Gruppo B ($p = 0.01$). Il valore medio della *torque* di estrazione era 191 ± 155 Nmm nel Gruppo A e 600 ± 214 Nmm nel Gruppo B ($p < 0,05$): Questi risultati biomeccanici confermano come la fissazione delle viti rivestite sia significativamente superiore rispetto alle viti standard. Nel gruppo di viti standard si è evidenziata una grave riduzione della fissazione con il passare del tempo dal momento dell'impianto mentre nel gruppo con viti rivestiten la fissazione addirittura migliora con il passare del tempo ($p = 0,001$). Questi risultati dipendono dall'elevata osteoconduttività dell'idrossiapatite che ha portato ad un efficace rimodellamento osseo ed alla formazione di un legame diretto, senza interposizione di tessuto fibroso, fra la superficie della vite e l'osso migliorando di conseguenza la stabilità di fissazione. meccanicamente la forza dell'interfaccia. Interessante osservare come i benefici forniti dal rivestimento siano più evidenti nell'osso spongioso che nell'osso corticale. Risultati analoghi sono stati riportati in un più recente studio di fratture pertrocanteriche trattati con fissazione esterna e viti rivestite.

Recentemente sono stati anche sviluppati cementi calcio fosfatici come il *Norian Skeletal Repair System* (SRS) ed il *Bone Source*. Questi cementi aderiscono all'osso ed hanno il vantaggio di essere progressivamente riassorbiti e sostituiti dall'osso ospite. Quando vengono impiantati sono in forma fluida e poi progressivamente solidificano. Goodman et al. hanno aumentato la fissazione di fratture trocanteriche e di fratture del collo del femore con Norian [11]. I risultati a breve termine hanno evidenziato una minore varizzazione ed una migliore stabilità. I pazienti trattati con Norian avevano meno dolore, una migliore capacità di camminare e qualità di vita rispetto al gruppo di controllo. Simili risultati sono stati riportati in studi di fratture di polso [12].

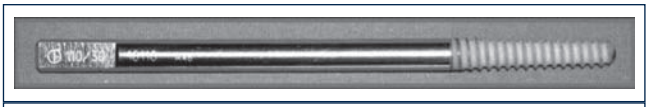


Fig. 1.

Impianti modificati

Un altro approccio per un miglior trattamento delle fratture osteoporotiche è l'uso di impianti progettati appositamente per l'osso di scarsa qualità meccanica. Numerosi ricercatori hanno valutato l'effetto della dimensione e del disegno della filettatura sulla capacità di tenuta delle viti [5]. Utilizzando viti con passo minore ed un maggior angolo di filettatura si ottiene un incremento della tenuta delle viti, mentre larghi diametri del nocciolo la riducono. Altri progetti includono viti stabilizzate attraverso un filo di Kirshner inserito nel gambo che è opportunamente perforato e le viti ad espansione. Si tratta in questo caso di un cilindro inserito all'interno del gambo della vite che la espande.

Nonostante non sia molto utilizzato, a causa del fatto che le fratture osteoporotiche si verificano più frequentemente in prossimità dell'articolazione, la fissazione intramidollare presenta vantaggi sia biologici che meccanici in confronto alla fissazione extramidollare. Il trauma indotto dalla chirurgia è minimo, il momento di flessione minore, la distribuzione del carico all'osso e la stabilità meccanica sono spesso sufficienti. La tenuta delle viti di bloccaggio nell'osso osteoporotico comunque desta ancora qualche preoccupazione. Recentemente, la fissazione intramidollare è diventata molto popolare nel trattamento delle fratture trocanteriche osteoporotiche. Comunque, studi prospettivi randomizzati su pazienti trattati con placca a scivolamento-compressione, hanno riportato meno casi di non-unione, meno scomposizioni, meno fallimenti dovuti al cut-out, meno spostamenti mediali del frammento distale, e meno complicazioni intraoperatorie rispetto ai pazienti trattati con chiodi Gamma [13].

L'uso delle placche nei pazienti osteoporotici ha un tasso di complicanze meccaniche molto elevato. La fissazione delle viti dipende infatti da un sottile strato di osso corticale e non vi è assolutamente fissazione nell'osso spongioso. Sono state proposte varie soluzioni, per esempio l'inserzione obliqua delle viti, la placca di rinforzo, la lama-placca, l'uso dei dadi Schuhli, e la placca LC-DCP, che danneggia meno la vascolarizzazione. Una importante innovazione è stata raggiunta grazie allo sviluppo della placca di LISS, che utilizza viti monocorticali, autoperforanti e autofilettanti che vengono avvitate nei fori della placca che sono filettati. Questo concetto chirurgico è stato sviluppato contemporaneamente allo sviluppo di tecniche chirurgiche mininvasive.

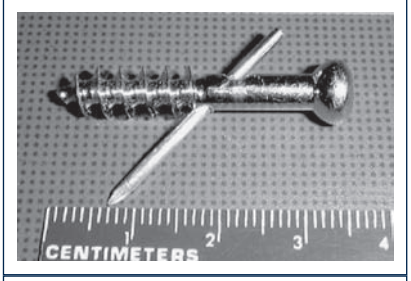


Fig. 2.

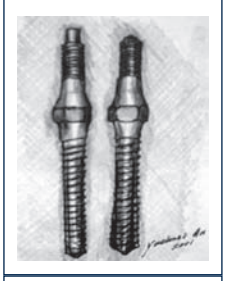


Fig. 3.

Bisfosfonati

Un altro approccio innovativo per aumentare la fissazione dell' impianto è la somministrazione sistemica o locale di bisfosfonati. I bisfosfonati hanno un'affinità particolare per le zone ad elevato turn-over osseo, in particolare, per i siti di frattura. Studi animali hanno dimostrato che i bisfosfonati migliorano ed accelerano la fissazione di vari impianti ortopedici sia nell'osso corticale che spongioso [14]. È stato in particolare evidenziato che l'alendronato inibisce il riassorbimento dell'osso perimplantare, aumentando di conseguenza la stabilità della fissazione [15]. In uno studio clinico su pazienti osteoporotiche affette da fratture pertrocanteriche e trattate con fissazione esterna e viti rivestite di idrossiapatite è stato dimostrato come il trattamento sistemico con alendronato è in grado di migliorare significativamente la fissazione nell'osso spongioso.

CONCLUSIONI

Per migliorare la qualità di fissazione nell'osso osteoporotico è innanzitutto utile disporre pre-operatoriamente della corretta diagnosi, questo è possibile utilizzando la densitometria. Se la densitometria evidenzia che la qualità dell'osso è particolarmente compromessa il chirurgo dovrebbe valutare l'impiego delle tecniche di aumentazione della fissazione. Fra queste si dovrebbero preferire le tecniche più biologiche e meno costose e naturalmente si dovrebbe fare attenzione alla presenza di risultati valicati nell'ambito di studi prospettici e randomizzati. Fra le tecniche attualmente a disposizione le viti rivestite di idrossiapatite, i sostituti dell'osso, il trattamento con bisfosfonati e l'uso impianti modificati per aderire alle peculiari esigenze dell'osso osteoporotico sono quelle che hanno il maggior potenziale per migliorare i risultati clinici e ridurre l'incidenza delle complicazioni.

BIBLIOGRAFIA

1. Cornell C. *Internal fracture fixation in patients with osteoporosis*. J Amer Acad Orth Surgeons 2003;11:109-19.
2. International osteoporosis foundation. *Osteoporosis action*. 2005;1.
3. Stromse K. *Fracture fixation problems in osteoporosis*. Injury 2004;35:107-13.
4. Larsson S. *Treatment of osteoporotic fractures*. Scand J Surgery 2002;91:140-6.
5. An YH. *Internal fixation in osteoporotic bone*. New York: Thieme Verlag 2002.
6. Aronson J, Cornell CN. *Bone healing and grafting*. In: Beaty JH, editor: *Orthopaedic Knowledge Update 6: Home Safety Syllabus*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons 1999;25-35.
7. Gazdag, A, Lane J, Glaser, D, Forster R. *Alternatives to autogenous bone graft*. Journal of American Academy of Orthopaedic Surgeons 1995;31:1-8.
8. Summers BN, Eisenstein SM. *Donor site pain from the ilium*. J Bone Joint Surg 1989;71B:677-80.
9. Moroni A, Caja V, Sabato C, Rollo G, Zinghi G. *Composite bone grafting and plate fixation for the treatment of nonunions of the forearm with segmental bone loss: A report of eight cases*. J Trauma 1995;9:419-26.
10. Moroni A, Faldini C, Marchetti S, Manca M, Consoli V, Giannini S. *Improvement of the bone-pin interface strength in osteoporotic bone with use of hydroxyapatite-coated tapered external fixation pins. A prospective, randomized clinical study of wrist fractures*. J Bone Joint Surg 2001;83A:717-21.
11. Goodman SB, Bauer TW, Carter D, Casteleyn PP, Goldstein SA, Kyle RF, et al. *Norian SRS cement augmentation in hip fracture treatment. Laboratory and initial clinical results*. Clin Orthop Relat Res 1998;348:42-50.
12. Cassidy C, Jupiter JB, Cohen M, Delli-Santi M, Fennell C, Leinberry C, et al. *Norian SRS cement compared with conventional fixation in distal radial fractures. A randomized study*. J Bone Joint Surg Am 2003;85A:2127-37.
13. Madsen JE, Naess L, Aune AK, Alho A, Ekeland A, Stromsoe K. *Dynamic hip screw with trochanteric stabilizing plate in the treatment of unstable proximal femoral fractures: a comparative study with the Gamma nail and compression hip screw*. J Orthop Trauma 1998;12:241-8.
14. Skoglund, B, Holmertz J, Aspenberg P. S*ystemic and local ibandronate enhance screw fixation*. J Orthopaedic Research 2004;22:1108-13.
15. Miyaji T, Nakase T, Azuma Y, Shimizu N, Uchiyama Y, Yoshikawa H. *Alendronate inhibits bone resorption at the bonescrew interface*. Clin Orthop Relat Res 2005;430:195-201.

Overview

F. Postacchini

RIASSUNTO

È stato analizzato il contributo dei chirurghi ortopedici italiani alla ricerca scientifica nella spalla e nel gomito negli ultimi 15 anni. Sono state prese in considerazione pubblicazioni su riviste con "impact factor" o solo indicizzate. Oltre a queste, sono state considerate le monografie in cui sono introdotti concetti nuovi o arricchiti concetti già noti. È stato considerato contributo scientifico anche quello rappresentato dall'ideazione di presidi terapeutici. Il contributo scientifico italiano è stato sicuramente significativo nel settore della spalla, ma relativamente scarso per il gomito.

Parole chiave: spalla, gomito, ricerca, Italia

SUMMARY

An analysis was made of the contribution of the Italian orthopaedic surgeons to the research on the shoulder and elbow in the last 15 years. As for the publications in journals, only those in journals with impact factor or only indexed were taken into consideration. Monographs were included in the analysis when they included new concepts, or already known concepts were enriched. It was also considered a scientific contribution the device of therapeutic tools. The Italian scientific contribution was certainly remarkable on the shoulder, but relatively poor on the elbow.

Key words: shoulder, elbow, research, Italy

INTRODUZIONE

Anche uno studio pubblicato su una rivista locale o regionale può avere un valore significativo. Peraltro, la comunità scientifica nazionale e internazionale attribuisce maggiore importanza ad uno studio pubblicato su una rivista scientifica indicizzata (citata su Index Medicus), e ancor più su una che, oltre ad essere indicizzata, è dotata di impact factor ("impattata") poiché questa ha implicitamente una più ampia diffusione internazionale e di solito una più rigorosa "peer review". In questa revisione dei contributi scientifici italiani sulla spalla e sul gomito sono stati quindi analizzati solo studi pubblicati su riviste indicizzate. Inoltre, tranne alcune eccezioni, sono stati presi in considerazione studi di un autore o di un autore e suoi collaboratori che hanno pubblicato almeno 2 lavori scientifici su riviste impattate o almeno 3 su riviste indicizzate o impattate sulla spalla e/o sul gomito.

Si ritiene generalmente che una monografia abbia un valore intrinseco minore di un un lavoro originale, poiché spesso non porta innovazioni nel panorama scientifico. Tuttavia, anche una monografia che non sia una mera elencazione di dati già noti può avere un valore scientifico significativo se è espressione dell'esperienza di uno o più autori in un determinato settore della medicina. Tanto più se in essa vengono introdotti concetti nuovi, od arricchiti concetti che sono già patrimonio acquisito dei cultori della materia. In questa disamina abbiamo preso in considerazione anche le monografie di autori o gruppi di autori che hanno anche pubblicato lavori su riviste secondo quanto sopra esposto.

È da considerare, infine, che un contributo scientifico significativo può essere attribuito all'ideazione o messa a punto di presidi terapeutici, quali una protesi, che abbiano una riconosciuta validità terapeutica e un'ampia diffusione nazionale e internazionale.

Non sono state prese in considerazione le presentazioni a congressi perché di troppo difficile, se non spesso impossibile, reperibilità.

METODO

Per l'individuazione dei lavori scientifici di autori italiani è stato consultato il sito "Pub Med", ricercando le pubblicazioni degli ultimi 15 anni.

I contributi scientifici di singole persone o gruppi di persone sono stati distinti in 4 categorie. La categoria 1 è costituita dalle pubblicazioni su riviste indicizzate e impattate e la 2 da pubblicazioni su riviste solo indicizzate. La categoria 3 comprende le monografie giudicate sufficientemente valide da fornire contributi scientifici significativi, individuate tra quelle di cui avevo conoscenza diretta. La categoria 4 è rappresentata dai contributi in termini di presidi terapeutici di riconosciuta notorietà. Per le prime due categorie è stata fatta una distinzione di valore decrescente dalla 1 alla 2. Per le altre non si è ritenuto di fare una classifica né tra loro, né rispetto alle prime due. Ciononostante, nell'analisi della produzione scientifica individuale esse sono state considerate per ultime, nel rispetto dei canoni comunemente adottati dalla comunità scientifica per la valutazione della produzione di singole persone o gruppi di persone. Anche per tale ragione, nella disamina dei contributi sono citati per primi coloro che hanno pubblicato un maggior numero di lavori su riviste impattate

Dipartimento di Scienze dell'Apparato Locomotore, Università di Roma, "Sapienza"

Indirizzo per la corrispondenza:
Prof. Franco Postacchini, Clinica Ortopedica Università "Sapienza", P.le Aldo Moro 5, 00187 Roma. E-mail: franco.postacchini@uniroma1.it

DISAMINA

Spalla

F. Postacchini e S. Gumina hanno fornito significativi contributi sul cingolo scapolo-omerale con pubblicazioni di varia natura, dall'anatomia ossea all'istologia tendinea, e dall'epidemiologia ad alcune patologie della spalla. Gli studi più originali e di maggiore impatto scientifico sono quello sulle lussazioni di spalla nei soggetti anziani, che sono risultati avere una rottura della cuffia in un'alta percentuale di casi [1], e quello sulla lussazione scapolo-omerale in un ampio numero di adolescenti andati incontro a recidiva nell'86% dei casi [2]. Importante è anche lo studio sull'epidemiologia delle fratture di clavicola, il più ampio finora effettuato su una popolazione metropolitana [3] e quello sui risultati negativi dell'acromioplastica nelle rotture irreparabili della cuffia [4]. Una citazione meritano anche vari studi anatomici, alcuni dei quali con significativi riflessi clinici [5-7]. Dei lavori pubblicati su rivista non impattata, il più valido riguarda lo studio dell'ampiezza dello spazio sottoacromiale nei soggetti con ipercifosi toracica [8]. Una monografia sulla chirurgia della spalla si qualifica per alcuni originali rilievi anatomici e clinici [9].

A. Castagna ha contribuito alla conoscenza delle patologie della spalla sotto il profilo clinico oltre che artroscopico, e ha ideato nuove tecniche artroscopiche per alcune condizioni patologiche dei tendini di questa regione. Rilievanti appaiono due studi: uno sulla presenza di un'impronta sulla cartilagine della testa omerale come segno indiretto di instabilità del tendine bicipitale nell'articolazione della spalla [10] e l'altro su una tecnica originale di riparazione delle rotture della cuffia mediante una tecnica Mason-Allen modificata [11]. Una citazione merita l'analisi di una serie di casi di avulsione omerale posteriore del legamento gleno-omerale, spesso associata ad altre patologie intra-articolari [12] e una disamina del quadro clinico delle instabilità minori della spalla [13]. L'autore ha effettuato, o contribuito ad alcuni lavori su rivista non impattata, dei quali il più significativo è quello sul dolore posteriore di spalla in presenza di un'instabilità anteriore [14]. È coautore di un'ampia monografia su vari aspetti della patologia, chirurgia e riabilitazione della spalla [15].

G. Porcellini e il suo gruppo hanno pubblicato vari lavori sulla chirurgia artroscopica e sulla protesica di spalla. Gli autori hanno descritto una tecnica di Bankart modificata attuata in sportivi con lussazione di spalla e frattura del bordo glenoideo anteriore, con la quale hanno ottenuto buoni risultati nel 92% dei casi [16]. In uno studio simile hanno comparato il trattamento artroscopico in fase acuta rispetto a quello in fase cronica rilevando risultati migliori nei casi acuti [17]. Nei pazienti con calcificazioni della cuffia sottoposti ad artroscopia hanno rilevato che i risultati erano tanto migliori quanto più completa era stata la rimozione della calcificazione [18]. Uno studio ha analizzato i risultati del trattamento artroscopico in pazienti di 40-60 anni con rottura della cuffia o instabilità della spalla o ambedue le patologie, cercando di stabilire una correlazione tra lesione del complesso cercine-capsula, lesione della cuffia, numero di lussazioni ed età del paziente; è stata rilevata una stretta correlazione tra rotture della cuffia e instabilità della spalla e tra lesioni postero-superiori della cuffia e numero di lussazioni [19]. In lavori su una rivista indicizzata, gli autori hanno portato la loro esperienza sull'endoprotesi di Neer in pazienti con frattura o patologia degenerativa [20,] e sull'uso della protesi inversa nelle revisioni di endoprotesi [21]. Una monografia, precedentemente menzionata [15], riporta elementi originali sulla chirurgia artroscopica e sulla protesica di spalla.

A. Ferretti ha portato importanti contributi sulla lesione del nervo soprascapolare nell'incisura sopraglenoidea. Nel 1998 ha riportato un'analisi di 38 casi di lesione di questo nervo in pallavolisti, parte dei quali analizzati e pubblicati in passato. La maggior parte dei pazienti avevano un'atrofia del sottospinoso, ma non avevano dolore ed erano stati trattati con cinesiterapia, mentre 3 erano stati operati per persistente dolore. Ad un controllo a lungo termine, la maggior parte dei pazienti non operati avevano ripreso l'attività sportiva, analogamente ai pazienti operati [22]. La revisione di 40 casi operati a cielo aperto di capsulorrafia con ancore per lussazione recidivante di spalla ha evidenziato risultati soddisfacenti nel 95% di essi; la maggior parte dei pazienti che svolgevano sport di contatto o di lancio erano tornati allo sport [23]. In uno studio su cadavere diretto a valutare la risposta biomeccanica al carico ciclico di 6 differenti complessi ancora-filo di sutura è stato rilevato che il filo fiber-wire accoppiato ad ancore metalliche o bioassorbibili ha la maggiore resistenza meccanica [24].

F. Franceschi si è interessato di ricerca istologica sui tendini della cuffia e di chirurgia artroscopica. Gli studi istologici hanno dimostrato che i tendini di soggetti con rottura tendinea sono significativamente più degenerati di quelli di soggetti di pari età senza rottura tendinea [25] e che le alterazioni, rappresentate da assottigliamento e disorientamento delle fibre collagene e metaplasia condroide, sono più marcate sul versante articolare della cuffia [26] . Uno studio diretto a valutare se il distacco o meno del tendine bicipitale dalla glenoide dopo tenodesi del bicipitale alla cuffia nella riparazione di una rottura di questa non ha rivelato significative differenze nei risultati clinici tra i pazienti in cui il bicipitale era stato o non era stato distaccato [27]. In uno studio randomizzato, l'autore ha dimostrato che in pazienti di oltre 50 anni con rottura della cuffia e lesione SLAP di tipo II si hanno risultati migliori con tenotomia del bicipitale piuttosto che con riparazione della lesione SLAP [28].

L. Celli e collaboratori hanno effettuato, primi in Italia, la trasposizione di unità muscolo-tendinee lontane dalla spalla per sostituire anatomo-funzionalmente i tendini della cuffia in pazienti con rottura irreparabile di questi tendini. I risultati a breve e lungo termine di queste metodiche, particolarmente quella della trasposizione del grande rotondo, sono stati descritti in lavori scientifici [29 30] e in una monografia a più autori da lui redatta [31]. A ciò si aggiunge il contributo alla ricerca prodotto in numerose presentazioni a congressi, anche internazionali.

R. Russo e il suo gruppo hanno contribuito alla ricerca clinica con l'ideazione di una tecnica chirurgica per la ricostruzione delle superfici articolari e delle tuberosità nelle fratture complesse dell'estremità prossimale dell'omero; con questa metodica hanno ottenuto risultati soddisfacenti nella grande maggioranza dei pazienti trattati [32]. A ciò si aggiungono vari studi pubblicati su una rivista indicizzata. Di questi, ha la maggiore originalità quello sul trattamento degli esiti di fratture dell'estremità prossimale dell'omero mediante differenti tipi di osteotomia [33]. In una monografia l'autore

ha espresso osservazioni originali in vari settori della chirurgia della spalla [34].

G. Milano ha effettuato uno studio prospettivo randomizzato su pazienti con rottura della cuffia, un gruppo dei quali sottoposto e l'altro non sottoposto ad acromioplastica, non rilevando differenze significative tra i due gruppi [35]. In uno studio biomeccanico in vitro è stata comparata la tecnica a singola filiera di ancore con quella a doppia filiera nella riparazione, in tensione o senza tensione dei fili, delle rotture della cuffia: la riparazione a doppia filiera di ancore è risultata superiore a quella a singola filiera [36].

R. Rotini si è interessato di problematiche di biomeccanica. Gli studi hanno riguardato la resistenza alla trazione dei tre singoli componenti (fili nel tendine, nodi, ancoraggio all'osso) di una sutura osteo-tendinea della cuffia, con o senza aggiunta di una placca metallica sulla superficie del trochite [37] e la resistenza alla trazione di vari tipi di sutura applicata alle estremità di tendini della cuffia sezionati [38]. Dei lavori su rivista indicizzata, il più significativo appare quello sui risultati a distanza del trattamento chirurgico delle lussazioni acromio-clavicolari di 3° grado di Rockwood [39].

G. Sforza ha collaborato con ortopedici inglesi e svedesi, partecipando a vari studi, tutti su riviste ad ampia diffusione. In nessun lavoro, tuttavia, è primo autore e solo in due è secondo autore. Uno è sull'analisi geometrica della protesi di rivestimento di Copeland rispetto alla normale anatomia [40] e l'altro analizza i risultati della capsuloplastica nell'instabilità atraumatica della spalla,[41].

Delle pubblicazioni di F. Grassi la più significativa è sulla valutazione dei risultati del trattamento conservativo rispetto a quello chirurgico in pazienti con frattura del terzo medio della clavicola, dal quale è emersa la superiorità del trattamento incruento [42]. V. De Cupis ha portato pochi ma significativi contributi, il principale dei quali riguarda l'accuratezza di varie modalità di diagnostica per immagini nelle rotture della cuffia [43]. R. Lupo ha portato contributi sulle rotture della cuffia, e sulla chirurgia delle lussazioni acromio-claveari [44] e delle fratture dell'estremità prossimale dell'omero [45]. M. Caniggia ha studiato l'efficacia delle ancore di titanio nella riparazione delle rotture della cuffia in soggetti con buona massa ossea [46].

M. Randelli ha pubblicato lavori scientifici, anche di rilievo, nei decenni passati, mentre ha al suo attivo una scarsa pubblicistica negli ultimi 15 anni. Ciononostante merita un doveroso riconoscimento, anche maggiore di quello dovuto a molti autori di lavori impattati, per le intuizioni scientifiche che ha espresso negli innumerevoli congressi cui ha partecipato. Ma soprattutto perché la sua attività scientifica si è espressa principalmente nell'ideazione di una protesi di spalla che è stata ed è utilizzata, nella sua ultima versione, da una larga parte dei chirurghi della spalla in Italia e in vari Paesi del mondo.

Gomito

La produzione italiana, in termini di pubblicistica scientifica, è decisamente inferiore a quella sulla spalla. Ciò, d'altrro canto, si allinea alla letteratura internazionale, in cui il gomito ha sempre ricevuto minore attenzione rispetto alla spalla.

L. Celli è un noto cultore della biomeccanica e patologia del gomito e ha al suo attivo numerose presentazioni a congressi nazionali e internazionali, e la redazione di una monografia multiautore negli anni '90 [47]. A questa si è aggiunta la redazione, insieme ad A. Celli, di una monografia in cui hanno portato contributi molti autori stranieri [48].

A. Celli, oltre alla citata monografia [48], ha pubblicato lavori su riviste impattate o solo indicizzate. In uno studio retrospettivo su un elevato numero di pazienti operati di artroprotesi di gomito è stato analizzato un gruppo di 16 pazienti con insufficienza del meccanismo estensore del gomito per rottura parziale o totale del tricipite; i pazienti erano stati operati per ricostruzione del meccanismo estensore mediante sutura diretta del tendine, rotazione dell'anconeo o uso di un allo-innesto di tendine di Achille e tutti, tranne uno, hanno recuperato la capacità di estendere il gomito contro gravità [49]. Un'analisi retrospettiva di 31 pazienti con frattura del capitello radiale e lussazione del gomito ha evidenziato risultati clinici mediocri o cattivi in circa il 60% dei casi per rigidità o instabilità del gomito; è stato quindi definito un protocollo di trattamento per evitare, in questi pazienti, risultati insoddisfacenti [50]. In uno studio, l'uso di placche premodellate nelle fratture dell'omero distale ha fornito risultati soddisfacenti [51].

V. De Cupis è coautore di uno studio in cui sono stati comparati pazienti con rottura del tendine distale del bicipite brachiale trattati conservativamente o operati di reinserzione del tendine alla tuberosità bicipitale mediante due incisioni cutanee. Tutti i pazienti di quest'ultimo gruppo hanno ottenuto un buon risultato [52]. Il gruppo di R. Rotini ha controllato 77 pazienti con epicondilite trattati incruentamente in vario modo, rilevando una guarigione clinica in poco più di un terzo dei casi dopo un periodo medio di 14 mesi dal trattamento [53]. G. Porcellini e collaboratori si sono cimentati nella liberazione artroscopica del nervo ulnare al gomito [54].

CONCLUSIONI

Il contributo scientifico italiano sull'anatomia, biomeccanica e patologia della spalla e del gomito, considerato globalmente, è sicuramente significativo nel settore della spalla. Tuttavia, i contributi pubblicati su riviste internazionali ad ampia diffusione provengono da pochi autori o gruppi di autori. Ciò a fronte delle numerosissime, e molto spesso ottime, presentazioni a Congressi e Corsi nazionali e regionali di molti di coloro che si interessano attivamente a questo settore dell'ortopedia. Il contributo pubblicistico nel settore del gomito è relativamente scarso.

BIBLIOGRAFIA

1 Gumina S, Postacchini F. *Anterior dislocation of the shoulder in elderly patients*. J Bone Joint Surg 1997;79B:540-543.

2 Postacchini F, Gumina S, Cinotti G. *Anterior shoulder dislocation in adolescents*. J Shoulder Elbow Surg 2000;9:470-474.

3 Postacchini F, Gumina S, De Santis P, et al. *Epidemiology of clavicle fractures*. J Shoulder Elbow Surg 2002;11:453-6.

4 Postacchini F, Gumina S. *Results of surgery after failed attempt at repair of irreparable rotator cuff tear*. Clin Orthop 2002;397:332-41.

5 Gumina S, Postacchini F, Orsina L, et al. *The morphometry of the coracoid process- its aetiologic role in subcoracoid impingement syndrome*. Int Orthop 1999;23:198-201.

6 Gumina S, Salvatore M, De santis P, et al. *Coracoclaviculer joint: osteologic study of 1020 human clavicles*. J Anat 2002;201:513-9.

[7] Gumina S, De Santis P, Salvatore M, et al. *Relationship between os acromiale and acromioclavicular joint anatomic position*. J Shoulder Elbow Surg 2003;12:6-8.

[8] Gumina S, Di Giorgio G, Postacchini F, et al. *Subacromial space in adult patients with thoracic hyperkyphosis and in healthy volunteers*. Chir Org Mov 2008;91:93-6.

[9] Postacchini F, Gumina S. *Atlante di chirurgia della spalla*. Roma: Antonio Delfino Editore 2004.

[10] Castagna A, Mouhsine E, Conti M, et al. *Chondral print on humeral head: an indirect sign of long head biceps tendon instability*. Knee Surg Sports Traumat Arthrosc 2007;15:645-8.

[11] Castagna A, Garofalo R, Conti M, et al. *Arthroscopic rotator cuff repair using a triple-loaded suture anchor and a modified Mason-Allen technique (Alex stitch)*. Arthroscopy 2007;23:440.e1-440.e4.

[12] Castagna A, Snyder SJ, Conti M, et al. *Posterior humeral avulsion of the glenohumeral ligament: a clinical review of 9 cases*. Arthroscopy 2007;23:809-15.

[13] Castagna A, Nordenson U, Garofalo R, et al. *Minor shoulder instability*. Arthroscopy 2007;23:211-5.

[14] Castagna A, Conti M, Borroni M, et al. *Posterior shoulder pain and anterior instability: a preliminary clinical study*. Chir Org Mov 2008;91:79-83.

[15] Porcellini G, Castagna A, Campi F, et al. La *spalla. Patologia, tecnica chirurgica, riabilitazione*. Roma: Verduci Editore 2003.

[16] Porcellini G, Campi F, Paladini P. *Arthroscopic approach to acute bony Bankart lesion*. Arthroscopy 2002;18:764-9.

[17] Porcellini G, Paladini P, Campi F, et al. *Long-term outcome of acute versus chronic bony Bankart lesions managed arthroscopically*. Am J Sports Med 2007;35:2067-71.

[18] Porcellini G, Paladini P, Campi F, et al. *Arthroscopic treatment of calcifying tendinitis of the shoulder: clinical and ultrasonographic follow-up findings at two to five years*. J Shoulder Elbow Surg 2004;13:503-8.

[19] Porcellini G, Paladini P, Campi , et al. *Shoulder instability and related totator cuff tears: arthroscopic findings and treatment in patients aged 40 to 60 years*. Arthroscopy 2006;22:270-6.

[20] Porcellini G, Campi F, Baccarani G, et al. *di spalla. Esperienza clinica di 18 casi trattati con endoprotesi monoblocco di Neer*. Chir Org Mov 1999;86:49-57.

[21] Paladini P, Collu A, Campi F, Porcellini G. *La protesi inversa come protesi di revisione negli insuccessi di emiartroplastica di spalla*. Chir Org Mov 2005;90:11-21.

[22] Ferretti A, De Carli A, Fontana M. *Injury of the suprascapular nerve at the spinoglenoid notch. The natural history of infraspinatus atrophy in volleyball players*. Am J Sports Med 1998;26:759-763.

[23] Ferretti A, De Carli A, Calderaro M, et al. *Open capsulorrahaphy with suture anchors for recurrent anterior dislocation of the shoulder*. Am J Sports Med 1998;26:625-9.

[24] De Carli A, Vadalà A, Monaco E, et al. *Effect of cyclic loading on new polyblend suture coupled with different anchors*. Am J Sports Med 2005;33:214-9.

[25] Longo UG, Franceschi F, Ruzzini L, et al. *Histopathology of the supraspinatus tendon in rotator cuff tears*. Am J Sports Med 2008,36:533-8.

[26] Longo UG, Franceschi F, Ruzzini L, et al. *Light microscopic histology of supraspinatus tendon ruptures*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2007;15:1390-4.

[27] Franceschi F, Longo UG, Ruzzini L, et al. *To detach the long head of the biceps tendon after tenodesis or not: outcome analysis at the 4-year follow-up of two different techniques*. Int Orthop 2007;31:537-45.

[28] Franceschi F, Longo UG, Ruzzini L, et al. *advandages in repairing a type II Superior Labrum Anterior and Posterior (SLAP lesion when associated with rotator cuff repair in patients over 50. A randomized controlled trial*. Am J Sports Med 2008:36:247-53.

[29] Celli L, Rovesta C, Marongiu MC, et al. *Transpalntation of teres major muscle for infraspinatus muscle in irreparable rotator cuff tears*. J Shoulder Elbow Surg 1988;2:485-90.

[30] Celli A, Marongiu MC, Rovesta C, et al. *Transplant of the teres major in the treatment of irreparable injuries of the rotator cuff (long-term analysis of results)*. Chir Org Mov 2005;90:121-32.

[31] Celli L. *La spalla. Patologia degenerativa periarticolare*. Bologna: Aulo Gaggi Editore 1989.

[32] Russo R, Visconti V, Vernaglia Lombardi L, et al. *The block-bridge sysytem: a new concept and surgical technique to reconstruct articular surfaces and tuberosities in complex proximal humeral fractures*. J Shoulder Elbow Surg 2008;17:29-36.

[33] Russo R, Vernaglia Lombardi L, Giudice G, et al. *Surgical treatment of sequelae of fractures of the proximal third of the humerus. The role of osteotomies*. Chir Org Mov 2005;90:159-69.

[34] Russo R. *Chirurgia della spalla*. Salerno: Momento Medico 2000.

[35] Milano G, Grasso A, Salvatore M, et al. *Arthroscopic rotator cuff repair with and without subacromial decompression: a prospective randomized study*. Arthroscopy 2007;23:81-8.

[36] Milano G, Grasso A, Zarelli D, et al. *Comparison between single-row and double-row rotator cuff repair: a biomechanical study*. Knee Surg Sports traumatol Arthroscop 2008;16:75-80.

[37] Baleani M, Ohman C, Guandalini L, et al. *Comparative study of different tendon grasping techniques for arthroscopic repair of the rotator cuff*. Clin Biomech 2006;21:799-803.

[38] Baleani M, Schrader S, Veronesi CA, et al. *Surgical repair of the rotator cuff: a biomechanical evaluation of different tendon grasping and bone suture fixation techniques*. Clin Biomech 2003;18:721-9.

[39] Mignani G, Rotini R, Olmi R, et al. *Il trattamento chirurgico delle lussazioni acromio-claveari di 3° grado secondo Rockwood*. Chir Org Mov 2002;87:153-61.

[40] Thomas SR, Sforza G, Levy O, et al. *Geometrical analysis of Copeland surface replacedment shoulder arthroplasty in relation to normal anatomy*. J Shoulder Elbow Surg 2005;14:186-92.

[41] Salomonsson B, Sforza G, Revay S, et al. *Atraumatic shoulder instability. Discussion of classification and results after capsular imbrication*. Scand J Med Sci Sports 1998;8:398-404.

[42] Grassi FA, Tajana MS, D'Angelo F. *Management of midclavicular fractures: comparison between nonoperative treatment and open intramedullary fixation in 80 patients*. J Trauma 2001;50:1096-1100.

[43] D'Erme M, De Cupis V, De Maria M, Barbiera F, Maceroni P, Lasagni MP. *Echography, magnetic resonance and double-contrast arthrography of the rotator cuff. A prospective study in 30 patients*. Radiol Med 1993;86:72-80

[44] Lupo R, Rapisarda SA. *Variante di tecnica nell'uso del legamento coraco-acromiale nel trattamento chirurgico delle lussazioni acromion-claveari*. Chir Org Mov 2000;85:293-301.

[45] Lupo R, Rapisarda SA, Lauria S, Palmisciano G. *Plates with angular stabvility: our personal experience in surgical treatment of fractures of the proximal extremity of the humerus*. Chir Org Mov 2008;91:97-102.

[46] Caniggia M, Maniscalco P, Pagliantini P, et al. *Titanium anchors for the repair of rotator cuff tears: preliminary report of a surgical technique*. J Orthop Trauma 1995;9:312-7.

[47] Celli L. *Il gomito. Patologia traumatica*. Bologna: Aulo Gaggi Editore 2000.

[48] Celli A, Celli L, Morrey BF. *Treatment of elbow lesions. New aspetcs in diagnosis and surgical techniques*. Milan: Springer-Verlag Italia 2008.

[49] Celli A, Arash A, Adams RA, et al. *Triceps insufficiency following total elbow arthroplasty*. J Bone Joint Surg 2005;87:1957-64.

[50] Celli A, Nicoli E. *Fractures of the radial head associated with dislocation of the elbow*. Chir Org Mov 2004;89:7-19.

[51] Celli A, Monini MT, Minervini C. *The use of pre-contoured plates in the treatment of C2-C3 fractures of the distal humerus: clinical experience*. Chir Org Mov 2008;91:57-64.

[52] Chillemi C, Marinelli M, De Cupis V. *Rupture of the distal biceps brachii tendon: conservative treatment versus anatomic reinsertion- clinical and radiological evaluation after 2 years*. Arch Orthop Trauma Surg 2007;127:705-8.

[53] Rotini R, Fontana M, Catamo L, et al. *Epicondilite laterale: classificazione clinica e proposte di trattamento*. Chir Org Mov 2000;85:57-64.

[54] Porcellini G, Paladini P, Campi G, et al. *Neurolisi artroscopica del nervo ulnare al gomito*. Chir Org Mov 2005;90:191-200.

La spalla microinstabile dell'atleta

A. Castagna*, R. Garofalo, M. Borroni*, E. Ceccarelli*, E. Vinci*, M. Conti***

INTRODUZIONE

Tradizionalmente, l'instabilità gleno-omerle è stata suddivisa in due grosse categorie: da una parte vi erano le cosidette TUBS (*traumatic unidirectional bankart lesion, responds to surgery*) e dall'altra invece le AMBRII (*atraumatic, multidirectional bilateral, responds to rehabilitation, inferior capsular shift, interval closure*) [1]. Tale classificazione sebbene molto utile da un punto di vista nosologico nonché nel guidare l'ortopedico sulla condotta terapeutica da tenere, tuttavia non è in grado di includere i diversi tipi di instabilità. Nei pazienti con TUBS, le lesioni anatomopatologiche tipiche sono quelle di una lesione di Bankart, o di una lesione tipo ALPSA (*anterior labroligamentous periosteal sleeve avulsion*) [2], come anche di una lesione di Hill-Sachs, mentre nelle AMBRI non si apprezzano delle lesioni strutturali vere e proprie a livello articolare, ma piuttosto un aumentato volume capsulare associato ad una struttura capsulare lassa. I recenti progressi in chirurgia artroscopica hanno permesso di aggiungere nuove informazioni a livello della anatomia patologica delle instabilità dell'articolazione gleno-omerale. È divenuto chiaro che esistono diversi quadri di instabilità che non possono assolutamente essere classificati come TUBS o AMBRII. La spalla microinstabile dell'atleta, ed in particolare dell'atleta che svolga attività "oltre il capo", è un tipo di instabilità che non rientra in questa classificazione. Tale instabilità microtraumatica che può essere definita come una spalla dolorosa secondaria ad una lassità patologica di origine microtraumatica rappresenta un continuum tra instabilità e sindrome da conflitto e come tale non può essere definita come TUBS o AMBRII [3]. Tale tipo di instabilità era stata gia identificata in un passato recente ed indicata con il termine di AIOS (*acquired instability in overstressed shoulder surgery*) [4]. Tale termine descrive un processo patologico causato per lo più da microtraumi che interessano la parte anterosuperiore del complesso capsulolabrale e che hanno come conseguenza una spalla dolorosa, disfunzionale e che presenta sfumati segni di instabilità, Tale patologia rappresenta la spalla microinstabile dell'atleta.

*Unità di chirurgia di spalla, Istituto Clinico Humanitas, IRCCS, Milano; **Unità di Ortopedia e Traumatologia Ospedale Regionale F. Miulli, Centro Ecclesiastico, Acquaviva delle fonti (Ba)

Indirizzo per la corrispondenza:
A. Castagna, Via Antonio Locatelli 6, 20124 Milano. E-mail: alex.castagna@tin.it

FISIOPATOLOGIA

Esistono diverse teorie in letteratura che tentano di spiegare perché le attività "overhead" possono comportare lo sviluppo di un'AIOS. Townley [5] per primo ha notato come tale tipo di microinstabilità potesse essere correlata con una disfunzione del ligamento gleno-omerale medio (LGOM) ed ipotizzava il suo ruolo come simile a quello svolto dal ligamento gleno-omerale inferiore (LGOI) nella instabilità ricorrente post-traumatica (TUBS). Andrews et al. [6] hanno dimostrato come negli atleti "overhead" con un'eccessiva rotazione esterna ed una riduzione della rotazione interna potessero svilupparsi delle lesioni a livello del cercine anterosuperiore anche in assenza di un vero e proprio distacco capsulo-labrale. Harryman et al. [7] hanno evidenziato come una retrazione della capsula posteriore altera la normale cinematica gleno-omerale comportando una traslazione dinamica della testa dell'omero verso l'alto con un conseguente impingement secondario. Jobe [8] ha ipotizzato che lo sviluppo di una spalla dolorosa nell'atleta "overhead" è legato ai movimenti reiterati in abduzione/rotazione esterna (giocatori di baseball) o elevazione/abduzione e rotazione interna (nuotatori) con iperangolazione anteriore della testa dell'omero rispetto al piano scapolare che comportano uno stiramento ed un microtrauma delle strutture capsulo-ligamentose e muscolari anteriori, e di conseguenza una traslazione dinamica antero-inferiore della testa dell'omero con instabilità secondaria, lesione SLAP (*superior labrum anterior posterior*) o conflitto postero-interno. Savoie et al. [9] hanno dimostrato come tali microtraumi in abduzione ed extrarotazione possono provocare un distacco dell'inserzione del LGOM. Burkhart e Morgan [10] hanno ipotizzato che i microtraumi in abduzione/rotazione esterna comportano uno stress a livello dell'ancora bicipitale e del labbro glenoideo posteriore (*peel-back phenomenon*) e la conseguente lesione SLAP sarebbe responsabile di un'instabilità postero-superiore che mima una pseudolassità antero-inferiore. La pseudolasità anteriore secondo questi autori sarebbe aumentata dalla riduzione dell'effetto camma che si verifica quando i punti di contatto articolari si spostano postero-superiormente come nel caso di una retrazione della caspula posteriore. Tuttavia non tutti gli atleti "overhead" con una spalla dolorosa e microinstabile hanno una riduzione della rotazione interna legata ad una contrattura della capsula posteriore.

La nostra ipotesi è invece quella che questi microtraumi in posizione overhead possono con il tempo comportare uno stiramento, un' indebolimento o una rottura del LGOM con conseguente microinstabilità anteriore. Naturalmente i soggetti che hanno quelle che sono chiamate "varianti anatomiche" come un sublabral hole o un LGOM *cord-like* o un complesso di Buford sono a nostro giudizio ancora più suscettibili di sviluppare questa microistabilità [11].

CLINICA E TRATTAMENTO

Da un punto di vista clinico la sintomatologia di questi pazienti è assolutamente aspecifica. Spesso questi pazienti possono lamentare un dolore posteriore e superiore più spesso a livello dell'arto dominante, a volte questo dolore può irradiarsi lungo tutto l'arto superiore. Altre volte possono presentare segni di conflitto subcoracoideo in assenza di una scapola discinetica o di una contrattura del piccolo pettorale. Una sensazione di "braccio morto" può a volte essere il sintomo dominante.

Anche l'esame clinico può mostrare la positività di diversi segni clinici. In alcuni di questi atleti può essere presente una riduzione dell'arco di movimento in rotazione interna con un aumento della rotazione esterna. Il test di apprensione-riposizione (apprehension-relocation) può esere positive e tipicamente in questi casi il paziente lamenta un dolore posteriore durante l'esecuzione del test. Il test di apprensione di Castagna [11], eseguito con il braccio a 45° di abduzione ed extrarotazione mette sotto stress in maniera elettiva il LGOM è positivo in tutti questi pazienti. I test per la cuffia dei rotatori come il test di Jobe, il Whipple o lo Yocum possono essere positivi legato ad un fatto antalgico o anche ad una tendinite secondaria della cuffia dei rotatori legata ad un sovraccarico di queste strutture. In alcuni casi anche il test di Neer o di Hawkins possono apparire positivi.

Il trattamento è dapprima fisioterapico volto al ripristino della cinetica scapolo-omerale e alla correzione del gesto sportivo, quindi chirurgico, artroscopico. Il trattamento chirurgico deve tener conto di quella che è la normale anatomia e bisogna fare attenzione a non irrigidire la spalla attraverso un ritensionamento eccessivo del LGOM medio o a chiudere un forame sublabrale perché potrebbero peggiorare i sintomi dell'atleta. Inoltre tutte le eventuali lesioni associate come una lesione SLAP o una lesione parziale della cuffia dei rotatori devono essere trattate. Una riabilitazione post-operatoria di 4-6 mesi è necessaria prima di riprendere l'attività sportive.

BIBLIOGRAFIA

1. Matsen FA, Thomas SC, Rockwood CA. Glenohumeral instability. In: Rockwood CA, Matsen FA(eds.). *The shoulder*. Philadelphia: W.B. Saunders 1990, p. 256.
2. Neviaser TJ. *The anterior labroligamentous periosteal sleeve avulsion lesion. A cause of anterior instability of the shoulder.* Arthroscopy 1993;9:17-21.
3. Kibler WB, Sciascia A. *What whent wrong and what to do about it: pitfalls in the treatment of shoulder impingement.* Instr Course lect 2008;57:103-12.
4. Castagna A. *Arthroscopic findings in shoulder instability (abstract).* Presented at the 15th annual San Diego Shoulder meeting, San Diego, CA 1997.
5. Townley C. *The capsular mechanism in recurrent dislocation of the shoulder*. J Bone Joint Surg Am 1950;32:370-80.
6. Andrews J, Carson WJ, McLeod W. *Glenoid labrum tears related to the long head of biceps*. Am J Sports Med 1985;13:337-41.
7. Harryman DT, Sidles JA, Clark JM, et al. *Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion.* J Bone Joint Surg Am 1990;72:1334-43.
8. Jobe CM. *Posterior superior glenoid impingement: expanded spectrum*. Arthroscopy 1995;11:530-7
9. Savoie FH, Papendik L, Field LD, Jobe C. *Straight anterior instability: lesions of the middle glenohumeral ligament*. Arthroscopy 2001;17:229-35.
10. Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. *The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology: Part I. Pathoanatomy and biomechanics*. Arthroscopy 2003;19:404-20.
11. Castagna A, Nordenson U, Garofalo R, et al. *Minor shoulder intability. Level V: Evidence*. Arthroscopy 2007;23:211-5.

La neuropatia del soprascapolare

A. De Carli, A. Ferretti

RIASSUNTO

La neuropatia del soprascapolare è una patologia, relativamente frequente negli sport di lancio, che può talvolta essere trascurata nella diagnosi delle sindromi dolorose della spalla degli atleti.
Sebbene siano stati descritti casi di compressione del nervo soprascapolare causati da gangli o cisti nella fossa sopra e sottospinosa, la neuropatia del soprascapolare, nei lanciatori, deriva essenzialmente da due condizioni: intrappolamento del nervo nell'incisura superiore della scapola o a livello dell'incisura spinoglenoidea.
La neuropatia della branca terminale del nervo soprascapolare è presente con una frequenza elevata nei giocatori di pallavolo. In tali casi è possibile osservare una ipotrofia isolata del muscolo sottospinoso e una diminuzione della forza in extrarotazione in assenza di sintomatologia dolorosa.
L'incidenza è piuttosto elevata: il quadro è infatti presente in circa il 20% degli atleti di alto livello. Il trattamento è incruento e consiste in esercizi di potenziamento degli extrarotatori. Solo in rari casi selezionati il trattamento può essere chirurgico.
Gli autori illustrano la teoria eziopatogenetica ed il decorso clinico, generalmente benigno, della patologia, che consente alla maggior parte degli atleti di proseguire senza limitazioni la propria carriera sportiva.

Parole chiave: spalla, neuropatia del soprascapolare, pallavolo

SUMMARY

Suprascapular neuropathy is a frequent condition in overhead sports; sometimes it can be misdiagnosed in painful shoulder syndrome among athletes.
Suprascapular nerve compression by ganglion or cysts have been described. Suprascapular neuropathy in throwers is due mainly to entrapment of the nerve at superior scapular notch or at spinoglenoid notch. This condition is present in about 20% of professional players. Treatment of suprascapular neuropathy is conservative with strengthening of the external rotators muscles. Only in few selected cases surgical treatment is indicated.
Authors discuss aetiopathogenetic mechanism, and the natural history of this pathology, that is benign, allowing almost all the players to continue without restriction their entire career.

Key words: shoulder, suprascapular neuropathy, volleyball

Ospedale S. Andrea, II Facoltà di Medicina e Chirurgia "La Sapienza", Università di Roma

Il nervo soprascapolare è un nervo misto, motore e sensitivo, che conduce impulsi dolorifici dallo spazio gleno omerale ed acromion claveare e fornisce fibre motrici ai ventri muscolari del sopraspinoso e del sottospinoso.
Sono stati identificati, mediante studi anatomici, cinque possibili punti nei quali il nervo può essere "intrappolato" o "stirato":

1) il passaggio delle radici spinali (C5-C6) e del tronco superiore del plesso brachiale tra i rivestimenti fasciali dei muscoli scaleno anteriore e medio.
2) Il percorso del nervo soprascapolare nella fascia dei muscoli succlavio e omoioideo.
3) L'incisura superiore della scapola.
4) Il compartimento fasciale tra il muscolo sopraspinoso e la base del processo coracoideo.
5) L'incisura spinoglenoidea della scapola.

Solamente due sembrano essere le principali sedi di intrappolamento: l'incisura superiore della scapola e l'incisura spinoglenoidea.
L'intrappolamento del nervo a livello dell'incisura superiore della scapola, con risultante paralisi del tronco comune, è definito come intrappolamento anteriore, e risulta in una marcata ipotrofia dei muscoli sopraspinoso e sottospinoso, dolore scarsamente localizzato e moderata riduzione della forza in abduzione ed in extrarotazione.
L'intrappolamento a livello dell'incisura spino-glenoidea, detto posteriore, coinvolge solamente la branca terminale del nervo e si manifesta con una ipotrofia isolata del muscolo infraspinoso, perdita della forza in extrarotazione e dolore incostante della spalla.
Questa ultima condizione è stata descritta come conseguenza di gangli dell'articolazione gleno omerale, traumatismi chirurgici o ferite penetranti, lussazioni anteriori o fratture della spalla o in caso di attività sportive.
Comunque, mentre l'intrappolamento anteriore è di frequente riscontro tra i lanciatori nel baseball, l'intrappolamento posteriore all'incisura spinoglenoidea è di frequente riscontro tra i giocatori di pallavolo di alto livello. Dopo le prime osservazioni, l'elevata frequenza tra i pallavolisti della neuropatia del soprascapolare è stata confermata da altri Autori [1-3]. Si ritiene che circa il 20% dei giocatori mostrino una ipotrofia evidente della fossa sottospinosa.

ANATOMIA

Il nervo soprascapolare nasce dalla porzione distale della radice di C5 e dall'origine del tronco superiore del plesso brachiale. Decorre al di sotto del ventre del muscolo trapezio formando un arco concavo al di sotto della clavicola e raggiunge l'incisura superiore della scapola. Il nervo entra nella fossa sopraspinosa attraverso l'incisura, sotto il legamento traverso, mentre i vasi che lo accompagnano

decorrono al di sopra del legamento stesso. Dall'incisura il nervo effettua un decorso obliquo e laterale nella fossa sopraspinosa, al di sotto del ventre del muscolo sopraspinoso, diretto verso la base della spina della scapola. A questo livello originano due branche: una branca, spessa, per il sopraspinoso, che ancora il nervo al ventre muscolare, ed una branca più lunga e sottile che si dirige verso lo spazio subacromiale nel contesto della omonima borsa.
All'ingresso della fossa sottospinosa il tronco comune del nervo, accompagnato dai vasi soprascapolari, che decorrono lateralmente al nervo, curva intorno alla base della spina della scapola. In alcuni casi vicino al legamento spinoglenoideo è stato rinvenuto un orifizio fibroso, una banda aponeurotica che separa il muscolo sopraspinoso da quello sottospinoso. Sebbene il legamento spinoglenoideo non sia facilmente identificabile, utilizzando lenti d'ingrandimento può essere rinvenuto nel 50% delle femmine e nell'87% delle spalle maschili. La distanza tra il legamento e l'osso ed il legamento ed il nervo sono simili nei due sessi, ma le variazioni sono maggiori tra i maschi. Il nervo soprascapolare generalmente termina nella superficie profonda del muscolo sottospinoso in un insieme di rami che penetrano nel muscolo circa 1,5 cm al di sotto della spina della scapola. In qualche caso, comunque, il nervo forma un angolo acuto e decorre parallelo alla superficie inferiore della spina della scapola prima di sfioccarsi nelle branche terminali per il sottoscapolare. In questa ultima situazione il nervo sembra essere a maggior rischio a causa degli stiramenti ripetuti contro il margine laterale della spina dell'incisura spinoglenoidea della scapola. Altre terminazioni sensitive originano vicino al margine laterale della spina ed innervano la superficie posteriore dell'articolazione gleno omerale.
Per spiegare le neuropatie da intrappolamento che si osservano frequentemente tra gli atleti deve essere considerata l'anatomia funzionale del nervo durante i movimenti della spalla. Quando i muscoli sono rilasciati il nervo è deteso, invece durante qualsiasi movimento della spalla o del braccio il tronco nervoso scivola sulle superfici ossee relativamente fisse della scapola. In particolare, durante la rotazione laterale attiva del braccio le branche terminali del nervo che si perdono nel muscolo infraspinato vengono trazionate medialmente, causando tensione e possibile impingement del nervo contro il margine laterale dell'incisura spinoglenoidea.

MATERIALI, METODI E RISULTATI

Dal 1985 al 1994 sono stati condotti tre differenti studi epidemiologici su 14 squadre di pallavolo ad alto livello per ricercare l'incidenza della neuropatia del soprascapolare tra gli atleti. Nel 1985, 12 dei 96 atleti che hanno partecipato ai campionati Europei mostravano una atrofia della fossa sottospinosa marcata dal lato dominante, con una apprezzabile riduzione della forza in extrarotazione ed assenza di sintomatologia dolorosa. Nel 1989 la squadra "All Star" (una selezione dei migliori giocatori di tutto il mondo, 15 uomini e 13 donne) sono stati esaminati ed in quattro maschi e in due femmine era presente atrofia marcata del muscolo sottospinoso. Nel 1994 di 48 giocatori delle squadre nazionali italiane, otto presentavano una severa ipotrofia del sottospinoso. L'esame elettromiografico, eseguito in 12 di questi casi ha mostrato in tutti gli atleti esaminati una denervazione del muscolo sottospinoso senza il coinvolgimento del muscolo sopraspinoso. In occasione dell'esame obiettivo soltanto due dei 26 giocatori affetti avevano riferito la presenza di dolore. La risonanza magnetica, non ha rivelato nessuna massa occupante spazio che comprimesse il nervo. Cinque giocatori dello studio del 1985 e quattro dello studio del 1989 sono stati visitati dopo 9 e 5 anni rispettivamente. Otto di essi erano ancora impegnati attivamente nella pallavolo ad alto livello e uno aveva interrotto l'attività sportiva per motivi indipendenti dalla patologia. In tutti i casi al controllo l'ipotrofia del sottospinoso non era cambiata in nessun caso; un solo paziente lamentava un dolore che limitava la prestazione sportiva e che si era sviluppato nel periodo del follow-up. La RM mostrava una patologia degenerativa del sovraspinoso. A causa della persistenza di una sintomatologia dolorosa invalidante riferita alla superficie posteriore della spalla, con esame EMG che confermava la paralisi isolata della branca terminale del nervo, in assenza di altre patologie della spalla, è stato eseguito un intervento chirurgico in due atleti. In entrambi i casi è stato eseguita una neurolisi della branca terminale del nervo soprascapolare ed un approfondimento della base della spina della scapola. Dopo 6 mesi gli atleti hanno ripreso l'attività sportiva completamente asintomatici, pur mantenendo invariata l'ipotrofia muscolare del sottospinoso.

DISCUSSIONE

La patologia del nervo soprascapolare è considerata una patologia rara anche tra gli atleti. Invece la neuropatia della branca terminale del nervo soprascapolare è presente con una frequenza elevata nei giocatori di pallavolo. In tali casi è possibile osservare una ipotrofia isolata del muscolo sottospinoso e una diminuzione della forza in extrarotazione, in assenza di sintomatologia dolorosa. Il meccanismo eziopatogenetico di questa condizione, relativamente benigna, sembra essere dovuto alla mancata dispersione dell'energia accumulata durante le fasi di caricamento e di accelerazione in un particolare tipo di servizio, detto "flottante". In questo gesto il giocatore non ricerca la massima velocità della palla, come invece accade nel servizio di potenza da fermo o in salto, ed ancor di più nella schiacciata; l'atleta cerca di imprimere al pallone una traiettoria "flottante", in modo che questa modifichi improvvisamente la sua parabola, specialmente in fase di ricaduta, mettendo così in difficoltà la ricezione avversaria. Per ottenere questo, il giocatore deve colpire la sfera esattamente al centro con un colpo secco, cercando di non imprimerle alcuna rotazione, in modo da evitare un moto di tipo balistico con traiettoria rettilinea. Questa azione richiede un arresto brusco dell'arto superiore subito dopo l'impatto con la palla, nella fase cioè del "follow-through". In questo caso, la violenta contrazione, prima eccentrica e poi concentrica fornita dai muscoli extrarotatori della spalla, mette il muscolo sottospinoso, che contiene le branche terminali del nervo soprascapolare, in condizione di stirare bruscamente il nervo stesso contro l'incisura spinoglenoidea, essendo aumentata la distanza tra il punto d'origine e la fine del nervo. Un tale microtrauma, ripetuto per centinaia di volte, in partita e in allenamento, potrebbe condurre alla neurotmesi funzionale della branca terminale del nervo, giustificando così il particolare quadro clinico sopra descritto. Inoltre, come

documentato durante analisi elettromiografica dinamica, durante il servizio flottante il muscolo sottospinoso viene attivato molto più intensamente che in altri movimenti di schiacciata o di lancio nel baseball [2], durante i quali la decelerazione avviene in maniera progressiva.

Da recenti indagini epidemiologiche effettuate su squadre di elevato livello, emerge una percentuale di atleti affetti dalla patologia simile a quelle già riportate in letteratura (intorno al 20%). Questo nonostante alcune variazioni tecniche avvenute negli ultimi tempi nella esecuzione del tipo di servizio, che sempre più spesso viene effettuato in salto e con la ricerca della massima velocità della palla; è comunque vero che per molti anni, durante la maturazione dell'atleta, il servizio flottante resta il più frequentemente praticato prima di effettuare il servizio in salto.

La diagnosi di intrappolamento posteriore del nervo è basata principalmente sull'evidenza di una atrofia marcata della fossa sottospinosa senza il coinvolgimento del muscolo sopraspinoso. L'ipotrofia del sottospinoso causa una perdita di forza in extrarotazione della spalla facilmente evidenziabile con un test di extrarotazione a braccia addotte. Il deficit di forza stimato mediante l'ausilio di un dinamometro isocinetico è di circa il 25% rispetto al controlaterale [1].

Nei quadri di neuropatia del soprascapolare il dolore è spesso presente nei casi di intrappolamento anteriore o nei casi di intrappolamento posteriore da ganglio. Nei casi invece osservati tra i pallavolisti, spesso non è presente sintomatologia dolorosa. L'eziologia del dolore non è molto chiara. Nei casi dovuti a compressione da ganglio il dolore può essere attribuito alla compressione di filamenti sensitivi dell'articolazione gleno omerale che originano vicino al margine laterale della spina della scapola. Nel caso di neuropatia da trazione il dolore potrebbe essere presente solo se le branche sensitive destinate all'articolazione originassero appena distalmente alla base della spina della scapola, con un possibile coinvolgimento di queste fibre nel meccanismo di trazione assieme alle branche motrici. La paralisi del sopraspinoso si traduce in una perdita di funzione di un depressore della testa omerale con un potenziale squilibrio della coppia di forze esistente tra deltoide e rotatori della spalla. L'associazione di manifestazioni degenerative di carattere tendineo può essere spesso fonte di sintomatologia dolorosa e deve essere presa in considerazione nella diagnosi differenziale. Il "cross body adduction test" può essere utilizzato per la diagnosi di intrappolamento anteriore e posteriore del soprascapolare: la adduzione dell'arto superiore con il gomito esteso sul piano trasversale pone in tensione il nervo e può aumentare il dolore; il test può essere potenziato dalla contemporanea extrarotazione dell'omero. In tale situazione i muscoli sopra e sottospinoso vengono messi in tensione con una conseguente trazione sulle branche motrici, cosa che accentua lo stiramento del nervo contro il bordo mediale dell'incisura spinoglenidea.

La digitopressione in corrispondenza dell'incisura spinoglenoidea può provocare dolore. L'iniezione di una piccola dose di anestetico locale in sede può contribuire per chiarire l'origine della sintomatologia; nelle condizioni dolorose l'anestetico provoca una immediata scomparsa del dolore.

La conferma diagnostica dipende dall'esame elettromiografico, che mostra la denervazione del muscolo sottospinoso. L'aumento del tempo di conduzione dal punto di stimolazione al punto di Erb, la riduzione di ampiezza o la marcata polifasicità dei potenziali evocati come pure la riduzione del pattern di interferenza del muscolo sottospinoso, in assenza di modificazioni dell'attività elettrica del sopraspinoso confermano la diagnosi di intrappolamento della branca terminale del nervo soprascapolare.

Generalmente l'esame radiografico della spalla è negativo, tranne che in caso di intrappolamento conseguente a fratture della scapola. L'esame ecografico è efficace nell'identificare eventuali masse presenti a livello della fossa sottospinosa possibili causa di compressione. Comunque le eventuali formazioni dei tessuti molli sono meglio visualizzate mediante un esame RM. Inoltre la risonanza può dimostrare l'ipotrofia del ventre muscolare del sottospinoso. Nel caso di neuropatia da trazione pura l'ipotrofia del sottospinoso è l'unico elemento visibile all'esame RM.

Il trattamento della paralisi isolata del sottospinoso dipende dall'eziologia, dalla severità e dalla durata dei sintomi.

Il trattamento conservativo, raccomandabile nelle fasi precoci della neuropatia, comprende elettrostimolazioni, esercizi e controllo del sovraccarico funzionale. Lo scopo principale di questa forma di trattamento è il potenziamento degli extrarotatori (fibre residue non denervate del sottospinoso e fibre del piccolo rotondo) per cercare di ripristinare una soddisfacente funzione degli extrarotatori e prevenire un ulteriore squilibrio delle coppie di forza. Nonostante sia stata riportata la decompressione spontanea di alcune cisti, in casi di compressione documentata da parte di una cisti proveniente dall'articolazione gleno omerale o da altre masse occupanti spazio, l'indicazione è chirurgica. Il trattamento chirurgico è anche indicato nei rari casi di neuropatie da trazione dolorose dopo il fallimento di un tentativo di trattamento incruento.

Nei rari casi in cui vi è una indicazione chirurgica, le informazioni fornite dalla RM sono indispensabili nel planning pre operatorio. Nel caso di compressione dovuta ad un ganglio, è opportuno documentare correttamente la sua esatta localizzazione. Nel caso di una voluminosa cisti sinoviale che si estende dal sottospinoso al sopraspinoso, è indicato l'accesso posteriore descritto da Post. Se vi è necessità di esporre la fossa sottospinosa, inclusa la capsula posteriore ed il collo posteriore della glena, è necessario distaccare il sottospinoso dall'omero riflettendolo verso il margine mediale della scapola. In caso di intrappolamento da ganglio il nervo può essere compresso contro la spina della scapola o stirato dall'aspetto posteriore della massa. I gangli si presentano spesso molto sottili e frequentemente si rompono durante l'intervento, rendendo difficoltosa l'identificazione del peduncolo e l'escissione completa. L'asportazione chirurgica del ganglio e la decompressione del nervo spesso forniscono una importante risoluzione della sintomatologia dolorosa e un certo incremento della forza in rotazione esterna. Comunque è raro osservare un incremento del trofismo del sottospinoso. Recentemente è stato proposto il trattamento artroscopico di decompressione della cisti e liberazione del nervo soprascapolare che può avvenire sia a livello dell'incisura superiore della scapola, dopo sezione del legamento traverso, che della incisura spinoglenoidea. In caso di compressione da cisti spesso è possibile rinvenire una lesione dell'inserzione dell'ancora bici-

pitale postero-superiore tipo slap, attraverso la quale si crea una infiltrazione di liquido sinoviale che comprime il nervo contro l'incisura spinoglenoidea; è importante in questi casi (cosa possibile solo negli interventi effettuati per via artroscopica) la riparazione della slap per prevenire il rischio di recidiva della cisti.
In caso di neuropatia del soprascapolare dovuta a stiramento della branca terminale del nervo, è stato proposto anche l'ampliamento della base della spina della scapola per approfondire l'incisura spinoglenoidea con lo scopo di prevenire l'impingement contro la base della base della spina della scapola. Mediante una incisione di 8-10 cm centrata sul terzo medio laterale della spina della scapola si espongono la fossa sottospinosa ed il nervo. Il deltoide posteriore viene distaccato per via subperiostale dalla spina e retratto inferiormente. Il muscolo sottospinoso viene divaricato inferiormente e si espongono l'incisura ed il nervo soprascapolare. Nella neuropatia da trazione il nervo è compresso contro la base della spina della scapola. Utilizzando uno piccola fresa o uno strumento motorizzato artroscopico il margine laterale della spina deve essere approfondito di circa 8-10 mm. Durante lo shaving si deve porre attenzione per proteggere i vasi ed il nervo, dato che decorrono molto aderenti attorno alla base della scapola. Sebbene questa tecnica rappresenti un approccio logico alle lesioni da trazione del nervo, sembra sortire effetti solamente sul dolore e non sul recupero del trofismo muscolare. Lo shaving della base della spina scapolare può essere raccomandato solamente in casi selezionati di sindromi dolorose o nelle fasi precoci della neuropatia, prima che la fibrosi del muscolo renda inefficace il tentativo di decompressione del nervo.
In conclusione la neuropatia del nervo soprascapolare nella pallavolo è una patologia dall'aspetto clinico particolare, differente da altri tipi di compressione della branca comune del nervo, e riguarda solamente la branca terminale, per un meccanismo da trazione a livello dell'incisura spinoglenoidea. Anche se il fenomeno è molto diffuso tra i giocatori di alto livello, l'evoluzione è generalmente benigna, consentendo la prosecuzione della carriera sportiva in assenza di particolari disturbi. In pochi casi selezionati il trattamento chirurgico, aperto o artroscopico, consente generalmente la risoluzione della sintomatologia ed il ritorno all'attività sportiva.

BIBLIOGRAFIA

[1] Ferretti A, Cerullo G, Russo G. *Suprascapular neuropathy in volleyball players*. J Bone Joint Surg 1987;69:260-3.

[2] Ferretti A, De Carli A, Fontana M. *Entrapment of suprascapular nerve at spinoglenoid notch*. In: Vastamaky M, Jalovaara P (eds.). Surgery of the shoulder. Amsterdam: Elsevier Science 1995, pp. 385-392.

[3] Ferretti A, De Carli A, Fontana M. *Injury of the suprascaular nerve at the spinoglenoid notch*. Am J Sports Med 1998;26:759-63.

Trattamento artroscopico della *bony Bankart*

Arthroscopic management of bony Bankart lesion

G. Porcellini, G. Merolla, P. Paladini, F. Fauci, F. Campi

RIASSUNTO

La *bony Bankart* è una frattura da avulsione del bordo glenoideo anteriore che determina instabilità gleno-omerale ricorrente. Prevale nei maschi con incidenza stimata tra il 4% ed il 70%. La lesione si produce per un evento traumatico in cui le forze da impatto si trasmettono alla glenoide atraverso la testa omerale. L'approccio artroscopico in fase acuta rappresenta la scelta consolidata da vari anni mentre per le lesioni croniche viene suggerito il trattamento a cielo aperto. Bigliani ha classificato le *bony Bankart* in 4 tipi: tipo I, frattura scomposta da avulsione con capsula attaccata; tipo II, frammento scomposto medialmente con malunione alla rima glenoidea; tipo III, erosione del bordo glenoideo inferiore < 25% (III_A) o > 25% (III_B). Le instabilità gleno-omerali (G/O) non trattate inducono alterazioni anatomo-patologiche a carico delle strutture capsulo-legamentose e dell'osso che sono strettamente correlate all'epoca ed al numero delle lussazioni. In questo lavoro descriviamo la tecnica chirurgica artroscopica di riparazione delle *bony Bankart* tipo I e II di Bigliani confrontando i risultati del trattamento delle lesioni acute (3 mesi) con quelle croniche (> 3 mesi) ad un follow-up minimo di 4 anni.

Parole chiave: instabilità, spalla, bony Bankart, artroscopia

SUMMARY

A *bony Bankart* lesion is an avulsion fracture of the anterior glenoid rim associated with recurrent glenohumeral instability. Its incidence ranges from 4% to 70% with male prevalence. These fractures are consequence of a traumatic dislocation in which the forces are exerted against the glenoid fossa via the humeral head. The arthroscopic approach to acute *bony Bankart* lesion has been defined over the last few years, while arthrotomy is suggested for chronic lesions. Bigliani classify *bony Bankart* in 4 types: type I, displaced avulsion fracture with attached capsule; type II, medially displaced fragment malunited to the glenoid rim; type III, erosion of the inferior glenoid rim with < 25% (type III_A) or > 25% (type III_B) deficiency. Untreated recurrent instability leads to capsule and bone deterioration with time and number of dislocations. In this paper we report the arthroscopic *bony Bankart* repair technique and we compare the long-term (at least 4 years) outcome differences between *bony Bankart* type I and II lesions treated arthroscopically within 3 months of the initial dislocation and lesions treated more than 3 months from the initial dislocation.

Key words: instability, shoulder, bony Bankart, arthroscopy

U.O. di Chirurgia della Spalla e del Gomito Ospedale "D. Cervesi", Cattolica

Indirizzo per la corrispondenza:
Giuseppe Porcellini, U.O. di Chirurgia Ortopedica della Spalla e del Gomito, Ospedale "D. Cervesi", via L. Van Beethoven 1, 47841 Cattolica (RN). Tel.: +39 0541 966383. Fax: +39 0541 966385. E-mail: gporcellini@tin.it

INTRODUZIONE

La *bony Bankart* è una frattura da avulsione del bordo anteriore della glenoide (Fig. 1) associata ad instabilità gleno-omerale. Prevale nel sesso maschile con una incidenza stimata tra il 4% ed il 70% [1-3]. La lesione, riconducibile ad una lussazione gleno-omerale in cui le forze si trasmettono alla glenoide attraverso la testa omerale, costituisce un importante fattore patogenetico che predispone all'instabilità gleno-omerale ricorrente [4 5]. Il trattamento artroscopico in fase acuta rappresenta la scelta già consolidata da alcuni anni [6], mentre per le lesioni croniche viene suggerito il trattamento artrotomico [4]. Bigliani et al. [4] classificano le *bony Bankart* in 4 tipi: tipo I, frattura scomposta da avulsione con capsula attaccata; tipo II, frammento scomposto medialmente con malunione alla rima glenoidea; tipo III, erosione del bordo glenoideo inferiore < 25% (III_A) o > 25% (III_B). Le instabilità gleno-omerali non trattate inducono ad un progressivo deterioramento della capsula e dell'osso che è strettamente correlato all'epoca e al numero delle lussazioni[7,8]. La tecnica artroscopica praticata in mani esperte si presenta efficace nella riparazione delle fratture scomposte articolari permettendo una ricostruzione anatomica delle superfici articolari;

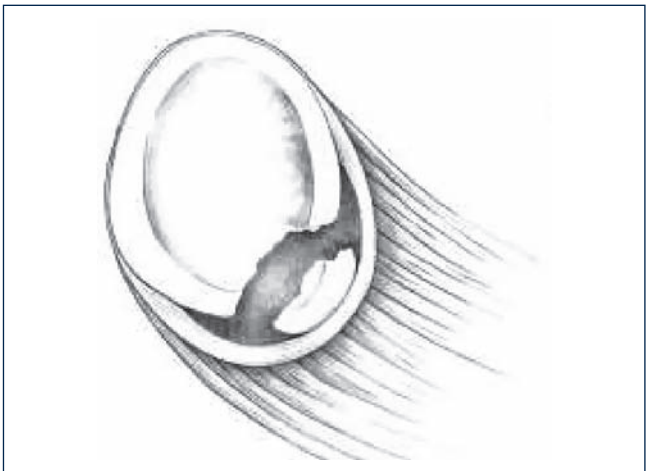


Fig. 1. *Bony Bankart.*

la scarsa invasività rende minimo il danno ai tessuti molli con un recupero più rapido rispetto alla chirurgia a cielo aperto. In questo studio descriviamo la tecnica artroscopica di riparazione delle *bony Bankart* tipo I e II di Bigliani, confrontando i risultati del trattamento delle lesioni operate entro 3 mesi dalla prima lussazione (acute) rispetto alle lesioni trattate dopo oltre 3 mesi (croniche) ad un follow-up minimo di 4 anni.

PAZIENTI E METODI

Popolazione di studio

Dal gennaio 1996 al dicembre 2001, sono stati trattati presso la nostra istituzione 215 pazienti con instabilità anteriore di spalla. In 68 pazienti gli esami radiografici e la CT hanno evidenziato una frattura del bordo anteriore della glenoide con una estensione < 25% della superficie articolare associata a lesione del complesso capsulolabrale tipo I o II di Bigliani [4]. Tre pazienti sono andati persi al follow-up, lasciando una popolazione finale di 65 soggetti. Tutti i pazienti (età media 28 anni; range, 20-42 anni) avevano avuto una lussazione anteriore traumatica [2]. Il rapporto maschio/femmina era di 9:1, la spalla dominante è stata interessata in 41 casi (63,1%). Nessuno dei pazienti era atleta professionista; 42 di essi avevano praticato calcio, sci, basket, snowboard, tennis, nuoto.

Criteri di inclusione ed esclusione

La riparazione artroscopica è stata eseguita in 41 spalle (63,1%) entro 3 mesi (*range*: 15-87 gg) dalla lesione iniziale (gruppo A, acute) e in 24 spalle ad intervallo più lungo (*range*: 103-420 gg) (gruppo B, croniche)[10]. I criteri di inclusione sono stati: instabilità anteriore traumatica con frattura della rima ossea glenoidea (*bony Bankart* tipo I o II di Bigliani); assenza di lesioni associate; follow-up minimo di 48 mesi (*range*: 48-120 mesi). Tra i pazienti del gruppo A, 25 (60,9%) avevano avuto un singolo episodio di lussazione, 11 (26,8%) 2 episodi e 5 (12,1%) 3 episodi. Nel gruppo B, 5 pazienti (20,8%) avevano avuto < 3 lussazioni, 13 (54,1%) dai 3 ai 6 episodi e 6 (25%) da 7 a 9 lussazioni. La distribuzione delle lesioni tipo I e II nei 2 gruppi è riportata nella Tabella I. Nessun paziente ha riferito dolore, apprensione o altri sintomi suggestivi di sublussazione durante sports o attività lavorative prima del trauma. I criteri di esclusione sono stati: instabilità inferiore, posteriore o multidirezionale; lesione tipo III_A e III_B di Bigliani con erosione glenoidea; lussazione volontaria della spalla; frattura della glenoide che interessa > 25% della superficie articolare; Hill-Sachs profonda; SLAP lesions; lesioni di cuffia.

Tecnica chirurgica

L'EUA (*Examination Under Anesthesia*) ha confermato la lussazione anteroinferiore della spalla. La procedura artroscopica è stata condotta con il paziente in anestesia generale, in decubito laterale, con la spalla abdotta a 70° ed elevata di 25°; una trazione di 5 kg è stata applicata distalmente. La visione artroscopica inizia dal portale posteriore; il portale anterosuperiore viene creato con tecnica "in-out", quello anteroinferiore con tecnica "out-in"[9] e viene utilizzato per la visione artroscopica anteriore. Attraverso i portali posteriore e anteriore si procede alla fase diagnostica confermando la presenza di una *bony Bankart* tipo I o II di Bigliani. Nei pazienti del gruppo A il frammento osseo appariva mobile e ben vascolarizzato (Fig. 2), la cartilagine vicino alla rima di frattura non presentava segni di condropatia o erosione e il complesso capsulolegamentoso avulso era attaccato al frammento osseo o medializzato. I pazienti del gruppo B presentavano erosione del bordo osseo glenoideo che non ha mai superato il 25% della superficie articolare; in 5 casi (20,8%) è stata riscontrata una condropatia glenoidea[7] di II° o III° (Fig. 3). Il frammento osseo appariva scarsamente vascolarizzato e più piccolo rispetto a quelli osservati nei pazienti del gruppo A. Attraverso il portale anteroinferiore si cruenta il collo scapolare e si rimuove il tessuto fibroso dalla glenoide o dal frammento anteroinferiore attaccato al labbro. Nella originale tecnica artroscopica descritta da Porcellini et al. [6], 3 ancore miniRevo (Linvatec, Largo, FL) venivano inserite nella glenoide sul bordo cartilagineo sano della rima di frattura (Fig. 4): la prima nella porzione inferiore, la seconda a metà e la terza nel punto più alto della rima di frattura. Utilizzando un uncino con filo trasportatore (*Linvatec Shuttle Relay*) il labbro con il frammento osseo legato viene mobilizza-

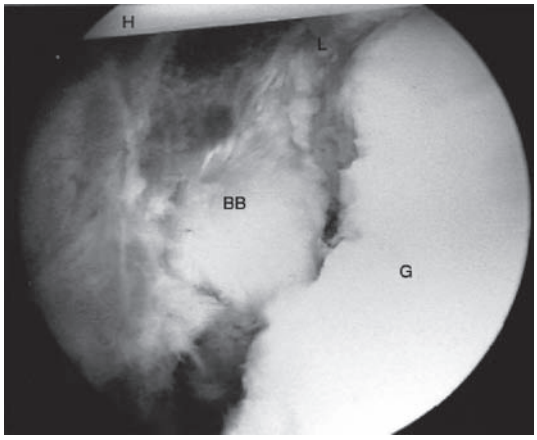


Fig. 2. Bony Bankart acuta con frammento osseo (BB) ben vascolarizzato e integrità della cartilagine vicino la rima di frattura (G). H, testa omerale.

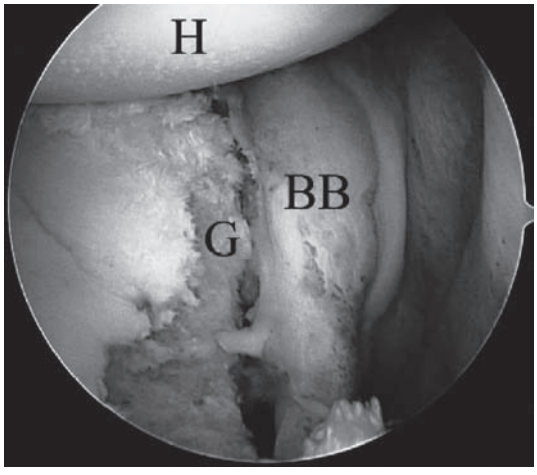


Fig. 3. Bony Bankart cronica (BB) con erosione della cartilagine articolare (G) in prossimità del frammento osseo. H, testa omerale.

to e ridotto cominciando dalla porzione inferiore. La prima ancora collocata nella porzione inferiore della glenoide sana ha lo scopo di consentire una stretta aderenza del complesso capsulolabrale alla glenoide. Il labbro viene fissato con nodi a scivolamento. La posizione della seconda ancora nella porzione intermedia della rima è critica e va posta al di sotto della cartilagine sana onde evitare che possa protudere in articolazione e causare artrite. Il filo di sutura viene fatto passare al di sotto del frammento di frattura utilizzando il sistema dell'uncino con filo trasportatore per il recupero della sutura come fatto in precedenza (Fig. 5) ed infine serrato con nodi a scivolamento. Questa seconda vite consente di portare il frammento di frattura a livello della cartilagine glenoidea. La terza ancora è posizionata in maniera simile alla prima nella porzione superiore del labbro glenoideo sano ove il filo di sutura verrà fatto passare attraverso la parte del complesso capsulolabrale aderente al frammento avulso. Durante queste fasi, uno spinginodo introdotto attraverso il portale posteriore permetterà al chirurgo di mantenere il frammento nella posizione corretta. Il trattamento postoperatorio include una immobilizzazione in tutore per 3 settimane prima di iniziare le mobilizzazioni passive.

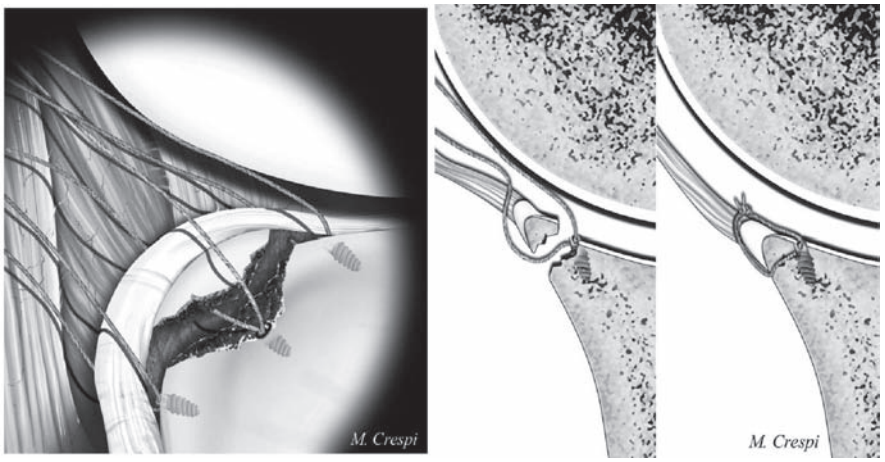


Fig. 4. 3 ancore miniRevo vengono inserite lungo la rima di frattura della glenoide sul bordo della cartilagine sana; il filo di sutura viene passato intorno al frammento osseo e al complesso capsulo-labrale e poi serrato con nodi a scivolamento.

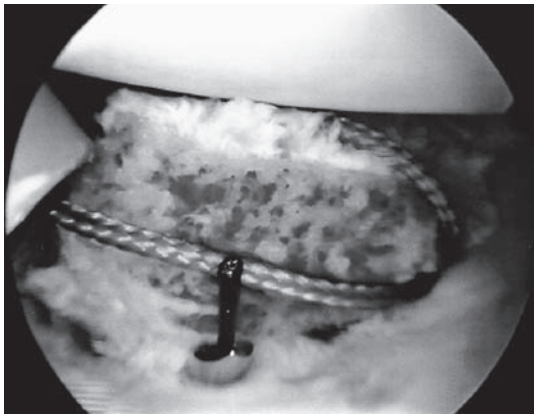


Fig. 5. Tecnica chirurgica: il filo trasportatore (punta di freccia nera) viene passato intorno al frammento osseo (bb) usando un uncino (freccia nera). L'ancora miniRevo con filo di sutura (freccie bianche) è inserita nella glenoide sana. HH: testa omerale. G: glenoide.

RISULTATI

Tutti i pazienti operati sono stati valutati da chirurghi della stessa equipe ad un follow-up minimo di 4 anni. Il coefficiente di correlazione di Pearson è stato costantemente > 0,97. I risultati sono stati valutati utilizzando il sistema a punteggi di Rowe[2]. I valori medi del Rowe sono passati da 59.1 (range, 25-100; DS, 19,9; P < 0,001; PCC > 0,97) a 92.1 (range, 40-100: DS, 13.7; P < 0,001; PCC > 0,98) nel gruppo A e da 43.5 (range, 15-70; DS, 14.9; P < 0,001; PCC > 0,97) a 61 (range, 30-95; DS, 19,2; P < 0,001; PCC > 0,98) nel gruppo B (Tab. II). Nel gruppo A, 2 pazienti hanno presentato rigidità articolare (4,9%), 1 ha avuto artrite; 1 paziente (2,4%) ha riportato dolore persistente resistente alla terapia fisica e 1 caso (2,4%) ha avuto una nuova lussazione. Nel gruppo B, 3 pazienti (12,5%) hanno avuto rigidità articolare associata ad artrite sintomatica; 1 di questi 3 pazienti è andato incontro ad una nuova lussazione.

Tab. I. Numero di episodi di lussazioni precedenti la chirurgia.

	I	II
Gruppo A: acute (n. 41)		
N. pazienti	27 (65,8%)	14 (34,2%)
Gruppo B: croniche (n. 24)		
N° pazienti	9 (37,5%)	15 (62,5%)

DISCUSSIONE

Le *bony Bankart* sono state a lungo considerate una indicazione per la chirurgia aperta [4]. I risultati di successo della chirurga artroscopica [10], l'alto tasso di recidive di lussazione nei pazienti giovani e sportivi trattati conservativamente [11] e le difficoltà tecniche del trattamento a distanza [12], ci hanno spinto a trattare artroscopicamente *bony Bankart* tipo I e II di Bigliani. Rowe et al. [2], hanno descritto una tecnica chirurgica che comporta la rimozione del frammento osseo e sutura della capsula ai margini della glenoide. Itoi et al. [5], hanno riportato che un difetto glenoideo pari ad 1 cm comporta una perdita di 25° di rotazione esterna. La riduzione ottimale della frattura e del complesso capsulolabrale riduce la perdita della rotazione esterna e permette una migliore guarigione [7]. La propozione di pazienti che hanno riportato una perdita della rotazione esterna è stata simile a quanto descritto per il trattamento artroscopico della classiche lesioni di Bankart [13]; l'artoscopia, inoltre, permette una migliore valutazione della lesione e di condizioni patologiche ad essa associate, così come la scelta della tecnica più appropriata.

Tab. II. Confronto del punteggio di Rowe pre- e post-operatorio.

Gruppo A: acute	Pre-operatorio	Post-operatorio
Media	59,1	92
Deviazione standard (DS)	19,9	13,7
Mediana	60	95
Range	25-100	40-100
Gruppo B: croniche	**Pre-operatorio**	**Post-operatorio**
Media	43,5	61,0
Deviazione Standard (DS)	14,9	19,2
Mediana	42,5	70
Range	15-70	30-95

Sulla base della nostra esperienza e dei risultati di questo studio, le indicazioni al trattamento artroscopico delle *bony Bankart* con questa tecnica appare limitata alle lesioni acute nelle quali le dimensioni del frammento osseo è < 25% dell'intera area della glenoide. Se l'instabilità è associata ad una frattura della rima glenoidea è > 25% della superficie è necessaria una procedura chirurgica a cielo aperto di trasposizione della coracoide o innesto osseo [3 14]. I buoni risultati ottenuti con il trattamento delle lussazioni acute rispetto alle lesioni croniche sono in linea con la letteratura. I cattivi risultati sono correlati alla istopatologia dell'osso, della capsula, alle alterazioni strutturali dei legamenti conseguenti alle multiple lussazioni [8], al lungo intervallo tra il trauma e la chirurgia, alla spontanea guarigione della frattura e del complesso capsulolabrale al collo scapolare. Sugaya et al. [15], hanno riportato buoni risultati nelle lesioni croniche trattate in artroscopia utilizzando un differente approccio chirurgico. La nostra tecnica ha dato i migliori risultati nelle lesioni acute. La significativa differenza di pazienti nei 2 gruppi che sono ritornati allo stesso livello di attività sportiva (78% *vs.* 40%) suggerisce un approccio artroscopico a queste lesiono entro 3 mesi.

CONCLUSIONI

I nostri dati indicano che l'artroscopia può essere utilizzata con successo per trattare l'instabilità anteriore traumatica di spalla associata a *bony Bankart* tipo I o II di Bigliani entro 3 mesi dal trauma. Questo studio condotto ad un follow-up minimo di 48 mesi dimostra che i risultati si mantengono a lungo sottolineando l'efficacia dell'approccio artroscopico se la diagnosi è tempestiva e il trattamento non viene dilazionato nel tempo.

BIBLIOGRAFIA

1. Bankart ASB. Recurr*ent or habitual dislocation of the shoulder joint*. BMJ 1923;2:1132-3.
2. Rowe CR, Patel D, Southmayd WW. *The Bankart procedure: a longterm end-result study*. J Bone Joint Surg Am 1978;60:1-16.
3. Warner JJ, Gill TJ, O'Hollerhan JD, et al. *Anatomical glenoid reconstruction for recurrent anterior glenohumeral instability with glenoid deficiency using an autogenous tricortical iliac crest bone graft.* Am J Sports Med 2006;34:205-12.
4. Bigliani LU, Newton PM, Steinmann SP, et al. *Glenoid rim lesions associated with recurrent anterior dislocation of the shoulder.* Am J Sports Med 1998;26:41-45.
5. Itoi E, Lee SB, Berglund LJ, et al. *The effect of a glenoid defect on anteroinferior stability of the shoulder after Bankart repair: a cadaveric study*. J Bone Joint Surg Am 2000;82:35-46.
6. Porcellini G, Campi F, Paladini P. *Arthroscopic approach to acute bony Bankart lesion*. Arthroscopy 2002;18:764-9.
7. Buscayret F, Edwards TB, Szabo I, et al. *Glenohumeral arthrosis in anterior instability before and after surgical treatment: Incidence and contributing factors.* Am J Sports Med 2004;32:1165-72.
8. Fujii Y, Yoneda M, Wakitani S, et al. *Histologic analysis of bony Bankart lesions in recurrent anterior instability of the shoulder*. J Shoulder Elbow Surg 2006;15:218-23.
9. Snyder SJ. *Shoulder arthroscopy*. New York: McGrow-Hill 1994:179-213.
10. Porcellini G, Paladini P, Campi F, et al. *Long-term outcome of acute versus chronic bony Bankart lesions managed arthroscopically.* Am J Sports Med 2007;35:2067-73.
11. Arciero RA, Wheeler JH, Ryan JB, et al. *Arthroscopic Bankart repair versus nonoperative treatment of acute, initial anterior shoulder dislocations.* Am J Sport Med 1994;22:589-94.
12. Rockwood CA, Gree DP, Bucholz RW. *Fractures of the shoulder*. In: Rockwood CA, Green DP (eds.). *Fractures in Adults*. 3rd edn. Philadelphia, Pa: JB Lippincott 1991, pp. 1000-1007.
13. Caspari RB, Savoie FH. *Arthroscopic reconstruction of the shoulder: The Bankart repair*. In: McGinty JB (ed.). *Operative arthroscopy*. New York: Raven 1991, pp. 507-512.
14. Burkhart SS, De Beer JF. *Traumatic glenohumeral bone defects andtheir relationship to failure of arthroscopic Bankart repairs: significance of the inverted-pear glenoid and the humeral engaging Hill-Sachs lesion*. Arthroscopy 2000;16:677-94.
15. Sugaya H, Moriishi J, Kanisawa I, et al. *Arthroscopic osseous Bankart repair for chronic recurrent traumatic anterior glenohumeral instability*. J Bone Joint Surg Am 2005;87:1752-60.

Il ruolo dell'acromionplastica nella riparazione della cuffia dei rotatori

The role of acromioplasty in rotator cuff repair

G. Milano*, A. Grasso, M. Salvatore**, L. Deriu*, C. Fabbriciani***

INTRODUZIONE

Nelle ultime decadi, la sindrome da *impingement* subacromiale è stata considerata la causa principale delle patologie della cuffia dei rotatori. Neer ha affermato che l'*impingement* subacromiale da fattori estrinseci, quali un osteofita subacromiale, un artrosi acromion-claveare, o un os acromiale, rappresenta il 95% di tutte le sindromi da *impingement* subacromiale [1]. Bigliani ha affermato che le lesioni della cuffia dei rotatori sono associate, nella gran parte dei casi, ad un acromion curvo o a uncino [2]. Per tali ragioni, l'acromionplastica è ancora oggi considerata la procedura più efficace nell'aumentare la distanza acromion-omerale e ridurre il dolore di spalla [3] ed un gesto complementare essenziale nel trattamento chirurgico delle lesioni a tutto spessore della cuffia dei rotatori [4 5]. Inoltre, l'acromionplastica è stata considerata efficace come gesto isolato anche nel trattamento delle lesioni parziali, a tutto spessore e irreparabili della cuffia dei rotatori, nelle tendiniti calcifiche e nelle forme di *impingement* secondarie a microinstabilità [6 7]. Peraltro, una delle cause più frequentemente riportata in letteratura quale causa di fallimento del trattamento delle lesioni della cuffia dei rotatori è una decompressione subacromiale insufficiente [8]. Tuttavia, la decompressione subacromiale nel trattamento della patologia della cuffia dei rotatori è stata recentemente messa in discussione. Innanzitutto perché, secondo alcuni autori, le lesioni della cuffia dei rotatori sono causate dall'età e da un sovraccarico intrinseco piuttosto che da un *impingement* subacromiale estrinseco [9]. Inoltre, è stata posta maggiore attenzione sugli effetti negativi della decompressione subacromiale [10 11].

L'importanza di preservare l'arco coraco-acromiale è stata suggerita per la prima volta da Codman nel 1934 [12]. Gli svantaggi associati all'acromionplastica e alla lisi del legamento coraco-acromiale consistono essenzialmente nell'indebolimento dell'inserzione del deltoide, nella formazione di aderenze cicatriziali nello spazio subacromiale che possono limitare la mobilità della spalla, nel rischio di una instabilità antero-inferiore soprattutto nei pazienti con lesione irreparabile [10 11]. Recentemente, alcuni autori hanno riportato risultati incoraggianti sulla riparazione delle lesioni della cuffia dei rotatori senza acromionplastica [13-17] Budoff et al. [13] hanno riportato i risultati clinici del trattamento delle lesioni parziali della cuffia dei rotatori di 79 pazienti sottoposti a debridement della cuffia non seguito dall'acromionplastica. Ad un follow-up di 53 mesi hanno osservato risultati buoni o eccellenti nell'87% dei casi; ad un follow-up più lungo (media 9,5 anni) la stessa coorte di pazienti ha mostrato risultati soddisfacenti nel 79% dei casi [17]. Goldberg et al. [14] hanno mostrato i risultati di una serie di 27 pazienti affetti da lesione a tutto spessore della cuffia dei rotatori sottoposti a riparazione della lesione non associata a decompressione subacromiale. Ad un follow-up di 24 mesi è stato osservato un miglioramento clinico significativo. Risultati simili sono stati riportati da McCallister et al. [16] in una serie prospettica di 61 pazienti sottoposti a riparazione di una lesione a tutto spessore della cuffia dei rotatori e rivalutati a 5 anni di follow-up. Gartsman e O'Connor [15] hanno eseguito uno studio prospettico randomizzato su 93 pazienti sottoposti a riparazione della lesione con o senza acromionplastica. Ad un follow-up medio di 15,6 mesi, non sono emerse differenze significative tra i due trattamenti.

*Università Cattolica del Sacro Cuore, Istituto di Clinica Ortopedica, Roma; **Casa di Cura Villa Valeria, Roma

NOSTRA ESPERIENZA

Materiali e Metodi

Nella nostra esperienza, abbiamo eseguito uno studio prospettico randomizzato su 80 pazienti con una lesione a tutto spessore della cuffia dei rotatori. In tutti i casi la diagnosi di lesione della cuffia dei rotatori è stata fatta pre-operatoriamente attraverso una risonanza magnetica nucleare (RMN) della spalla affetta. Inoltre ciascun paziente è stato sottoposto ad uno studio radiografico con le proiezioni per l'*impingement* per valutare il tipo di acromion e documentare la presenza di segni radiografici di artrosi. I criteri di inclusione per questo studio sono stati: presenza di lesione riparabile a tutto spessore della cuffia dei rotatori e acromion di tipo 2 o 3 secondo la classificazione di Bigliani et al. [2]. Sono stati esclusi dallo studio studio i pazienti che presentavano lesioni paziali o irreparabili; patologie labrali suscettibili di trattamento chirurgico; acromion di tipo 1; presenza di os acromiale; artrosi dell'articolazione gleno-omerale e acromion-claveare; artropatia di cuffia; precedenti interventi chirurgici alla stessa spalla; sindrome da risarcimento. L'inclusione di ciascun paziente nello studio è stata confermata al momento dell'artroscopia dopo aver verificato il pattern lesionale e averlo confrontato con i criteri di inclusione.

I pazienti sono stati suddivisi in modo randomizzato in due gruppi di 40 pazienti ciascuno. I pazienti del Gruppo 1 sono stati sottoposti a riparazione artroscopica della cuffia dei rotatori seguita dalla decompressione subacromiale (bursectomia subacromiale, lisi del legamento coraco-acromiale e acromionplastica antero-inferiore). Nei pazienti del Gruppo 2, alla riparazione della lesione è stata associata la sola bursectomia subacromiale.

Durante l'artroscopia, è stato documentato il pattern lesionale secondo i seguenti criteri: sede, forma, area, retrazione e riducibilità della lesione. La sede della lesione è stata classificata in 6

segmenti, secondo la classificazione di Patte [18], come riportato di seguito: 1) sottoscapolare; 2) intervallo dei rotatori; 3) sovraspinoso; 4) sovraspinoso e parte del sottospinoso; 5) sovraspinoso e sottospinoso; 6) rottura massiva. La forma della lesione è stata distinta in "crescent", "a L", "a L-inversa", "a V", o "a U". L'area è stata calcolata misurando la larghezza antero-posteriore (base della lesione) e la profondità medio-laterale (altezza della lesione) della lesione di cuffia, espressa in millimetri. Il grado di retrazione della lesione è stato classificato secondo la classificazione di Patte [18] (1 non retratta; 2, retratta alla testa omerale; 3, retratta alla glena). La riducibilità della lesione è stata classificata come riportato di seguito: 1, completa senza tensione; 2, completa in tensione; 3 incompleta. La degenerazione adiposa dei muscoli della cuffia dei rotatori è stata documentata con la RMN e classificata secondo la classificazione di Fuchs et al. [19] (grado 0, nessuna degenerazione adiposa; grado 1, stria adiposa minima; grado 2, stria adiposa < stria nera; grade 3, stria adiposa = stria nera; e grado 4, stria adiposa > stria nera). La riparazione della cuffia dei rotatori è stata ottenuta mediante tre tecniche differenti sulla base del pattern lesionale. Nelle lesioni tipo "crescent", è stata eseguita una riparazione "tendon-to-bone" con ancore di sutura metalliche (Corkscrew, 5,0 mm; Arthrex, Naples, FL) caricate con filo di sutura Poliestere No. 2; nelle lesioni molto retratte a "U" e a "V" la riparazione e stata eseguita con tecnica "side-to-side" con filo di sutura Poliestere No. 2; in tutti gli altri pattern lesionali è stata eseguita una riparazione combinata ("tendon-to-bone" e"side-to-side"). L'eventuale patologia associata del capo lungo del bicipite (CLB) è stata trattata mediante shaving se la lesione interessava circa il 25% del tendine. Le lesioni più gravi o l'instabilità tendinea del CLB sono state trattate sulla base dell'età del paziente: nei pazienti con età superiore ai 50 anni è stata eseguita la tenotomia negli altri casi è stata eseguita la tenodesi.

Dopo l'intervento, i pazienti sono stati immobilizzati per 3 settimane con tutore in abduzione a 20°. Dopo questo periodo ciascun paziente è stato sottoposto al seguente programma riabilitativo:

- prima fase (dalla 4ª alla 8ª settimana post-operatoria): esercizi per il recupero dell'arco di movimento (passivi, attivi assistiti, attivi);
- seconda fase (dalla 9ª alla 12ª settimana post-operatoria): esercizi di rinforzo muscolare in catena cinetica chiusa per la cuffia dei rotatori, il sottoscapolare, il bicipite, il deltoide, il gran pettorale e gli stabilizzatori scapolari;
- terza fase (dalla 13ª alla 16ª settimana post-operatoria): esercizi di rinforzo muscolare in catena cinetica aperta, esercizi propriocettivi, esercizi pliometrici, e riabilitazione posturale della catena cinetica (muscoli lombo-pelvici, toraco-lombari e scapolo-toracici).

Il programma riabilitativo non è stato modificato in base alla lesione. I pazienti sono stati valutati ogni due settimane per i primi tre mesi, quindi una volta al mese fino a sei mesi dall'intervento.

Ciascun paziente è stato valutato al follow-up mediante la scheda di Constant-Murley e la versione italiana validata del questionario DASH compresa la scheda opzionale per la capacità lavorativa (Work-DASH) [20]. Sono stati considerati i seguenti outcomes: punteggio totale di Constant ponderato per età e sesso [21], punteggi totali DASH e Work-DASH. Le variabili indipendenti analizzate sono state: età, sesso, dominanza, sede, forma, area, retrazione e riducibilità della lesione; degenerazione adiposa, coinvolgimento del sottoscapolare; trattamento del CLB; tipo di riparazione (ancore, side-to-side o combinata), tipo di acromion e acromionplastica (si o no). Il confronto tra i due gruppi per tutte le variabili indipendenti considerate è stato eseguito mediante il t test di Student per le variabili continue e mediante il test χ^2 per le variabili categoriche. È stata quindi eseguita un'analisi univariata per determinare quale variabile indipendente fosse associata in modo significativo agli outcomes. Tale analisi univariata è stata eseguita mediante la correlazione lineare di Pearson per le variabili continue (età e area della lesione); la correlazione lineare di Spearman per le variabili ordinali (retrazione, riducibilità, degenerazione adiposa); il t test di Student per le variabili dicotomiche (sesso, dominanza, coinvolgimento del sottoscapolare, tipo di acromion e acromionplastica) e l'analisi della varianza (ANOVA) per le variabili nominali (sede e forma della lesione, trattamento del CLB e tecnica di riparazione). È stata inoltre eseguita un'analisi multivariata mediante regressione lineare per determinare quali variabili fossero associate in modo indipendente agli outcomes. Infine, le variabili nominali indipendentemente associate agli outcomes all'analisi multivariata sono state sottoposte ad analisi post-hoc mediante test di Bonferroni. L'intervallo di confidenza assunto è stato del 95% e la significatività considerata per $p < 0,05$.

Risultati

Il follow-up è stato di due anni per tutti i pazienti. Al follow-up sono stati persi nove pazienti (11,25%); rispettivamente tre pazienti per il Gruppo 1 e sei per il Gruppo 2. L'analisi dei dati è stata eseguita quindi su 71 pazienti.

Il confronto tra i due gruppi non ha mostrato differenze significative per tutte le variabili considerate. I punteggi totali alla valutazione con la scheda di Constant sono stati 103,6 punti nel Gruppo 1 e 96,1 nel Gruppo 2; quelli mostrati al questionario auto-somministrato DASH sono stati 18,2 punti nel Gruppo 1 e 23,1 punti nel Gruppo 2; il punteggio al questionario Work-DASH è stato rispettivamente 23,7 e 26,2 punti. Le differenze tra i due gruppi non sono state significative.

L'analisi univariata ha mostrato che tra le variabili continue, l'età presentava una correlazione positiva significativa con il punteggio DASH. Per le variabili ordinali, la retrazione e la riducibilità della lesione, e la degenerazione adiposa hanno mostrato una correlazione positiva significativa con il punteggio Work-DASH; inoltre la retrazione della lesione ha mostrato una correlazione negativa significativa con il punteggio di Constant. Tra le variabili dicotomiche, la presenza di una lesione del sottoscapolare ha mostrato un'associazione significativa con il punteggio Work-DASH. Per le variabili nominali, la forma della lesione e la tecnica di riparazione hanno mostrato un'associazione significativa con il punteggio di Constant.

Tutte le variabili che all'analisi univariata avevano mostrato una correlazione significativa con gli outcomes, hanno confermato all'analisi multivariata la loro associazione significativa indipendente con i relativi outcomes. L'analisi *post hoc* per le variabili

nominali ha mostrato che il punteggio di Constant era significativamente più elevato quando la riparazione della lesione di cuffia veniva eseguita con ancore di sutura. Inoltre i risultati erano significativamente più bassi per le lesioni a "U". L'analisi multivariata ha confermato che la decompressione subacromiale non era associata in modo significato agli outcomes.

CONSIDERAZIONI FINALI

Il nostro studio non ha messo in evidenza risultati significativamente migliori dopo aver eseguito l'acromionplastica o risultati peggiori nei casi in cui l'arco coraco-acromiale era rimasto intatto, anche in presenza di un acromion di tipo 3, indipendemente da tutte le altre variabili considerate. Sulla base di questi risultati, si può ipotizzare che il miglioramento della funzione e dei sintomi sia dovuto all'effetto dinamico che la cuffia dei rotatori esercita nel centrare la testa dell'omero nella glena, aumentando quindi la distanza acromion-omerale e riducendo i fenomeni di *impingement*. Quando la riparazione di una lesione della cuffia dei rotatori non è in grado di ripristinare la funzione e la forza della cuffia dei rotatori, il dolore ed il deficit di forza persistono nonostante l'acromionplatica.

Questo studio presenta alcune limitazioni. Anzitutto, il numero dei pazienti arruolati allo studio è piccolo, pertanto alcune analisi statistiche eseguite potrebbero essere risultate negative a causa della numerosità campionaria ridotta. Inoltre, il follow-up dello studio è stato breve. D'altra parte, nessuno studio ha mostrato un deterioramento dei risultati dopo riparazione della cuffia dei rotatori senza acromionplastica. Infine, non è sta eseguita una valutazione radiografica post-operatoria per confrontare il risultato clinico con gli aspetti anatomici della riparazione della cuffia dei rotatori. Nonostante tali limiti, il nostro studio ha messo in evidenza che i risultati funzionali e obiettivi della riparazione artroscopica della cuffia dei rotatori non sono influenzati in modo significativo dalla decompressione subacromiale. Sulla base di tali risultati, emerge un dubbio consistente sull'utilità della decompressione subacromiale associata alla riparazione delle lesioni a tutto spessore della cuffia dei rotatori. Tuttavia, si rendono necessari studi con un maggior numero di pazienti e con follow-up più lungo per chiarire definitivamente questi dubbi.

BIBLIOGRAFIA

1 Neer CS II. *Impingement lesions.* Clin Orthop Relat Res 1983;27:70-7.

2 Bigliani LU, Morrison DS, April EW. *The morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears*. Orthop Trans 1986;10:216.

3 Payne LZ, Deng XH, Craig EV. *The combined dynamic and static contributions to subacromial impingement. A biomechanical analysis*. Am J Sports Med 1997;25:801-8.

4 Gartsman GM, Khan M, Hammerman SM. *Arthroscopic repair of full-thickness tears of the rotator cuff.* J Bone Joint Surg Am 1998;80:832-40.

5 Romeo AA, Hang DW, Bach BR Jr. *Repair of full thickness rotator cuff tears. Gender, age, and other factors affecting outcome.* Clin Orthop Relat Res 1999:243-55.

6 Rockwood CA Jr, Williams GR Jr, Burkhead WZ Jr. *Debridement of degenerative, irreparable lesions of the rotator cuff.* J Bone Joint Surg Am 1995;77:857-66.

7 Tibone JE, Jobe FW, Kerlan RK, et al. *Shoulder impingement syndrome in athletes treated by an anterior acromioplasty.* Clin Orthop Relat Res 1985:134-40.

8 Bigliani LU, Cordasco FA, McIlveen SJ. *Operative treatment of failed repairs of the rotator cuff*. J Bone Joint Surg Am 1992;10:1505-15.

9 Ogata S, Uhthoff HK. *Acromial enthesopathy and rotator cuff tear. A radiologic and postmortem investigation of the coracoacromial arch*. Clin Orthop Relat Res 1990:39-48.

10 Wiley AM. *Superior humeral dislocation: A complication following decompression and debridement for rotator cuff tears*. Clin Orthop Relat Res 1991;263:135-41.

11 Lee TQ, Black AD, Tibone JE. *Release of the coracoacromial ligament can lead to glenohumeral laxity: A biomechanical study*. J Shoulder Elbow Surg 2001;10:68-72.

12 Codman EA. *The shoulder: Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa*. Boston: Thomas Todd 1934.

13 Budoff JE, Nirschl RP, Guidi EJ. *Debridement of partial-thickness tears of the rotator cuff without acromioplasty. Long-term follow-up and review of the literature*. J Bone Joint Surg Am 1998;80:733-48.

14 Goldberg BA, Lippitt SB, Matsen FA III. *Improvement in comfort and function after cuff repair without acromioplasty.* Clin Orthop Relat Res 2001:142-50.

15 Gartsman GM, O'Connor DP. *Arthroscopic rotator cuff repair with and without arthroscopic subacromial decompression: A prospective, randomized study of one-year outcomes*. J Shoulder Elbow Surg 2004;13:424-6.

16 McCallister WV, Parsons IM, Titelman RM. *Open rotator cuff repair without acromioplasty*. J Bone Joint Surg Am 2005;87:1278-83.

17 Budoff JE, Rodin D, Ochiai D. *Arthroscopic rotator cuff debridement without decompression for the treatment of tendinosis*. Arthroscopy 2005;21:1081-9.

18 Patte D. *Classification of rotator cuff lesions*. Clin Orthop Relat Res 1990;254:81-6.

19 Fuchs B, Weishaupt D, Zanetti M. *Fatty degeneration of the muscles of the rotator cuff: Assessment by computed tomography versus magnetic resonance imaging*. J Shoulder Elbow Surg 1999;8:599-605.

20 Padua R, Padua L, Ceccarelli E. *Italian version of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (DASH) questionnaire. Cross-cultural adaptation and validation*. J Hand Surg Br 2003;28:179-86.

21 Constant CR, Gerber C, Emery RJ. *A review of the Constant score: modifications and guidelines for its use.* J Shoulder Elbow Surg 2008;17:3556-61.

Trattamento delle fratture complesse della testa omerale con nuovo sistema di osteosintesi a minima

Treatment of complex humeral head fractures with a new device ostheosinthesys

R. Russo, M. Ciccarelli, V. Visconti, F. Cautiero, L. Vernaglia Lombardi, G. Giudice

RIASSUNTO

Scopo di questo lavori è di descrivere l'utilizzo di un nuovo device denominato "Da Vinci" e di riportare i risultati preliminari nel trattamento delle fratture complesse della testa omerale
Tra maggio 2005 e novembre 2007, sono stati trattati 45 pazienti per frattura complessa del terzo superiore dell'omero, con età media di 60,3 anni. Le fratture sono state divise secondo la classificazione di Neer. In accordo con la tecnica da noi descritta, dopo la corretta riduzione mediale, il device viene posizionato al di sotto della calotta cefalica ed utilizzato come ponte stabile su cui ricostruire le tuberosità ed i piccoli frammenti.
I risultati, ancora preliminari, sono stati valutati secondo lo score di Constant con un follow-up medio di 18 mesi. L'elevazione attiva media è stata di 165°, tutte le fratture sono guarite eccetto una in cui è stata rimosso il device per una infezione profonda.
In conclusione il trattamento chirurgico delle fratture dell'estremo prossimale dell'omero non è ancora standardizzato e risulta essere una sfida per il chirurgo.
Il sistema Da vinci è una interessante innovazione nel trattamento di queste complesse fratture e sottolineano la necessità di una accurata riduzione mediale, di un accurato riempimento osseo e di una stabile osteosintesi.

Parole chiave: frattura testa omerale, tecnica Da Vinci

SUMMARY

The purpose of this study is to report the preliminary outcomes after open reduction and internal fixation of displaced proximal humerus fractures with a new device called "Da Vinci System®".
Between May 2005 and November 2007 we treated 45 patients (19 males and 26 females), even though we included in our study only 19 patients, who had a minimum follow-up of twelve months. The mean age was 60,3 years. The fractures were classified according to Neer. According to the technique, the Authors position the correct size titanium cage into the metaepiphysis, so that the fragments are reduced upon the cage and they are stabilized with a minimal osteosynthesis by Kirschner wires, titanium screws or transosseous sutures.
The functional results were evaluated by the Constant score; with a mean follow-up of 18 months (minimum 12, maximum 24 months), the results were excellent or good in 18 cases, bad in 1 case; the mean active anterior elevation was 165° degrees. All fractures but one healed; in one case we had a deep infection after 80 days since the operation, treated with a self-customed cement spacer.
Surgical management of displaced proximal humerus fractures is still a challenge to surgeons. Optimal fixation system remains controversial, especially in complex fractures with instable fragments and osteoporotic bone. The Authors underline the need to reconstruct the medial part of the surgical neck, to fill the bone defect, and to provide stable osteosynthesis. The "Da Vinci System" is an interesting innovation to treat the difficult problem of fracture fragments reconstruction and stability, metaphyseal bone loss and proximal humerus revascularization.

Key word: humeral head fractures, Da Vinci technique

U.O.C, di Ortopedia e Traumatologia dell'Ospedale dei Pellegrini, Napoli

Indirizzo per la corrispondenza:
Michele Ciccarelli, Ortopedia e Traumatologia
Ospedale dei Pellegrini, via Portamedina alla Pignasecca, 80138 Napoli. Tel.: 338 9030828. E-mail: ciccarelli.michele@gmail.com

INTRODUZIONE

Le fratture dell'estremo prossimale dell'omero rappresentano il 4%-5% di tutte le fratture e risultano essere in aumento.
Il management di queste fratture è complesso e controverso allo stesso tempo. Nelle fratture modicamente scomposte il trattamento può essere ancora conservativo con risultati clinici soddisfacenti [1].
Al contrario nelle fratture complesse e nelle instabili il trattamento conservativo da sempre cattivi risultati sia sulla funzione che sul dolore.
Quindi in questo tipo di fratture il trattamento di scelta è quello chirurgico o di osteosintesi per i pazienti under 65, o di emiartroplastica, in pazienti particolarmente anziani o per fratture estremamente comminute.
Vari tipi di osteosintesi sono state proposte negli anni: dalle placche tradizionali alle placche a basso profilo, dai fili di K percutanei ai chiodi endomidollari suture transossee, endoprotesi [2-4].
Ma il sistema di osteosintesi rimane tutt'ora non standardizzato e con rischi di necrosi avascolare ancora alti, mentre la endoprotesi primaria da buoni risultati sul dolore ma scarsi sulla funzione [5 6].
Secondo gli autori per standardizzare un corretto trattamento chirurgico delle fratture dell'estremo prossimale dell'omero bisogna rivedere i sistemi classificativi delle fratture. La classificazione di Neer, anche se ancora valida in linea di principio, non è sempre applicabile e non dà un valore prognostico preciso. La più nuova classificazione

di Hertel [7] è sicuramente valida per ciò che riguarda l'identificazione dei fattori di rischio della necrosi cefalica, ma anch'essa non dà indicazioni specifiche per ciò che riguarda la scelta del mezzo di sintesi da utilizzare. A questo proposito, gli autori ritengono che un aspetto importante da considerare non è solamente la classificazione in frattura a 3 o 4 frammenti, ma anche la comminuzione dei singoli frammenti e la costante perdita di osso trabecolare, aspetto questo che spesso rende difficile l'impianto di placche e viti, anche quelle di ultima generazione. Partendo da questo presupposto, gli autori hanno messo a punto un mezzo di sintesi originale che viene posto nella metaepifisi prossimale dell'omero e che agisce da un lato come un espansore, e dall'altro come un ponte metallico stabile sul quale sintetizzare i frammenti della frattura, anche quelli più piccoli che non potrebbero essere fissati con viti. È un sistema prismatico-triangolare in titanio con lati forati per l'alloggio di viti e\o fili K. Questa gabbia, denominata "sistema Da Vinci", rappresenta una evoluzione della tecnica del "block-bridge", da noi descritta e praticata su una serie di 33 pazienti con fratture complesse [8]

Gli autori hanno codificato la loro tecnica chirurgica, basandola su due punti fondamentali: 1) il vuoto che si crea al di sotto della testa omerale viene riempito con la gabbia in titanio e, quando necessario, anche con osso di banca, o con sostituti dell'osso, e fattori di crescita piastrinici per promuovere il processo di riparazione; 2) il calcar mediale viene ricostruito quanto più precisamente possibile per assicurare la corretta posizione della testa e delle tuberosità e promuovere la rivascolarizzazione. La gabbia in titanio, quindi, consente non solo di colmare il vuoto metaepifisario, ma soprattutto garantisce un supporto metallico stabile sul quale ricostruire i frammenti della frattura, anche i più piccoli, con mezzi di sintesi di minima, quali viti cannulate, fili di Kirschner o addirittura solo con osteosuture. Gli autori descrivono la tecnica ed i risultati di una prima serie di 45 pazienti.

MATERIALE E METODO

Tra maggio 2005 e novembre 2007 abbiamo trattato per fratture complesse della testa omerale 45 pazienti, 19 maschi e 26 femmine (età media 60,3 anni). Per questo studio sono stati rivisti 19 pazienti con follow-up minimo di 12 mesi. Le fratture sono state classificate sec. Neer. Tutti i pazienti sono stati studiati con esame radiografico ed esame TC. In tutti i casi è stato praticato un accesso delto-pettorale ed inserito al di sotto della testa opportunamente ridotta il "sistema Da Vinci" in titanio.

I risultati sono stati valutati con il Constant score, follow-up medio di 18 mesi e tutti i 19 pazienti sono stati rivalutati. I pazienti sono stati seguiti con esami radiografici sequenziali ed esami TC a 4, 8 e 12 mesi dall'intervento chirurgico.

TECNICA CHIRURGICA

L'accesso è delto-pettorale, la cuffia dei rotatori è stata sempre valutata. Il primo step per l'esposizione della frattura è l'identificazione del capo lungo del bicipite, questo viene usato come landmark per repertare le tuberosità (Fig. 1). Spesso, seguendo il tendine del capo lungo attraverso l'intervallo, è possibile esporre la testa omerale e ridurla senza così rovinare la cartilagine articolare. Il secondo punto è l'esposizione della parte mediale del collo chirurgico, se è necessario per ricostruire il calcar è possibile staccare parzialmente il gran dorsale per avere una maggiore visione.

L'ultimo step è la riduzione delle tuberosità e della testa omerale a partire dal calcar, avendo particolare attenzione per l'altezza delle tuberosità sulla testa e per la retrotorsione della testa (Fig. 2). Il minus osseo creatosi, al di sotto della testa viene riempito con il "sistema Da Vinci" di corretta taglia (utilizzando templets di prova) ed opportunamente posizionato. Se è presente ancora minus osseo viene riempito

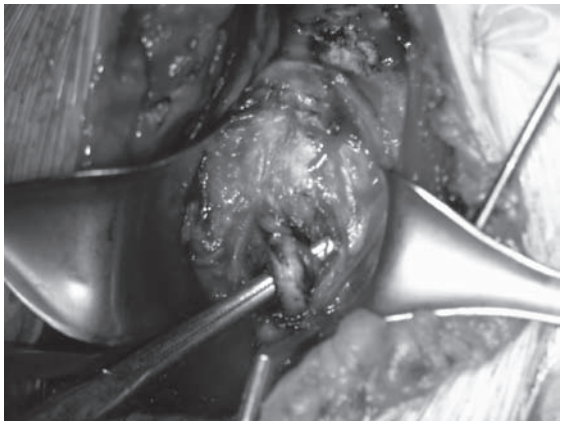


Fig. 1. Il clb viene ritrovato al primo step ed utilizzato come landmark per le due tuberosità e per entrare in articolazione

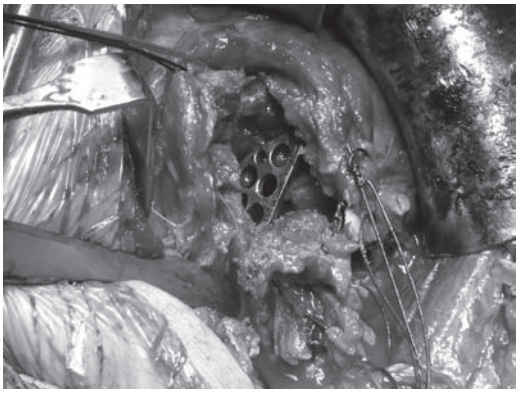


Fig. 2. Riduzione mediale e ricostruzione sul device delle tuberosità.

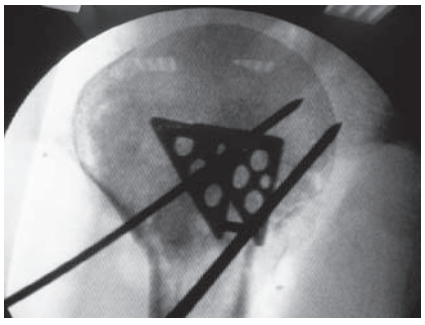


Fig. 3. Controllo scopino della riduzione del caso precedente.

con osso di banca. La ricostruzione viene effettuata con osteosuture e nei casi di fratture più instabili il sistema viene rinforzato con fili di K e\o viti cannulate ed utilizzando nelle fasi finali la scopia (Fig. 3).
Tutti i pazienti sono immobilizzati con tutore per 4 settimane poi iniziano programma riabilitativo sec. Il metodo lionese in piscina.

RISULTATI

Il *Constant score* medio è stato di 80,2, con risultati eccellenti in 13 casi, buoni in 5 casi e cattivo in un caso. I casi eccellenti e buoni hanno riacquistato una elevazione anteriore attiva media di 165°.
18 pazienti sono ritornati al lavoro ed alle loro attività quotidiane senza dolore.
In un solo caso era presente dolore a causa di una infezione dei tessuti profondi, trattata con la rimozione del "device" e l'impianto di cemento spaziatore antibiotato.
Non si sono avute necrosi avascolari della testa omerale e e problemi neurologici periferici. I risultati e la tipologia di frattura vengono riassunti nella Tabella I.

DISCUSSIONE

Il trattamento chirurgico delle fratture complesse della testa omerale rappresenta una sfida per il chirurgo, sia nei pazienti giovani che in quelli anziani.
La sintesi ottimale rimane controversa, specialmente per fratture instabili con osso portico.
Recentemente Smith, in una serie di 81 pazienti trattati per fratture dell'estremo prossimale dell'omero, ha riportato complicanze precoci nel 51% dei casi imputabili ad una non anatomica e stabile riduzione [9].
Nei pazienti giovani il trattamento miniinvasivo di osteosintesi interna è considerato il "gold standard" [10 11] anche se di difficile esecuzione tecnica per la piccola taglia e lo spostamento dei frammenti.
Spesso, la riduzione e sintesi anatomica e stabile risulta essere difficile nei pazienti anziani per la presenza di osso poroticо [12 13].
Infatti, PS Rose descrive la tecnica ed i risultati con l'utilizzo di una nuova placca e riporta su 16 casi trattai, ben 4 non unioni in pazienti con fratture a tre parti e conclude che la tecnica non è semplice e richiede una lunga curva di apprendimento [14].
Comunque, con tutte le tecniche, aperte o per cutanee, è stata riportata il letteratura un'alta percentuale di necrosi cefalica: Lee e Hansen [15] hanno riportato il 21%, Resch [16] 9%, mentre Neer [12] riporta il 75% di necrosi specialmente per fratture a 4 frammenti.
Il nostro device è un'interessante innovazione nel trattare le fratture a più frammenti instabili e con perdita ossea anche in pazienti anziani (Fig. 4).
Gli Autori sottolineano la necessità della ricostruzione mediale del calcal, del riempimento osseo al di sotto della calotta cefalica e di

Tab. I.

Tipo di fratture	Constant score medio	Elevazione anteriore attiva media	Rotazione esterna media	Rotazione interna media
2 fratture in 3 frammenti	82	165°	10°	L4
5 fratture in 4 frammenti	86,4	174°	26°	L5
4 fratture in 4 frammenti + dislocazione	75	147°	22°	L2
7 fratture multiframmentarie non classificate	77,4	152°	16°	L4

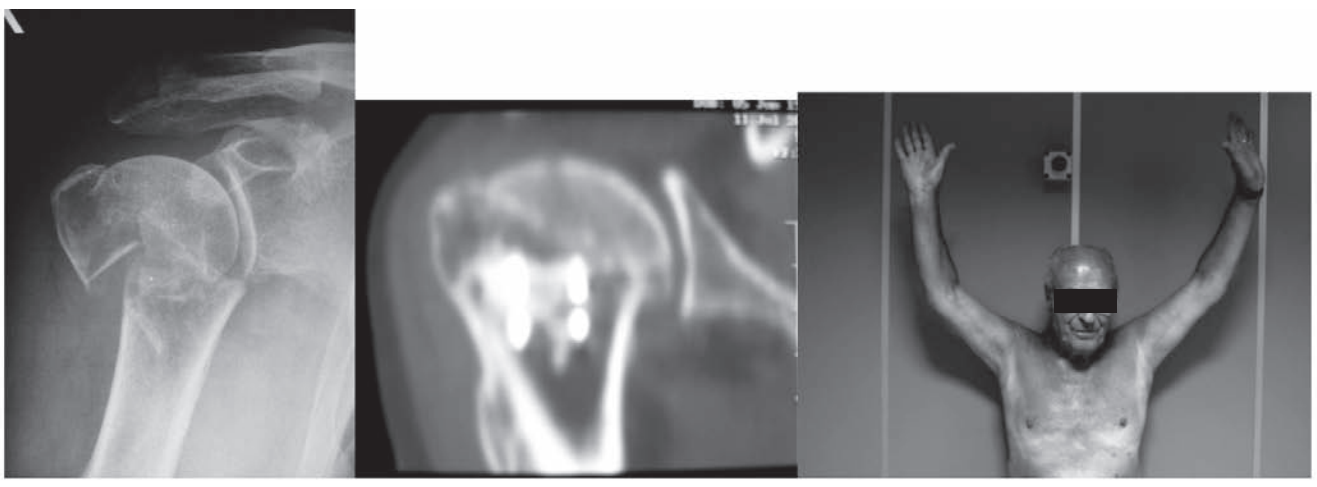


Fig. 4. Frattura complessa a 4 frammenti in paziente di anni 78, trattata con sistema Da Vinci e risultato TC e clinico a 20 mesi.

dare una osteosintesi a minimo ingombro stabile, tutte situazioni riproducibili con il "device Da Vinci".

Molti autori hanno enfatizzato l'importanza del riempimento del "bone loss" al di sotto della calotta cefalica; Resch [16], Vandenbussche et al. [17], e Robinson e Page [6], usando osso di banca, osso tricorticale autologo o sostituto d'osso.

I risultati preliminari, con l'utilizzo del "sistema Da Vinci" sono molto soddisfacenti e l'utilizzo di riempimento osseo al di sotto della calotta cefalica ed al di sotto delle tuberosità stabilizza l'osteosintesi e promuove la rivascolarizzazione.

Follow-up più lunghi sono necessari per confermare la bontà di questa nuova tecnica chirurgica e di identificare eventuali potenziali complicanze a lungo termine come la necrosi avascolare e la degenerazione artrosica.

BIBLIOGRAFIA

1 Rockwood CA, Matsen FA. *The shoulder*. Philadelphia: Saunders company 1998.

2 Hente R, kampshoff J, Kinner B, et al. *Treatment of dislocated 3- and 4-part fractures of the proximal humerus with an angle-stabilizing fixation plate*. Unfallchirurgie 2004;107:769-82.

3 Wijgman AJ, Roolker W, Patt TW, et al. *Open reduction and internal fixation of three and four-part fractures of proximal part of the humerus*. J Bone Joint Surg Am 2002;84-A:1919-25.

4 Zyto K, Ahrengart L, Sperber A, et al. *Treatment of displaced proximal humeral fractures in elderly patients. J Bone Joint Surg* 1997;79B:412-7.

5 Cofield RH. *Comminuted fractures of the proximal humerus*. *Clin Orthop Relat Res* 1988;230:49-57.

6 Robinson CM, Page RS, Hill RM, et al. *Primary hemiarthroplasty for treatment of proximal humeral fractures. J Bone Joint Surg* 2003;85A:1215-23.

7 Hertel R. *Fractures of the proximal humerus in osteoporotic bone. Osteoporos Int* 2005;16 (Suppl 2):S65-S72.

8 Russo R, Visconti V, Lombardi LV, et al. *The block-bridge system: a new concept and surgical technique to reconstruct articular surfaces and tuberosities in complex proximal humeral fractures*. J Shoulder Elbow Surg 2008;17:29-36.

9 Smith AM, Mardones RM, Sperling JW, et al. *Complications of operatively treted proximal umeral fractures*. J Shoulder Elbow Surg 2007;16:14-24.

10 Moda SK, Chadha NS, Sangwan SS, et al. *Open reduction and fixation of proximal humeral fractures and fracture-dislocations*. *J Bone Joint Surg* 1990;72B:1050-2.

11 Zyto K, Ahrengart L, Sperber A, et al. *Treatment of displaced proximal humeral fractures in elderly patients. J Bone Joint Surg* 1997;79B:412-7.

12 Neer CS II. *Displaced proximal humerus fractures: II. Treatment of three-part and four-part displacement. J Bone Joint Surg* 1970;52A:1090-1103.

13 Hertel R. *Fractures of the proximal humerus in osteoporotic bone. Osteoporos Int* 2005;16 (Suppl 2):S65-S72.

14 Lill H, Hepp P, Rose T, et al. *The angle stable locking-proximal-humerus-plate (LPHP) for proximal humeral fractures using a small anterior-lateral-deltoid-splitting-approach-technique and first result.* Zentralbl Chir 2004;129:43-8.

15 Lee CK, Hansen HR. *Post-traumatic avascular necrosis of the humeral head in displaced proximal humeral fractures.* J Trauma 1981;21:788-91.

16 Resch H, Hubner C, Schwaiger R. *Minimally invasive reduction and osteosynthesis of articular fractures of the humeral head*. *Injury* 2001;32 (Suppl. 1):SA25-SA32.

17 Vandenbussche E, Peraldi P, Naouri JF, et al. *Four part valgus impacted fractures of the upper extremity of humerus: ilium graft reconstruction. A propose of 8 cases*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1996;82:658-62.

Il sistema protesico di spalla "SMR"

A complete system for shoulder arthroplasty: the "SMR" solution

M. Randelli, M. Borroni, A. Castagna, G. Delle Rose, L. Maradei, N. Markopoulos

RIASSUNTO

La chirurgia protesica impone l'adozione di componenti semplici, ma perfettamente adattabili; da qui l'esigenza di sistemi modulari.
Presentiamo i risultati di un sistema modulare protesico di spalla.
Dal 1994 sono stati eseguiti 272 impianti con sistema modulare Randelli poi divenuto SMR. 208 erano i pazienti rivalutati con follow-up medio di 5,7 anni: 86 protesi omerali, 58 protesi totali anatomiche (glena metal-back) e 64 protesi inverse.
L'età media al momento dell'intervento era di 61,4 anni. Tutti i pazienti venivano valutati con *Constant score* e con rx standard.
Il *Constant score* medio saliva, nell'artrosi, da 30,0 a 63,1.
Nelle fratture il *Constant score* medio era di 70,5.
Complicanze: 4 infezioni; 3 fratture periprotesiche omerali traumatiche; 3 mobilizzazioni asettiche post-traumatiche di metal-back glenoideo; 2 mobilizzazioni post-traumatiche di glenosfera; 1 disassemblaggio del corpo omerale; 7 lussazioni; 7 casi di risalimento della componente omerale. Nessun caso di mobilizzazione asettica dello stelo e della glenoide.
La revisione limitata ad alcune componenti permette la conversione da protesi omerali o protesi totali in protesi inverse, oppure da protesi inverse a protesi CTA.
Questo sistema modulare è da preferirsi ad un impianto di III generazione per la sua versatilità ed il più semplice trattamento delle revisioni.

Parole chiave: sistema protesico di spalla, protesi spalla, protesi inversa

SUMMARY

For better results in shoulder arthroplasty we need components with perfect adaptability. That's why a modular system is preferred.
We present the results of the modular system SMR. Since 1994, 272 shoulder prosthesis (modular system Randelli, then SMR) were implanted. 208 patients were evaluated. The average follow-up was 5,7 years: 86 hemiarthroplasty, 58 total shoulder arthroplasty with glenoid metal-back e 64 reverse arthroplasty. The average age was 61,4 years. All patients were evaluated with Constant score and standard x- ray.
The average Constant score increased, in osteoarthritis, from 30,0 to 63,1.
In fractures the average Constant score was 70,5.
Complications: 4 infections; 3 humeral traumatic fractures; 3 aseptic post-traumatic loosening of the glenoid metal-back; 2 post-traumatic loosening of the glenosphere, 1 disassembly of the humeral body; 7 dislocations; 7 rise-up of the humeral head.
No cases of glenoid and stem aseptic atraumatic loosening were seen.
Only with the revision of some components we can converte hemiarthroplasty or total shoulder arthroplasty to reverse arthroplasty, even reverse to CTA.
The modular system is to prefer from the implant of 3rd generation, for his versatility and for his semplicity in the treatment of revision.

Key words: prosthetic shoulder system, shoulder arthroplasty, reverse prosthesis

IRCCS Istituto Clinico Humanitas, Rozzano (MI)

indirizzo per la corrispondenza:
M. Randelli, Istituto Clinico Humanitas, 20089 Rozzano (MI)

INTRODUZIONE

La chirurgia protesica di spalla è una chirurgia che, seppure di antica introduzione, (è infatti del 1892 da parte di Jules Pean il primo tentativo di sostituzione protesica di una spalla [1]) non ha ancora dato risultati così soddisfacenti da poter essere paragonata a quella di ginocchio o anca ed é pertanto ancora in piena evoluzione.
Tale evoluzione ha avuto una spinta fondamentale nei primi anni '70 grazie ai lavori di Charles Neer [2], a cui si deve la moderna chirurgia di spalla. I suoi primi impianti erano realizzati sulla base di una protesi omerale monoblocco, ma, in tempi brevi, vennero introdotte anche protesi glenoidee in polietilene cementate o *metal back* non cementate.
Queste protesi tuttavia non ebbero risultati molto soddisfacenti e mostrarono limiti sia in termini di stabilità funzionale che di fissazione degli elementi protesici.
Si comprese l'influenza della variabilità dell'anatomia articolare e quindi della necessità di teste omerali di diametri diversi a parità di dimensione dello stelo.
L' impianto monoblocco non poteva rispondere in maniera ottimale a questa esigenza: si è quindi giunti alla realizzazione di impianti di seconda generazione caratterizzati dalla possibilità di impiantare su steli monoblocco teste omerali di diverse misure.
L'osservazione dei risultati evidenziarono però alcune lacune anche di questo tipo di impianto.
L'approfondimento delle conoscenze di anatomia e biomeccanica evidenziarono come il centro di rotazione della testa omerale non coincide con il centro della diafisi: la testa omerale è infatti sposta-

ta medialmente e posteriormente rispetto al canale endomidollare (definiti rispettivamente offset mediale e offset posteriore).
Nacquero così disegni protesici di III generazione che consentivano di individuare e riprodurre il corretto offset della spalla associato al controllo su versione, altezze e dimensioni delle componenti protesiche.
Anche questo non è risultato ancora sufficiente a rispondere in modo completo alle diverse patologie e la diversa anatomia della spalla portando, insieme all'aumento del numero degli impianti eseguiti, ad un incremento della chirurgia di revisione [3].
Si è così sentita la necessità di avere a disposizione impianti che semplificassero questo passaggio, spesso temuto.
Da questa esigenza si è giunti allo sviluppo di un sistema protesico "modulare" inteso come un sistema disegnato con le caratteristiche delle protesi di terza generazione ma in una prospettiva che consenta di poter convertire "facilmente" un tipo di protesi in un'altra cioè di potere passare da una protesi omerale ad una protesi totale, ad una protesi inversa e eventualmente ad una protesi tipo CTA (e cioè con testa adatta a *cuff tear arthropathy*), con la minima invasività possibile.
Nello spirito di osservare in modo critico i risultati a medio e lungo termine di un simile disegno protesico è stato concepito questo studio, il cui scopo è presentare i risultati di un sistema modulare protesico di spalla con follow-up medio di 5,7 anni (massimo14 anni).

MATERIALI E METODI

Nel 1994 venne introdotto il sistema modulare SMR, conseguente alla valida esperienza della protesi Randelli
Tale sistema si basava sull'utilizzo di un unico stelo non cementato (che all'occorrenza poteva tuttavia essere sostituito da uno cementato), su cui veniva quindi impiantato un corpo omerale che dava alloggiamento ad una testa omerale.
Per quanto riguardava invece la parte glenoidea, il sistema si basava, in controtendenza, su una componente metallica a press-fit su cui veniva inserita una inserto in polietilene.
Successivamente venne sviluppato un corpo omerale inverso perfettamente inseribile sugli stessi steli, associato alla possibilità di sostituire l'inserto glenoideo in polietilene con la glenosfera fissata sulla medesima componente di supporto glenoideo di tipo "metal-back".
In tal modo si è reso possibile con un unico strumentario, un unico stelo ed un'unica componente glenoidea eseguire l'impianto o la conversione protesi omerale / protesi totale anatomica / protesi inversa.
Esaminando nel dettaglio gli elementi del sistema occorre sottolineare come per ciò che riguarda la scelta dello stelo, si è preferito un componente press fit non cementato, dal momento che, come confermato da successivi lavori [4], non si sono riscontrate particolari differenze, per quello che riguarda la stabilità, con componenti cementate (comunque disponibili nel sistema qualora il caso specifico ne consigli la scelta).
Riguardo invece alla forma, si è deciso per una sezione alettata, in modo da avere una efficiente presa sulle corticali omerali,un ancoraggio metafisario ed un tripla conicità, con gradazioni diverse in modo da adattarsi ai diversi tipi di canali omerali (Fig. 1).
Tale stelo è stato realizzato in titanio, in modo da raggiungere la miglior biocompatibilità, e in 11 misure (da 14 a 24 mm) di unica lunghezza di 80 mm, adattabile quindi a tutte le dimensioni omerali (esistono tuttavia steli conici cementati in 5 diametri e steli da revisione cementati di diversa lunghezza) [5].
Per quello che riguarda il corpo omerale, anch'esso è realizzato in titanio, ed è disponibile in un'unica misura nella versione alettata (Fig. 2) e in tre altezze e lateralmente smussata nella versione per trauma, con una serie di 15 fori per poter correttamente reinserire le tuberosita.
Tale corpi omerali possono essere inseriti sugli steli in ogni desiderata gradazione di rotazione, in modo da poter liberamente scegliere il grado di versione della testa omerale.
Le teste sono invece realizzate in lega di cobalto-cromo-molibdeno e sono disponibili in 7 diametri (da 42 a 54 mm con incremento di 2 mm); tali teste vengono inserite sul corpo omerale mediante un adattatore che può essere di due altezze e di posizione neutra o in 4 diverse eccentricità. Tale sistema permette di variare il centro di rotazione in 25 diverse posizioni.

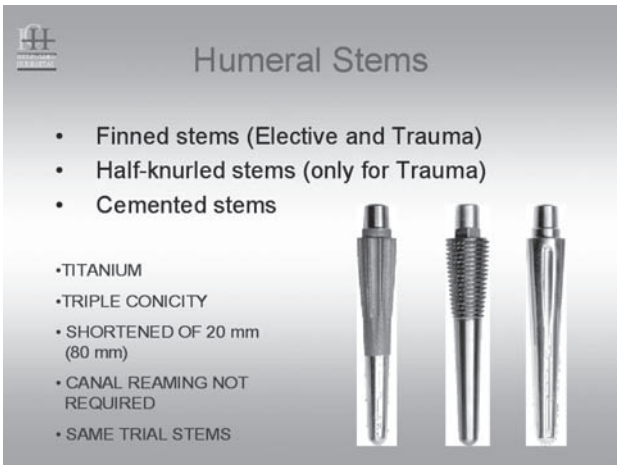


Fig. 1. Steli omerali.

Fig. 2. Corpi omerali.

Un discorso a parte merita la componente glenoidea: infatti a tutt'oggi la glena viene individuata come l'anello debole di ogni impianto protesico.
Non si è ancora riusciti a stabilire definitivamente quali debbano essere le caratteristiche ottimali fisiche e biomeccaniche della glena. Tuttavia, seppure in controtendenza rispetto ai dati presentati in letteratura, abbiamo deciso di puntare su di una protesi metallica non cementata [6 7].
Tale scelta è stata supportata da studi biomeccanici che hanno permesso di individuare in un grosso perno centrale cavo l'elemento fondamentale di stabilizzazione dell'impianto (Fig. 3), a differenza da altri tipi di protesi, precedentemente usate, che basavano la propria stabilità solo su viti.
La forma è stata scelta a profilo lievemente convesso sulla faccia glenoidea e con inserto in polietilene ovale, leggermente concavo. di una unica dimensione e di spessore contenuto in modo da non generare una eccessiva lateralizzazione del centro di rotazione con aumentato rischio di usura.
Tale protesi è stata realizzata in titanio in 2 dimensioni.
Sullo stesso stelo e sulla stessa glena metal-back è possibile inoltre inserire rispettivamente un corpo omerale inverso e una glenosfera, in modo da impiantare direttamente, o convertire da un precedente impianto, una protesi inversa.

NOSTRI RISULTATI

Dal 1994 sono stati eseguiti 272 impianti protesici col sistema modulare Randelli poi evoluto nel sistema SMR.
Di questi pazienti 208 (159 pazienti affetti da artrosi e 49 da fratture prossimali di omero) sono stati rivalutati con un follow-up medio di 5,7 anni (2-14 anni).
Nel pazienti rivalutati sono state impiantate 86 protesi omerali (di cui 24 cementate), 58 protesi totali anatomiche con glena *metal back* (di cui 21 con stelo cementato) e 64 protesi inverse.
L'età media dei pazienti al momento dell'intervento era di 61,4 anni
Tutti i pazienti sono stati rivalutati con il *Constant score* e con radiografie standard.

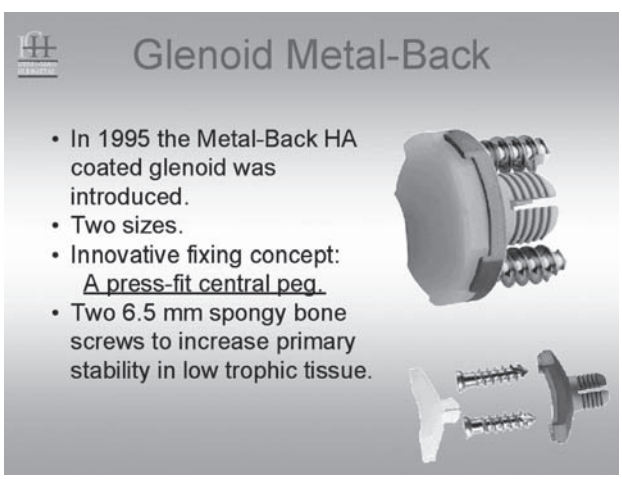


Fig. 3. Glenoide metal-back.

Il *Constant score* medio è passato, nei pazienti affetti da artrosi, da 30,0 a 63,1.
Nel dettaglio, nelle emiartroplastiche è passato da 35,7 a 62,6; nelle totali è passato da 35,2 a 70,8; nelle inverse da 17,7 a 56,9.
Nei pazienti trattati per frattura dell'epifisi prossimale dell'omero il *Constant score* ha raggiunto il valore medio di 70,5.
Non si sono verificate complicanze intraoperatorie, mentre nel periodo postoperatorio abbiamo riscontrato le seguenti complicanze: 4 infezioni (3 profonde e 1 superficiale); 3 fratture periprotesiche omerali traumatiche; 3 mobilizzazioni asettiche post-traumatiche del metal-back glenoideo; 2 mobilizzazioni post-traumatiche della glenosfera; 1 disassemblaggio del corpo omerale; 7 lussazioni; 7 casi di risalimento della componente omerale per insufficienza della cuffia dei rotatori.

Infezioni
Abbiamo avuto 4 sepsi (3 profonde e una superficiale) in tre protesi omerali e una protesi totale.
L'infezione superficiale è stata trattata con un iniziale debridement artroscopico e un successivo debridement open. Per quanto riguarda le 3 sepsi profonde sono state trattate con rimozione degli impianti, e revisione in 2 tempi (posizionamento di spaziatore e successivo impianto di protesi inversa).

Fratture omerali periprotesiche
Sono state riscontrati 3 casi di fratture omerali periprotesiche con instabilità dello stelo.
Il primo caso, frattura al di sotto dello stelo protesico, è stata trattata con una revisione con stelo lungo.Una frattura a livello dello stelo è stata trattata incruentemente con immobilizzazione in tutore per 6 settimane. Una frattura conseguente a trauma ad alta energia, è stata trattata con rimozione delle componenti protesiche.

Mobilizzazioni traumatiche glenoidee
Abbiamo riscontrato 5 mobilizzazioni della glenoide (3 in protesi anatomiche e 2 glenosfere in protesi inversa) in seguito a traumatismi.
Tutti le 5 protesi sono state trasformate in protesi omerali con posizionamento di una testa CTA, cioè una testa modificata per consentire un appoggio a livello dell'arco coraco- acromiale.

Disassemblaggio del corpo omerale
È stato anche riscontrato un solo caso di disassemblaggio tra corpo omerale e stelo, in cui è stato sufficiente sostituire il corpo omerale.
Tale evenienza si è rivelata occasionale, evidenziando quindi la buona stabilità del sistema di fissazione fra le componenti, basata su un sistema di cono morse.

Lussazioni
Sono state riscontrate 5 lussazioni di protesi inverse, 1 di protesi omerale e 1 di protesi totale.
Nei casi delle protesi inverse, 2 pazienti sono stati trattati conservativamente dopo riduzione della lussazione con immobilizzazione in tutore per 4 settimane, mentre gli altri 3 pazienti sono stati trattati

con revisione chirurgica e posizionamento di inserti di spessore maggiore.
Negli altri 2 pazienti (1 protesi omerale e 1 protesi anatomica) i pazienti sono stati trattati con revisione chirurgica e riposizionamento dei corpi omerali con correzione della versione.

Risalita componente omerale
Abbiamo riscontrato la presenza di 7 fallimenti protesici dovuti a cedimento o rottura della cuffia dei rotatori. Tutti queste protesi sono state convertite in protesi inverse.

DISCUSSIONE

Possiamo notare come i risultati da noi ottenuti non si discostino da quelli riportati da altri lavori basati su componenti protesiche non modulari [8-10].
L'utilizzo di un sistema modulare si è rivelato utile nell'affrontare direttamente sul campo operatorio le diverse problematiche riscontrate nonostante un adeguato planning preoperatorio.
In alcuni casi infatti si è deciso di impiantare una protesi inversa al posto della programmata protesi anatomica, una volta riscontrata una scarsa qualità della cuffia dei rotatori, senza problemi di dover modificare strumentario o componenti già installate.
L'utilizzo di tale sistema ha soprattutto consentito di poter trattare adeguatamente le complicanze descritte con una revisione che si è rivelata più semplice in casi in cui si è reso necessario ad esempio di convertire una protesi omerale o una protesi totale in una protesi inversa, o viceversa da protesi inversa a protesi CTA nei casi di mobilizzazione della glenosfera.
In particolare dobbiamo considerare come, a differenza dei dati comunemente riportati in letteratura, non si è verificata nessuna mobilizzazione atraumatica della componente glenoidea, segno di una ottima capacità di stabilizzazione del sistema basato sul perno centrale cavo.
Tale componente glenoidea è l'elemento fondamentale per poter convertire, senza modificare nessun componente dotato di una interfaccia protesi-osso, una protesi tradizionale in una protesi inversa.

CONCLUSIONE

Alla luce di questo lavoro di revisione, possiamo affermare, che l'utilizzo di un sistema modulare è da preferirsi ad un impianto di III generazione per la sua versatilità e per il più semplice trattamento dei casi sempre più numerosi di revisione protesica.
Riteniamo che l'esperienza maturata in questi anni, sia da ritenersi valida sia per il numero di impianti considerati che per il follow-up medio.
In tal senso crediamo quindi che, seppure con la dovuta scrupolosità e con la necessaria selezione del paziente, la chirurgia protesica di spalla non debba piu' essere considerata come un intervento di salvataggio in casi limitati, ma debba essere vista, alla stregua delle altre articolazioni, come una procedura che può dare un significativo miglioramento della qualità di vita dei pazienti affetti da patologie degenerative o traumatiche.

BIBLIOGRAFIA

1. Pean JE. *Des moyens prosthetiques destinés à obtenir la réparation des parties osseuses.* Gaz Hop Paris 1884;67:291.
2. Neer CS II. *Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis.* J Bone Joint Surg (Am) 1974;56:1-13.
3. Kessel L, Bayley I. *Prosthetic replacement of shoulder joint: preliminary communication.* J R Soc Med 1979;72:748-52.
4. Peppers TA, Jobe CM, Dai QG. *Fixation of humeral prosthesis and axial micromotion.* J Shoulder Elbow Surg 1998;7:414-8.
5. Walch G, Boileau P. *Shoulder arthroplasty.* Berlin:Springer-Verlag 1999.
6. Williams GR, Abboud JA. *Total shoulder arthroplasty: glenoid component design.* J Shoulder Elbow Surg 2005;14:122S-128S.
7. Boileau P, Avidor C, Krishnan SG et al. *Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a prospective, double-blind, randomized study.* J Shoulder Elbow Surg 2002;11:351-9.
8. Wall B, Novè-Josserand L, O'Connor DP, et al. *Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology.* J Bone Joint Surg (Am) 2007;89:1476-85.
9. Merolla G, Paladini P, Campi F, et al. *Efficacy of anatomical prostheses in primary glenohumeral osteoarthritis*. Chir Organi Mov 2008;91:109-15.
10. Edwards TB, Kadakia NR, Boulahia A, et al. *A comparison of hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: results of a multicenter study.* J Shoulder Elbow Surg 2003;12:207-13.

Le instabilità complesse del gomito

The complex elbow dislocation

L. Celli, A. Celli

RIASSUNTO

L'associazione delle fratture articolari con le lesioni dei legamenti vengono definite instabilità complesse del gomito. Il trattamento è finalizzato a ricostruire tutte le strutture lese per recuperare la stabilità articolare.

Parole chiave: fratture intrarticolari, instabilità, protesi del capitello radiale, lesioni legamentose, fratture della coronoide

SUMMARY

The association of the intrarticular fractures with joint dislocation has been called elbow complex instability. The treatment should be assessed to reconstruct all the damaged structures with the aim to recover joint stability.

Key words: intrarticular fractures, instability, radial head prosthesis, ligaments lesion, coronoid fracture

LE INSTABILITÀ COMPLESSE DEL GOMITO

L'associazione della lussazione del gomito con le fratture articolari quali il capitello radiale, la coronoide e l'olecrano sono state definite instabilità complesse.
Queste lesioni richiedono una precisa diagnosi ed un adeguato trattamento, in quanto elevati sono i rischi di una acuta recidiva della lussazione o sublussazione. Inoltre presentano spesso degli esiti invalidanti, quali la rigidità o l'instabilità dolorosa articolare.
La recidiva della lussazione, dopo la riduzione, incruenta in acuto dipende da:

- estensivo danno degli stabilizzatori primari (legamenti e coronoide) e secondari (capitello radiale) del gomito;
- il maggior numero di queste recidive avviene quando una frattura del capitello radiale comminuta (tipo 3 nella classificazione di Mason) si associa ad una frattura della coronoide (tipo 3 nella classificazione di Regan-Morrey) con la lesione del legamento collaterale laterale;
- la resezione del capitello radiale senza sostituzione protesica in presenza della lesione del collaterale mediale, frequentemente determina una recidiva della instabilità;
- una frattura della coronoide tipo 3 non ridotta può determinare una sublussazione posteriore dell'olecrano. Questa lesione è molto frequente poiché spesso all'esame radiografico non si riconosce la sublussazione della omero-olecranica.

È dunque importante conoscere i meccanismi che garantiscono al gomito stabilità e mobilità. La stabilità intrinseca del gomito è garantita dalla integrità e congruenza dello scheletro articolare e dalla conservazione e giusta tensione del legamento collaterale mediale e laterale.
In modo schematico è necessario distinguere quali siano le strutture che svolgono in modo primario il ruolo di stabilizzatore considerando queste indispensabili a garantire la stabilità articolare. Allo stesso modo consideriamo secondarie quelle che invece integrano il loro ruolo con le strutture vicine e che possono in alcuni casi essere assenti.
Gli stabilizzatori primari sono:

- le superfici articolari dell'olecrano e troclea. L'articolazione ulno-omerale è una articolazione a forte congruenza specialmente quando il gomito si porta in flessione;
- il legamento collaterale mediale nella sua banda anteriore;
- il legamento collaterale laterale nella sua componente posteriore o ulnare.

Gli stabilizzatori secondari sono:

- il capitello radiale che diviene un importante stabilizzatore quando è assenti il legamento collaterale mediale (instabilità sul piano frontale) o la membrana interossea (instabilità sul piano longitudinale) nella lesione di Essex-Lopresti;
- la capsula svolge un ruolo di stabilizzazione solo nella estensione del gomito;
- la stabilità è anche assicurata dai muscoli che incrociano da ogni lato l'articolazione: i muscoli epitrocleare e quelli epicondiloidei sul piano frontale e i muscoli flessori (bicipite e brachiale anteriore) ed estensori (tricipite ed anconeo) sul piano antero-posteriore.

Possiamo considerare stabile un gomito nel quale almeno 3 stabilizzatori primari sono integri. La stabilità diminuisce in modo proporzionale al numero delle strutture lese: legamenti, capsula, capitello radiale, coronoide ed olecrano.
Le più frequenti associazioni delle fratture articolari con le lesioni legamentose possono essere riassunte nei seguenti tipi:

1. la frattura del capitello radiale con il legamento collaterale laterale e con la capsula anteriore e posteriore e con il legamento collaterale mediale;
2. la frattura del capitello radiale associata alla frattura della coronoide (tipo 3) e con il legamento collaterale laterale. Questa lesione è chiamata terribile triade;

Clinica Ortopedica e Traumatologica, Azienda Ospedaliero-Universitaria, Policlinico, Modena

Indirizzo per la corrispondenza:
Clinica Ortopedica e Traumatologica, Azienda Ospedaliero-Universitaria-Policlinico, largo del Pozzo, 71, 41100 Modena

3. la frattura della coronoide alla sua base (tipo 3 nella classificazione di Morrey) o anche della sua faccetta antero-mediale. È spesso associata ad una insufficienza del collaterale mediale;
4. la sublussazione anteriore o posteriore del gomito, nel caso di fratture olecraniche comminute (tipo 3 nella classificazione di Regan-Morrey).

O'Driscoll (1991) [1] ha descritto la lussazione rotatoria posterolaterale considerando questa la più frequente causa di instabilità del gomito. La lesione si realizza quando si cade con mano e polso iperesteso e fisso al suolo mentre il corpo ruota internamente. Il meccanismo di ipersupinazione dell'avambraccio che si determina realizza una serie di lesioni che avvengono in questa sequenza: la capsula si rompe per prima poi cede il legamento collaterale laterale, la coronoide urta sulla troclea e si frattura. Proseguendo la rotazione dell'avambraccio all'esterno, si realizza la lesione della capsula posteriore ed infine del legamento collaterale mediale. Il legamento collaterale mediale può rompersi in modo parziale o totale.

O'Driscoll ha classificato [2] la lesione del collaterale mediale in 3 tipi: 3A se si rompe solo la banda posteriore, 3B se a questa si associa anche la banda anteriore; 3C se infine alla lesione del legamento si associa lo strappo delle inserzioni dei muscoli epitrocleari.

In questo tipo di lesioni le fratture spesso interessano il capitello radiale e la coronoide.

LA FRATTURA DEL CAPITELLO RADIALE ASSOCIATA ALLA LUSSAZIONE

Nella scelta del trattamento di questo tipo di lesione, è necessario comprendere quali e quanti stabilizzatori primari o secondari sono lesi. Dopo la riduzione della lussazione il gomito viene esaminato con l'ausilio del fluoroscopio, sia in flessione che in estensione con l'avambraccio mantenuto rispettivamente in pronazione e supinazione. Nella condizione in cui il gomito diviene stabile in pronazione ed instabile nella supinazione, la lesione interessa il legamento laterale con il capitello radiale, la capsula anteriore e posteriore ed il legamento mediale solo nella sua banda posteriore. Dobbiamo invece considerare integra la banda anteriore di questo legamento. In questo caso la stabilità del gomito è mantenuta da tre stabilizzatori primari, quali: la coronoide, l'olecrano, la banda anteriore del legamento collaterale mediale. Il trattamento chirurgico può essere consigliato solo quando la frattura del capitello radiale è scomposta, interessando più di un terzo della superficie articolare (Tab. I).

Nella condizioni in cui la frattura del capitello radiale non è scomposta, il trattamento di scelta è quello non chirurgico. Il gomito verrà mantenuto con l'avambraccio pronato in un tutore ed il paziente potrà iniziare precocemente il movimento di flesso-estensione.

Nella condizione invece di scomposizione della frattura (tipo 2) il trattamento chirurgico eseguito attraverso una via di accesso laterale (via di Kocher) consentirà di ridurre e stabilizzare la frattura e ricostruire il legamento collaterale laterale. Nei pazienti che invece presentano una frattura comminuta (tipo 3) non ricostruibile, la resezione può essere eseguita solo se al capitello radiale asportato viene sostituito con una protesi metallica.

In questi casi la protesi migliora la stabilità del gomito, riduce il rischio di una instabilità secondaria (in valgo o rotazione posterlaterale) e può consentire al paziente il recupero di un precoce movimento.

Nei casi più gravi con interessamento anche della banda anteriore del legamento mediale, il gomito è instabile anche dopo l'impianto della protesi ed allora la congruenza articolare può essere assicurata da un fissatore esterno dinamico di gomito.

LE FRATTURE DEL CAPITELLO RADIALE E DELLA CORONOIDE ASSOCIATE ALLA LUSSAZIONE DEL GOMITO (TERRIBILE TRIADE)

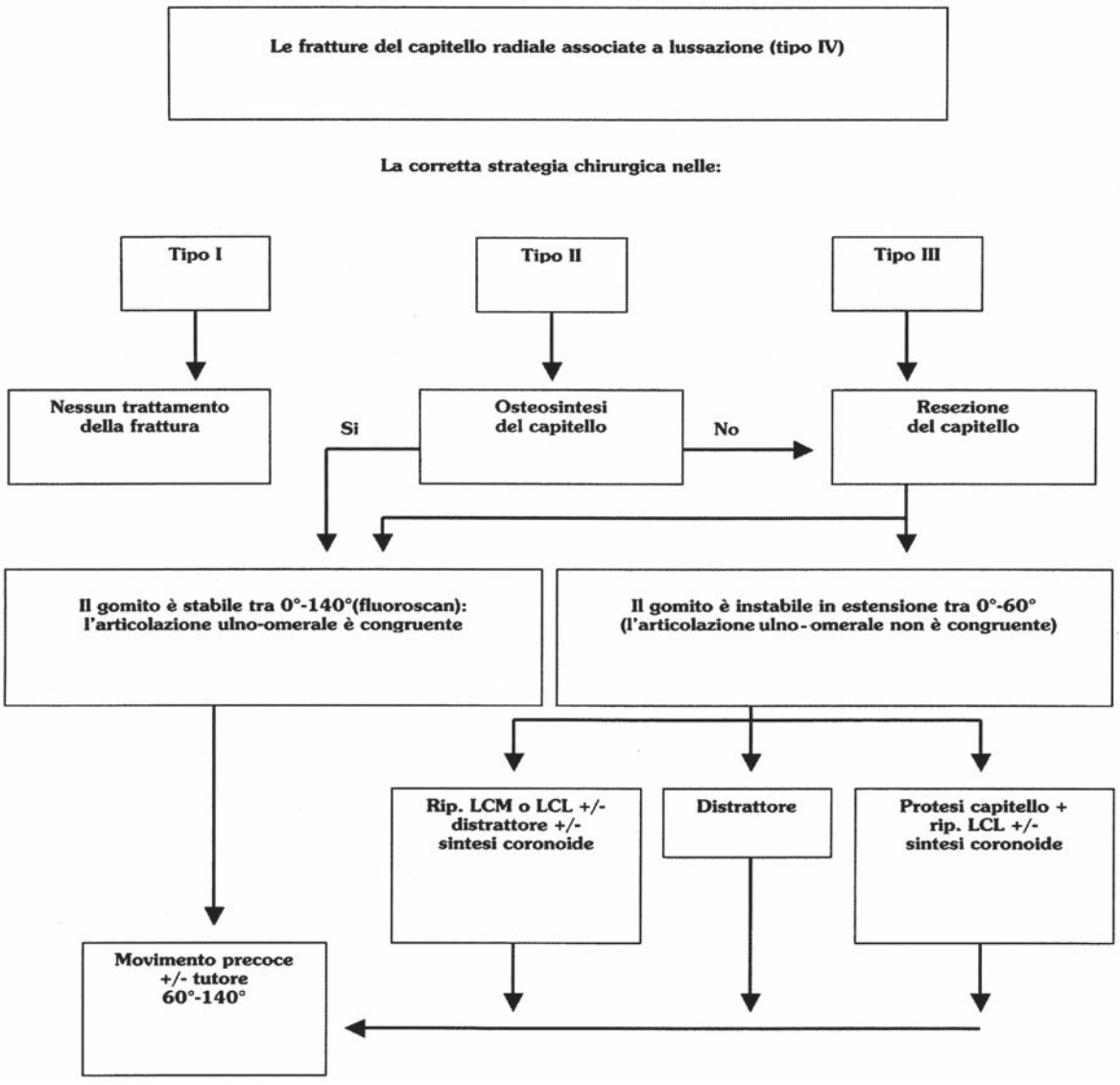
La frattura della coronoide alla sua base e del capitello radiale, generalmente comminuta, che si realizza durante una lussazione del gomito è conosciuta con il termine: terribile triade. Elevate sono le complicanze e gli insuccessi del trattamento riportati nella letteratura di questo tipo di lesione. Infatti la recidiva della lussazione è frequente sia dopo la riduzione che a distanza. La grave instabilità che la caratterizza dipende dal numero degli stabilizzatori primari lesi.

La instabilità è mantenuta dall'interessamento degli stabilizzatori primari quali la coronoide, il legamento laterale e il legamento mediale ed anche dalla perdita di uno stabilizzatore secondario quale il capitello radiale. Questa condizione di danno si aggrava se si esegue la resezione del capitello, senza impianto di endoprotesi. Inoltre se la coronoide è fratturata alla sua base (tipo 3) e non viene ridotta e stabilizzata il gomito si sublussa posteriormente. Questi quadri patologici di sublussazione cronica caratterizzano quei pazienti nei quali alla resezione del capitello si è associata un non impianto protesico senza provvedere a ridurre e stabilizzare la coronoide.

Il trattamento di questo tipo di lesione deve prevedere la riduzione e sintesi delle fratture e nel caso di non poter recuperare il capitello radiale alla sua sostituzione con protesi ed alla ricostruzione legamentosa. Il distrattore articolare consentirà il recupero precoce del movimento proteggendo le strutture ricostruite. Indispensabile alla strategia del trattamento un accurato studio per immagine che si effettuerà con gli esami Rx ma soprattutto con Tac con ricostruzione tridimensionale. Infine per definire la stabilità legamentosa residua, utile può essere effettuare una valutazione dinamica sotto controllo fluoroscopico.

I tempi chirurgici possono essere così schematizzati:

- il paziente è in posizione supina con l'arto mantenuto sul torace;
- l'incisione chirurgica della pelle è posteriore "midline";
- lateralmente e medialmente vengono isolate due flaps a tutto spessore di tessuto cutaneo e fasciale;
- l'accesso alla articolazione si effettua lateralmente attraverso lo spazio di Kocker e medialmente attraverso la "over the top" descritta da Hotckiss;
- la frattura della coronoide ed il capitello radiale vengono evidenziate, ridotte e stabilizzate con sintesi interna. Nella condizione di irreparabilità del capitello, questo verrà sostituito con una protesi metallica;
- la continuità dei legamenti verrà recuperata con suture osteolegamentose;



Tav. 1

- il fissatore esterno dinamico, infine, proteggerà le strutture ossee e legamentose riparate;
- drenaggi in aspirazione verranno posti a livello articolare e nel sottocutaneo;
- il movimento precoce verrà concesso nei giorni seguenti all'intervento chirurgico.

LE FRATTURE DELLA CORONOIDE ASSOCIATA ALLA LUSSAZIONE

La frattura della coronoide isolata, specialmente quando interessa la sua faccetta antero-mediale, è conseguenza di un trauma che determina una deviazione in varo del gomito, mentre questo è sottoposto ad un carico assiale in iper-pronazione dell'avambraccio. In queste condizioni mentre la mano mantiene l'avambraccio fermo al suolo, l'omero con il corpo ruota internamente determinando una "shear fracture" del labbro mediale della coronoide [5].

L'esame radiografico standard spesso non è in grado di definire l'entità e l'estensione della frattura. Questa può essere studiata con maggiore precisione mediante una Tac con ricostruzione tridimensionale. Il trattamento chirurgico di queste fratture può essere effettuato mediante un accesso postero-mediale. Questo accesso chirurgico si realizza distaccando il flessore ulnare del carpo dalla sua inserzione epitrocleare e dalla superficie mediale dell'ulna. Il nervo ulnare verrà allontanato dal piano scheletrico insieme al flessore ulnare del carpo. La coronoide, il legamento collaterale ulnare e la parte mediale della troclea potranno in questo modo essere esposte. La frattura potrà essere ridotta e stabilizzata utilizzando mini placche, viti o in qualche caso di comminuzione punti di sutura con fili non riassorbibili.

Questi dovranno riunire inglobandoli i frammenti della coronoide che per via transossea verranno ancorati sulla faccia posteriore dell'ulna. Anche in questo caso il distrattore articolare può svolgere

una utile funzione nel mantenere la stabilità articolare riducendo le sollecitazioni sui frammenti coronoidei durante il movimento.

LA FRATTURA-LUSSAZIONE TRANSOLECRANICA

Nella classificazione Mayo [6] il tipo 3 delle fratture olecraniche possono o non possono essere comminute ma in quasi tutte spesso vi è un interessamento legamentoso con insufficienza o rottura di uno o tutti e due i legamenti collaterali. Tali lesioni sono caratterizzate da instabilità con la sublussazione dello scheletro dell'avambraccio. La lussazione transolecranica differisce dalla frattura lussazione di Monteggia in quanto il radio e l'ulna sono entrambi lussati anteriormente e rimangono associati.
La TAC con la ricostruzione tre D permette di riconoscere l'entità e l'estensione del danno fratturativo. In modo caratteristico alla frattura dell'olecrano spesso si associa il distacco di un grosso frammento di coronoide. Lo spostamento anteriore di questo frammento permette allo scheletro dell'avambraccio di lussarsi anteriormente attraverso la frattura olecranica. La riduzione della coronoide e dell'olecrano fa recuperare al gomito la sua stabilità riducendo il rischio di complicanze.
I principali tempi chirurgici sono:

- il paziente è posto in un decubito controlaterale con l'arto superiore sostenuto da un reggibraccio;
- l'incisione cutanea è posteriore para-olecranica;
- il nervo ulnare viene visto ma non allontanato dalla sua sede;
- la frattura ed i suoi frammenti sono preparati e ridotti con particolare attenzione alla coronoide;
- la sintesi viene effettuata con placche presagomate associate a viti interframmentarie;
- l'impianto di un distrattore articolare può ridurre le sollecitazioni sull'area di frattura durante il movimento se la osteosintesi non è sufficientemente stabile.

CONCLUSIONI

La gravità della instabilità complessa del gomito dipende dalle strutture ossee e legamentose coinvolte nella lesione. La perdita contemporanea di più stabilizzatori primari e secondari può determinare una recidiva della sublussazione o lussazione.
La scelta del trattamento non può prescindere da uno studio radiografico e TAC ed una valutazione dinamica della stabilità con il fluoroscopio . La frattura del capitello radiale dovrà essere riparata o in caso di comminuzione sostituita con protesi metallica.
La frattura della coronoide tipo 2 o tipo 3 [7] o le fratture anteromediali del labbro trocleare devono essere ridotte e stabilizzate con miniplacche, viti o suture transossee. Le lesioni legamentose del complesso laterale e mediale devono essere riparate e successivamente protette da un fissatore esterno dinamico.
In tal modo la prognosi può migliorare ottenendo da una lesione con cattiva reputazione risultati soddisfacenti.

BIBLIOGRAFIA

1. O'Driscoll SW, Bell DF, Morrey BF. *Posterolateral rotatory instability of the elbow.* J Bone Joint Surg 1991;73A:44D.
2. O'Driscoll SW, Jupiter JB, King G, et al. *The unstable elbow*. Instr Course Lect 2001;50:89-102.
3. Sanchez-Sotelo J, Romanillos O, Garay EG. *Results of acute excision of the radial head in elbow radial head fracture dislocation.* J Orthop Trauma 2000;14:354-8.
4. Celli A, Nicoli E. *Le fratture del capitello radiale associate a lussazione di gomito* La chirurgia degli organi di movimento 2004;89:7-19.
5. O'Driscoll Sw, Jupiter JB, Cohen MS, et al. *Difficult elbow fractures: pearls and pitfalls*. Instr Course Lect 2003;52:113-34.
6. Morrey BF. *Current concepts in the treatment of fractures of the radial head the olecranon and the coronoid.* Instr Course Lect 1995;77A:316.
7. Regan W, Morrey BF. *Fractures of the coronoid process of the ulna.* J Bone Joint Surg Am 1989;71:1348-54.

Overview

F. Benazzo, G. Zanon, S.M.P. Rossi

RIASSUNTO

Se si esamina la letteratura degli ultimi venti anni ci si rende conto dell'importante contributo italiano, grazie alla pubblicazione di lavori clinici, sperimentali e biomeccanici, nell'ambito della chirurgia del ginocchio e più in generale della chirurgia ortopedica e della traumatologia dello sport. Scopo di questa rassegna è di evidenziare il ruolo della tradizione italiana all'interno dell'esperienza mondiale in questo ambito, ponendo in evidenza non solo tecniche universalmente riconosciute, ma anche esperienze meno note che abbiano in un certo qual modo fornito un contributo al progresso della disciplina.

Parole chiave: ginocchio, medicina e traumatologia dello sport, legamento crociato, tendini, legamenti

SUMMARY

Looking at the literature of the last twenty years we realize the importance of the Italian contribution thanks to the great number of clinical, experimental and biomechanical studies presented in the field of knee and, more in general, orthopaedic surgery and sports traumatology. Aim of this review is to highlight the role of Italian tradition in the worldwide experience in this field describing, on one side, universally recognized techniques and on the other, less known experiences that have somehow contributed to the progression of the discipline

Key words: knee, sport medicine and traumatology, anterior cruciate ligament, tendons, ligaments

Scorrendo la letteratura dell'ultimo ventennio, non è possibile non rendersi conto dell'imponente quantità di studi clinici, sperimentali e biomeccanici prodotti nell'ambito della chirurgia del ginocchio e dell'apparato muscolo scheletrico in relazione ai traumi da sport. Molti di questi hanno una valenza scientifica assoluta, altri risultano quali studi preliminari, altri ancora compaiono come case report.

Questa letteratura risulta florida di pubblicazioni italiane, con orientamento a 360°: dagli studi sul legamento crociato anteriore (LCA) (numerosissimi), alle più recenti acquisizioni sulla biomeccanica e sulle precisazioni di tecnica nella ricostruzione del legamento crociato posteriore (LCP), ai trapianti di condrociti e di menisco, agli studi di biochimica e biomeccanica della patologia tendinea rotulea e achillea.

Per parecchi anni, forse tutt'ora (e chissà se anche in futuro), si è cercato di capire quale potesse essere il trattamento di scelta per la ricostruzione del LCA negli atleti. Dopo un periodo nel quale è stato fondamentalmente accettato quale *golden standard* il trapianto con tendine rotuleo, in grado di favorire una maggiore stabilità del ginocchio operato, si è arrivati a giudicare del tutto simili per risultati e stabilità entrambe le tecniche [1]. In particolare, nella ricostruzione con semitendini, veniva criticato il sacrificio dei flessori, importanti nel controllo della stabilità e nella dinamica di molti sport. Studi italiani, anche se di case report [2], hanno dimostrato la possibile rigenerazione in particolare del semitendinoso, e successivi studi di riabilitazione fisiatrica hanno suggerito le strategie riabilitative atte e ripristinare la forza e la resistenza dei flessori, anche dopo sacrificio dei suddetti tendini.

In particolare, la più recente letteratura si sta concentrando sulla ricostruzione anatomica del LCA con doppio fascio. Oltre che dal punto di vista clinico, appaiono ancora molto importanti le ricerche di biomeccanica atte alla definizione del corretto posizionamento dei tunnel, soprattutto di quelli femorali, in grado maggiormente di determinare l'assenza di ogni lassità residua [3 4], e la fissazione dei due fasci dei *graft* a diversi angoli di flessione a livello tibiale. I risultati "preliminari" appaiono dimostrare in ogni caso, aumentata stabilità, soprattutto rotatoria, con la tecnica a doppio fascio [5], anche se non appare completamente chiarita ancora la dinamica della fissazione distale, fulcro delle ricerche future.

Non vi è comunque accordo nella nostra letteratura nazionale circa i risultati della ricostruzione del LCA a doppio fascio ("double-boundle"): Ferretti et al. [6] hanno dimostrato che la ricostruzione a singolo e doppio fascio, eseguite con tecnica computer assistita, hanno portato entrambe senza differenze statisticamente significative, ad un ripristino della stabilità senza differenza di traslazione anteriore ed intra- ed extra-rotazione della tibia tra le due metodiche.

Un altro capitolo importante, di moda circa 20 anni fa, tralasciato per un breve periodo e tornato in auge negli ultimi anni è rappresentato dalla "patologia della periferia". Con questo termine vogliamo indicare le instabilità residue (o presunte tali) nelle ricostruzioni del pivot centrale, determinate dalla concomitante lesione dell'apparato capsulo-legamentoso periferico che non viene trattato insieme alla ricostruzione del pivot centrale; esse sono subdole,

Clinica Ortopedica e Traumatologica dell'Università di Pavia, Fondazione I.R.C.C.S. Policlinico San Matteo Pavia

difficili da diagnosticare e, di conseguenza da trattare. Si tratta di una patologia che interessa più raramente il comparto mediale [7], più spesso il comparto postero-laterale, con scarsa incidenza ma altamente invalidante, che, in particolare nelle revisioni [8] diventa molto importante da diagnosticare e trattare. Gli interventi sono ben codificati, soprattutto nella letteratura americana, modificata oggi dal possibile utilizzo di ancorette in titanio, in grado, talvolta, di semplificare la procedura chirurgica.

Negli ultimi 10 anni abbiamo assistito ad un progressivo miglioramento nella diagnostica [9] e, soprattutto, ad un miglioramento della chirurgia del legamento crociato posteriore. Spesso di difficile diagnosi, spesso poco sintomatica, nello sportivo di alto livello la lesione del LCP può essere assolutamente invalidante e rendere difficoltosa la partecipazione agonistica. Il miglioramento delle tecniche, l'utilizzo di nuovo strumentari, nuovi portali tipo "transeptal" [10], hanno condotto alla possibilità di ricostruzione artroscopica con tecnica "inlay", senza necessità di esposizione della capsula posteriore, diminuzione della possibile contaminazione infettiva, senza considerare la possibilità di rottura delle pastiglie ossee.

Nella traumatologia dello sport, in particolare negli atleti più maturi, il problema della condropatia può risultare di difficile risoluzione. È noto che le articolazioni di atleti di alto livello, in condizioni di degenerazione artrosica con osteofiti, tendono a scompensarsi dal punto di vista clinico e radiografico con riduzione delle rime articolari solamente al termine della carriera agonistica, quando verosimilmente il tono muscolare e la propriocettività diminuiscono. Queste osservazioni possono giustificare la tendenza ad operare il meno possibile atleti professionisti affetti da condropatia, sia per la non univocità dei risultati, sia per la prolungata astensione dall'attività agonistica che questi stessi interventi richiedono. Esistono comunque molteplici studi, anche con follow-up di diversi anni [11] che dimostrano risultati incoraggianti sia di trapianti osteocondrali che di condrociti autologhi. Interessanti, anche se di prospettiva molto più futuribile, i trapianti di menisco, sia che si tratti di struttura collagenica che di trapianto da cadavere: i risultati appaiono a tutt'oggi troppo controversi e con follow-up troppo breve per acquisire quella garanzia e fiducia che richiederebbero nell'impiego di uno sportivo, magari di alto livello, ma la ricerca clinica e le nuove opportunità terapeutiche potranno rendere tali metodiche di possibili applicazione futura.

I chirurghi italiani, assieme a quelli di terra scandinava, si sono da sempre distinti nella ricerca e nel trattamento delle lesioni del tendine rotuleo. Numerosi studi hanno individuato quelle che possono essere le alterazioni di biomeccanica dell'apparato estensore in grado di indebolire e far degenerare la struttura del tendine, così come l'utilizzo sconsiderato di corticosteroidi e fluorochine [12]. Tutti sono concordi nel trattamento inizialmente conservativo soprattutto delle patologie degenerative del tendine, mentre il trattamento chirurgico deve essere proposto al fallimento della precedente strategia od in caso di impossibilità o grave impedimento dell'attività agonistica.

Da sempre lo sport in Italia ha mosso le passioni di partecipanti ed appassionati, ma anche il mondo della traumatologia dello sport risulta florido e ricco di contributi scientifici, clinici e chirurgici che possono aver migliorato il mondo della Medicina e della Traumatologia dello sport. I buoni risultati ottenuti sino ad ora devono essere le basi per altrettanti nuovi sforzi scientifici, economici, al fine di migliorare strategie diagnostiche, cliniche e chirurgiche dei nostri atleti.

BIBLIOGRAFIA

1. Aglietti P, Giron F, Buzzi R, et al. *Anterior cruciate ligament reconstruction: bone-patellar-tendon-bone compared with double semitendinosus and gracilis grafts. A prospective, randomized clinical trial.* J Bone Joint Surg Am 2005;87:1882-3.
2. Ferretti A, Conteduca F, Morelli F, et al. *Regeneration of the semitendinosus tendon after its use in anterior ligament reconstruction: a histoligic study of three cases*. Am J Sports Med 2002;30:204-7
3. Giron F, Cuomo P, Edwards A, et al. *Double boundle ''anatomic'' anterior cruciate ligament reconstruction: a cadaveric study of tunnel positioning with a transtibial technique.* Arthroscopy 2007;23:7-13.
4. Zaffagnini S, Bruni D, Martelli S, et al. *Double-boundle ACL reconstruction: influence of femoral tunnel orientation in fnee laxity analysed with a navigation system. An in-vitro biomechanical study.* BMC Musculuskelt Disord 2008;9:25.
5. Aglietti P, Giron F, Cuomo P, et al. *Single and double incision double-boundle ACL reconstruction.* Clin orto Relat Res 2007;454:108-13.
6. Ferretti A, Monaco E, Labianca L, et al. *Double-boundle anterior criciate ligament reconstruction: a computer assisted orthopaedic surgery study.* Am J Sports Med 2008;36:760-6.
7. Zaffagnini S, Bignozzi S, Martelli S, et al. *Does ACL reconstruction rstore knee stability in combined lesions? An in vivo study.* Clin Orthop Relat Res 2007;454:95-9.
8. Ferretti A, Conteduca F, Monaco E, et al. *Revision anterior cruciate ligament reconstruction with doubled semitendinosus and gracilis tendons and lateral extra-articular reconstruction. Surgical technique*. J Bone Joint Surg Am 2007;89(Suppl. 2):196-213.
9. Margheritini F, Mariani PP. *Diagnostic evaluation of posterior cruciate ligament incurie*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2003;11:282-8
10. Mariani PP, Margheritini F. *Full arthroscopic inlay reconstruction of posterior cruciate ligament*. Knee Surg Sports Traumatol arthrosc 2006;14:1038-44.
11. Marcacci M, Kon E, Delcogliano M, et al. *Arthroscopic autologous osteochondral grafting for cartilage defects of the knee: prospective study results at a minimum 7-years follow-up.* Al J Sports Med 2007;35:2014-21.
12. Maffulli N, Wong J. *Rupture of the Achilles and patellar tendons*. Clin Sports Med 2003; 22:761-76.

La ricostruzione del LCA con semitendinoso e gracile

A. Ferretti

RIASSUNTO

In questo lavoro l'autore ripercorre le tappe della sua esperienza trentennale nella ricostruzione del LCA con i tendini semitendinoso e gracile, che lo hanno portato a sviluppare una metodica altamente affidabile in grado di fornire, nei controlli a oltre 5 anni, risultati clinici e radiografici soddisfacenti in oltre il 90% dei casi. Tale tecnica chirurgica si basa sui seguenti elementi fondamentali:

a) Trapianto autologo "libero" del semitendinoso e gracile raddoppiati.
b) Uso di mezzi di fissazione particolarmente rigidi e resistenti.
c) Associazione di plastica periferica nei casi di grave lassità rotatoria, nei pazienti ad alto rischio e nelle revisioni.
d) Prelievo del semitendinoso con rispetto, se possibile, della sua inserzione distale.
e) Riabilitazione post operatoria non accelerata nelle prime due settimane.

Parole chiave: legamento crociato anteriore, semitendinoso, plastiche periferiche, artroscopia, ginocchio.

SUMMARY

In this paper the author describes his thirty years experience on the ACL reconstruction with semitendinosus which leads to the present technique which seems to able to give satisfactory results in about 90% of cases at a minimum follow up of five years. This technique is based on the following criteria:

a) Use of doubled semitendinosus and gracilis as a free graft
b) Use of very strong and stiff fixation devices
c) Extrarticular reconstruction in association to the ACL reconstruction in selected cases (severe rotatory instabilities, revision surgery, at risk patients)
d) A harvesting technique which maintains a distal stump of semitendinosus attached to the tibia.
e) Unaggressive post oprehabilitation

Key words: anterior cruciate ligament, semitendinosus, extraarticular reconstructions, arthroscopy, knee.

Cattedra e U.O.C. di Ortopedia eTraumatologia, II Facoltà di Medicina Chirurgia, "La Sapienza", Università di Roma, Policlinico Sant'Andrea, Roma

Indirizzo per la corrispondenza:
Andrea Ferretti, Via Lidia, 73, 00179 Roma. E-mail: aferretti51@virgilio.it

Era il novembre del 1979 quando, presso la seconda Cattedra di Clinica Ortopedica dell'Università di Roma fu eseguita la prima ricostruzione intraarticolare del legamento crociato anteriore (LCA) con il tendine del semitendinoso. Fino ad allora erano state eseguite quasi esclusivamente plastiche periferiche, in ossequio agli insegnamenti di J. Hughston, che tanta influenza hanno avuto e continuano ad avere nella nostra formazione di chirurgia del ginocchio.

La tecnica utilizzata fu quella che alcuni mesi dopo sarebbe stata pubblicata da Puddu [1] sull'*American Journal of Sports Medicine*, ripresa da Drez [2] sul celebre testo "Campbell's Operative Orthopaedics" e grazie alla quale, in associazione alla plastica periferica di rinforzo, moltissimi atleti professionisti hanno potuto proseguire e concludere con successo la propria carriera agonistica ai massimi livelli, inclusa la partecipazione di alcuni di essi ai mondiali del 1990 con la nazionale italiana di calcio.

Da allora, pur con innumerevoli cambiamenti ed evoluzioni di tecniche, che ci hanno prima portato ad eseguire la ricostruzione con gracile e semitedinoso, poi ad eseguire la disinserzione prossimale alla giunzione miotendinea anziché distale alla zampa d'oca, come già anticipato da Galeazzi [3] oltre 40 anni prima di Cho [4], ed infine il trapianto libero, siamo sempre rimasti fedeli a due principi fondamentali:

1) considerare i tendini semitendinoso e gracile il trapianto di prima scelta per la ricostruzione del LCA
2) considerare la lassità rotatoria del ginocchio come conseguenza non esclusiva della lesione del LCA ma legata alla concomitante o successiva distensione delle strutture periferiche, soprattutto del compartimento esterno.

Naturalmente quasi trent'anni di esperienza in questo specifico settore, ci hanno permesso di approfondire un po' tutti gli aspetti di questo particolare tipo di chirurgia, da quelli anatomici e biomeccanici, a quelli biologici, a quelli più squisitamente clinici.

Prima però di entrare nel merito della discussione del nostro percorso scientifico relativo all'uso dei flessori desideriamo proprio partire dal secondo dei principi che ancora guidano la nostra filosofia di trattamento delle lesioni del LCA; le lesioni capsulo legamentose associate e le plastiche periferiche.

Numerosi studi di anatomia e fisiologia articolare hanno dimostrato il sinergismo funzionale fra LCA e legamenti capsulari del compartimento esterno ed in particolare di quelli antero laterali [5 6].

Non solo, ma lo studio delle lesioni che si verificano in sequenza nel corso di traumi distorsivi del ginocchio ha evidenziato che a seguito della lesione del LCA, in immediata successione, sono proprio le strutture esterne a subire lesioni di vario genere ed entità.

La compromissione del compartimento esterno potrebbe essere una delle spiegazioni dei diversi gradi di lasità rotatoria che, a parità di

lesione del LCA, vengono riscontrati e solitamente valutati da + a +++ di pivot-shift. Non solo ma che dire della frattura parcellare da avulsione (frattura di Segond) a tutti nota come segno radiologico indiretto di rottura del LCA in quanto sempre susseguente ad esso e dovuta allo strappo da parte del legamento capsulare antero laterale sovradisteso? Ma la frattura di Segond non è che un'eccezione: la regola è rappresentata da un danno intralegamentoso molto spesso riscontrato all'atto chirurgico da chi, come noi, esplora regolarmente il compartimento esterno nelle lesioni acute del LCA. Non solo ma la sola riparazione del danno capsulare porta ad una drastica riduzione, se non addirittura all'annullamento proprio del fenomeno del pivot shift, cui evidentemente risulta correlato. E poi, la persistenza anzi molto spesso l'aggravamento della lassità rotatoria nelle instabilità croniche non potrebbe essere dovuta alla mancata guarigione o alla progressiva distensione delle strutture capsulari laterali? Di qui l'esigenza di riconsiderare il ruolo delle lesioni periferiche associate, ed in particolare quelle del compartimento esterno che, per la loro architettura anatomica tendono probabilmente a guarire con maggiore difficoltà rispetto a quelle del compartimento interno. Tale aspetto è stato forse troppo frettolosamente accantonato a seguito di una consensus conference svolta agli inizi degli anni novanta negli USA ed organizzata dall'*American Orthopaedic Society for Sports Medicine* (AOSSM) e conclusasi con la sostanziale inutilità di gesti chirurgici aggiuntivi alla ricostruzione del LCA. C'è da ricordare tuttavia, a questo proposito che a quel tempo la ricostruzione era quasi esclusivamente eseguita con tendine rotuleo, che la riabilitazione era ancora piuttosto prudente e che complicanze come la rigidità post operatoria e i dolori rotulei erano estremamente più frequenti. Logico quindi che un gesto chirurgico associato, soprattutto nei casi acuti, finisse per creare ulteriori, talora anche gravi, problemi ad un intervento già di per sé piuttosto traumatizzante per il ginocchio e per l'apparato estensore in particolare. Oggi che le tecniche chirurgiche ed i protocolli post operatori sono decisamente cambiati e che fra le cause di fallimento torna ad essere considerata la persistenza di un certo grado di lassità rotatoria a prescindere dal tipo di trapianto effettuato, il ruolo del compartimento esterno e delle plastiche periferiche torna ad essere nuovamente al centro dell'attenzione di numerosi chirurghi. A parte alcuni lavori storici [7-12], peraltro mai sconfessati, e a parte la nostra personale esperienza, molti noti chirurghi stanno rivalutando il concetto, molto in voga negli anni ottanta, che la lesione isolata del LCA è in realtà molto rara e che un certo grado di distensione del complesso capsulare laterale si associ molto spesso fino a causare quadri clinici tali da richiedere un trattamento specifico. È questo il caso di Frank Noyes [13], di Lonny Paulos [14] e, fra gli italiani di Marcacci [15] e Mariani [16], che hanno recentemente affermato di eseguire plastiche di rinforzo extra-articolari, in associazione alla ricostruzione intraarticolare, in casi di lassità gravi (pivot shift +++), di revisioni o di trapianti particolarmente sottili, in analogia, in pratica, alla nostra filosofia. E lo stesso Eriksson in un recente editoriale [17] apparso sul KSSTA si poneva la domanda se, per eliminare il residuo di pivot shift, fosse preferibile una plastica periferica o una ricostruzione a doppio fascio, domanda alla quale noi stessi avevamo fornito una nostra risposta basata su uno studio biomeccanico in vivo svolto con il navigatore [18].

Tornando al semitendinoso e gracile cercheremo ora di analizzarne gli aspetti a nostro parere più significativi e ai quali, in questi trent'anni, abbiamo dedicato gran parte delle nostre attività di ricerca, grazie alla quale abbiamo sviluppato la tecnica chirurgica attuale.

Nel corso degli anni la tecnica chirurgica si è notevolmente modificata, seguendo l'evoluzione della tecnologia (da interventi open a interventi artroscopicamente assistiti), delle conoscenze biomeccaniche (resistenza meccanica dei singoli tendini e caratteristiche dei mezzi di fissazione), dei processi biologici di rimodellamento e di osteointegrazione nonché dei fenomeni di rigenerazione dei tendini prelevati per il trapianto. In questo lungo processo, che abbiamo percorso tappa a tappa, l'introduzione dello stripper ha rappresentato un momento fondamentale, consentendo il prelievo di tutto il tessuto tendineo disponibile, in modo da raddoppiare le dimensioni del trapianto con un rilevante miglioramento delle sue proprietà meccaniche, che rappresentavano, fino a quel momento il punto più debole e criticabile della metodica. E dopo brevi ma utili esperienze con l'uso dei tendini raddoppiati ma lasciati inseriti alla zampa d'oca, il trapianto libero è divenuto per noi la metodica di scelta. Un altro punto di tecnica che ci piace sottolineare è la nostra "fedeltà" all'esecuzione del tunnel femorale "out-in" che ci deriva dalle ricostruzioni a cielo aperto ma che mantiene la sua validità per la possibilità che offre di posizionare l'emergenza intraarticolare del tunnel in una posizione più vicina all'inserzione anatomica del LCA originale [19].

L'altro aspetto, tutt'altro secondario, che fa ritenere i tendini flessori meno adatti del tendine rotuleo per la ricostruzione del LCA è senz'altro legato alla mancanza di quelle estremità ossee che, consentendo una migliore integrazione all'interno dei tunnel ossei, ne favorirebbero la fissazione biologica definitiva più rapida e sicura rispetto al semitendinoso e gracile, tendini che devono invece ricrearsi una nuova inserzione nell'osso. Questa complessa problematica è stata da noi studiata a fondo, a cominciare dai mezzi di fissazione, che dovrebbero garantire un'eccellente rigidità e tenuta meccanica alla trazione, una notevole resistenza allo scivolamento e ai carichi ciclici, quali quelli appunto applicati al neolegamento durante la riabilitazione post operatoria. I mezzi di fissazione non devono inoltre interferire con i processi biologici di osteointegrazione del trapianto, unici in grado di garantire la definitiva tenuta del neo-LCA. In vari lavori abbiamo descritto le caratteristiche meccaniche (resistenza alla trazione e allo scivolamento) dello *Swing-Bridge*, usato per la fissazione dei tendini al femore e dell'*Evolgate*, mezzo di fissazione tibiale, che, sia testati singolarmente che in coppia, si sono dimostrati superiori a gran parte degli altri mezzi di fissazione disponibili e in commercio [20-22]. E anche la "storia naturale" della fissazione *Swing-Bridge/ Evolgate* è stata studiata in vivo su modelli animali (pecore) con risultati che documentano un progressivo aumento della tenuta nelle settimane seguenti l'impianto con la formazione di una giunzione osteo-tendinea di tipo indiretto con fibre di Sharpey [23].

Un altro vantaggio, dell'uso dello *Swing-Bridge* è rappresentato dalla possibilità di regolare la tensione finale del trapianto mediante una modica rotazione dello stesso dopo la fissazione definitiva, allorquando una accidentale perdita di tensione porterebbe ad un inevitabile fallimento dell'intera procedura.

Fra le complicanze della chirurgia del LCA, l'allargamento dei fori rappresenta un fenomeno ancora non ben conosciuto nelle sue basi fisiopatologiche e nelle sue reali implicazioni cliniche, pur rappresentando certamente un potenziale problema in caso di necessità di revisione. Fra le possibili cause sono stati invocati fattori meccanici (eccessive sollecitazioni verticali ed orizzontali del trapianto all'interno dei tunnel ossei) e biologici (penetrazione di liquido sinoviale nei tunnel con creazione di un ambiente sfavorevole per una valida fissazione). Nella nostra casistica, probabilmente grazie all'uso di mezzi di fissazione particolarmente rigidi e resistenti, in grado di ridurre realmente al minimo i micromovimenti del trapianto, l'allargamento dei fori femorali e tibiale, valutato con sofisticati sistemi TC in grado di misurare con assoluta precisione i diametri dei tunnel a diversi livelli, è risultato assolutamente accettabile, per non dire trascurabile [24]. Tuttavia, anche con l'uso di mezzi di sintesi validi, una riabilitazione aggressiva, accelerata, può determinare un allargamento dei fori significativamente maggiore, anche se pur sempre modesto [25].

Nella nostra esperienza di utilizzatori del semitendinoso e gracile abbiamo esteso le indicazioni anche agli interventi di revisione dei fallimenti di ricostruzioni eseguite con altre metodiche, in particolare con tendine rotuleo e legamenti artificiali. Naturalmente gli interventi di revisione si presentano in modo ben diverso da quelli di ricostruzione primaria del LCA. Ogni intervento é diverso dall'altro per la necessità di un accurato studio preoperatorio che porti a capire le cause del fallimento, a valutare i singoli tempi chirurgici (artroscopia, trattamento delle frequentissime lesioni associate, localizzazione, tipizzazione ed eventuale rimozione dei mezzi di sintesi utilizzati nel precedente intervento, perdite ossee) fino a considerare l'ipotesi, tutt'altro che infrequente, di una ricostruzione in due tempi. Rispettando scrupolosamente alcuni principi fondamentali, il semitendinoso e gracile, in associazione alle plastiche periferiche, possono rappresentare un'ottima scelta anche negli interventi di revisione con risultati assolutamente soddisfacenti, anche se inferiori a quelli delle ricostruzioni primari, e con un tasso di fallimento valutabile in circa il 10% [26].

Un ultimo aspetto che abbiamo affrontato e che ci piace ricordare in questa sede è il destino dell'apparato flessore. La cosiddetta rigenerazione del semitendinoso è stata studiata dal punto di vista clinico, con metodiche di *imaging*, con prelievi bioptici, con test biomeccanici e con valutazioni funzionali effettuate soprattutto con l'ausilio di dinamometri isocinetici [27 28]. Quasi tutti gli studi dimostrano una buona capacità di rigenerazione del semitendinoso ed una buona ripresa della forza di flessione a dispetto da un incompleto recupero dell'intarotazione. In effetti la rigenerazione del tendine sembra arrestarsi a livello della fascia poplitea senza poter procedere fino alla tibia, potendo così giustificare il mutamento della sua azione meccanica, e la conseguente incapacità di agire come intrarotatore. Per ovviare a questo problema abbiamo proposto una modifica alla tradizionale tecnica di prelievo che prevede di lasciare una porzione di circa 3-4 cm. di tendine inserito alla zampa d'oca. In tal modo il tessuto rigenerato potrebbe trovare nel tendine residuo una naturale connessione con la tibia consentendo una funzione più fisiologica del muscolo. Gli studi in Risonanza Magnetica e in Isocinetica sembrerebbero confermare in pieno la nostra ipotesi per cui questa metodica di prelievo sarebbe senz'altro da preferirsi in caso di ricostruzioni i atleti di alto livello, sempre che, ovviamente, i tendini siano sufficientemente lunghi da garantire comunque un'ottima resistenza del trapianto [29].

In conclusione, sulla base di una tentennale esperienza, nella quale abbiamo avuto modo di valutare, verificare, approfondire le varie tappe evolutive di un approccio chirurgico che abbiamo da sempre considerato estremamente valido, ci sentiamo di affermare che il semitendinoso e gracile rappresentano, oggi più che mai, un'ottima scelta quale sostituto del LCA. Tuttavia riteniamo che sia troppo limitativo disegnare questa come la nostra strategia di trattamento delle lesioni del LCA, strategia che invece si compone di diversi elementi, tutti allo stesso modo in grado di influire sui risultati finali che giudichiamo, a distanza ormai di oltre 5 anni dalla sua attuale definizione, assolutamente soddisfacenti e riproducibili. Tali elementi possono essere così riassunti:

a) uso del semitendinoso e gracile raddoppiati (trapianto libero);
b) uso di mezzi di sintesi estremamente rigidi e resistenti;
c) esplorazione sistematica con riparazione e ritensionamento (in fase acuta) e plastica (in fase cronica) delle lesioni del compartimento esterno nelle gravi lassità rotatorie, nelle revisioni e nei pazienti ad alto rischio;
d) uso di una tecnica di prelievo del semitendinoso che rispetti, quando possibile, la sua porzione più distale;
e) uso di una riabilitazione iniziale cauta, non aggressiva, con tutore in estensione per circa 2 settimane. Questa cautela iniziale non pregiudica assolutamente le tappe successive che abitualmente procedono in modo assai spedito, con ritorno allo sport in circa 4 mesi [30].

BIBLIOGRAFIA

1 Puddu G. *Method for reconstruction of the anterior cruciate ligament using the semitendinosus tendon*. Am J Sports Med 1980;8:402-4.

2 Drez D. *Campbell's Operative Orthopaedics text book*. 11th edn. Mosby Inc. 2007.

3 Galeazzi R. *La ricostruzione del legamento crociato anteriore del ginocchio*. Atti Accademia Medico Lombarda di Chirurgia, Milano 1934.

4 Cho K.O *Reconstruction of the anterior cruciate ligament by semitendinosus tenodesis*. J Bone Joint Surg 1975;57A:608-12.

5 Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, et al. *Classification of knee ligament instabilities. Part I. The medial compartment and cruciate ligaments.* J Bone Joint Surg Am 1976;58:159-72.

6 Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, et al. *Classification of knee ligament instabilities. Part II. The lateral compartment*. J Bone Joint Surg Am 1976;58:173-9.

7 Perugia L, Puddu G, Mariani PP, et al. *Chronic anteromedial and anterolateral instability of the knee in athletes. Results of treatment with peripheral surgery*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1982;68:365-8.

8 Puddu G, Mariani P, Ferretti A, et al. *Chronic anterior laxity of the knee: classification and coding of the results of surgical treatment*. Ital J Orthop Traumatol 1986;12:167-78.

9 Ferretti A, De Carli A, Conteduca F, et al. *The results of reconstruction of the anterior cruciate ligament with semitendinosus and gracilis tendons in chronic laxity of the knee*. Ital J Orthop Traumatol 1989;15:415-24.

10 Ferretti A, Conteduca F, De Carli A, et al. *Results of reconstruction of the anterior cruciate ligament with the tendons of semitendinosus and gracilis in acute capsulo-ligamentous lesions of the knee*. Ital J Orthop Traumatol 1990;16:452-8.

11 Noyes FR and Barber SD. *The effect of an extra-articular procedure on*

allograft reconstructions for chronic ruptures of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg 1991;73-A:882-92.

[12] Wroble RR, Grood ES, Cummings JS, et al. *The role of the lateral extra-articular restraints in the anterior cruciate ligament-deficient knee.* Am J Sports Med 1993;257-63.

[13] Noyes FR. Comunicazione personale.

[14] Paulos LE, et al. *Stability of single vs double bundle acl reconstruction*. AAOS 2008 Proceedings Book.

[15] Zaffagnini S, Marcacci M, Lo Presti M, et al. *Prospective and randomized evaluation of ACL reconstruction with three techniques: a clinical and radiographic evaluation at 5 years follow-up*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2006;14:1060-9.

[16] Mariani PP. *Comunicazione personale*.

[17] Eriksson E. *Double bundle or single bundle plus an extra articular tenodesis?* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2007;15:1167.

[18] Monaco E, Labianca L, Conteduca F, et al. *Double bundle or single bundle plus extraarticular tenodesis in ACL reconstruction? A CAOS study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2007;15:1168-74.

[19] Friederich NF, Müller W, O'Brien WR. *Clinical application of biomechanic and functional anatomical findings of the knee joint*. Orthopade 1992;21:41-50.

[20] Ferretti A, Conteduca F, Morelli F, et al. *The Evolgate: a method to improve the pullout strength of interference screws in tibial fixation of anterior cruciate ligament reconstruction with doubled gracilis and semitendinosus tendons.* Arthroscopy 2003;19:936-40.

[21] Ferretti A, Conteduca F, Labianca L, et al. *Evolgate fixation of doubled flexor graft in anterior cruciate ligament reconstruction: biomechanical evaluation with cyclic loading.* Am J Sports Med 2005;33:574-82.

[22] Labianca L, Monaco E, Speranza A, et al. *Biomechanical Evaluation of six femur-graft-tibia complex in ACL reconstruction.* J Orthop Traumatol 2006;7:131-5.

[23] Ferretti A, Monaco E, Labianca L, et al. *How four to twelve weeks of implantation affect the strength and stiffness of a tendon securely fixed in a bone tunnel: a study of the Evolgate fixation in an extra-articular ovine model*. J Orthop Traumatol 2006;7:136-41.

[24] Iorio R, Vadalà A, Argento G, et al. *Bone tunnel enlargement after ACL reconstruction using autologous hamstring tendons: a CT study*. Int Orthop 2007;31:49-55.

[25] Vadalà A, Iorio R, De Carli A, et al. *The effect of accelerated, brace free, rehabilitation on bone tunnel enlargement after ACL reconstruction using hamstring tendons: a CT study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2007;15:365-71.

[26] Ferretti A, Conteduca F, Monaco E, et al. *Revision anterior cruciate ligament reconstruction with doubled semitendinosus and gracilis tendons and lateral extra-articular reconstruction.* J Bone Joint Surg Am 2006;88:2373-9.

[27] Papandrea P, Vulpiani MC, Ferretti A, Conteduca F. *Regeneration of the semitendinosus tendon harvested for anterior cruciate ligament reconstruction. Evaluation using ultrasonography*. Am J Sports Med 2000;28:556-61.

[28] Ferretti A, Conteduca F, Morelli F, et al. *Regeneration of the semitendinosus tendon after its use in anterior cruciate ligament reconstruction: a histologic study of three cases*. Am J Sports Med 2002;30:204-7.

[29] Ferretti A, Vadalà A, De Carli A, et al. *Minimizing internal rotation strength deficit after use of semitendinosus for anterior cruciate ligament reconstruction: A Modified Harvesting Technique Corrected Proof*. Arthroscopy 2008; in press.

[30] Della Villa S. Il ritorno allo sport professionistico. Atti XII Congresso Nazionale SIBOT, Roma 2007.

Ricostruzione del LCA: dal tendine rotuleo al doppio fascio

P. Aglietti, P. Cuomo, F. Giron, M. Losco, A. Ciardullo, L. Sensi

Nel nostro Istituto abbiamo prodotto negli ultimi 15 anni 2 studi randomizzati di confronto tra tendine rotuleo e flessori (semitendinoso e gracile). Nel primo [1] avevamo trovato risultati ad un follow-up minimo di 2 anni molto simili, con una migliore stabilità per il tendine rotuleo ma anche maggior numero di casi di minimo deficit di estensione passiva. Nel secondo studio [2], più recente, e con mezzi di fissazione per i flessori più rigidi e adeguati, abbiamo ottenuto gli stessi risultati con i due trapianti ad un follow-up minimo di due anni. In particolare la stabilità ed i punteggi soggettivi sono risultati gli stessi, il tendine rotuleo ha dato maggior incidenza di dolore all'inginocchiamento mentre con i flessori si aveva deficit prolungato della forza e maggiore incidenza di allargamento dei tunnel. In entrambi i gruppi era tuttavia presente un'incidenza residua di minimo *pivot shift* (glide, +) intorno al 18% dei pazienti. Tutti i sopra descritti interventi erano stati eseguiti con tecnica transtibiale in out ed un'unica incisione.

Recentemente sono emerse indicazioni selettive a seconda del tipo di attività; per esempio, per coloro che usano molto il quadricipite (come nello sci, sollevamento pesi, basket) è preferibile non utilizzare il tendine rotuleo, così come in coloro che svolgono attività in ginocchio. Al contrario per coloro che usano i flessori (tipo balletto, ginnastica, alcune arti marziali) è preferibile non utilizzare i flessori.

Sempre recentemente si è messo in evidenza la necessità di migliorare i risultati rifacendosi all'anatomia, perché la ricostruzione transtibiale comportava la ricostruzione principalmente del fascio anteromediale con fissazione femorale verso il tetto della gola. Come è noto il legamento crociato anteriore (LCA) è costituito da due fasci che hanno una funzione diversa [3]. Il fascio anteromediale funzionerebbe lungo tutto l'arco di movimento nel limitare la traslazione anteriore, mentre il fascio posterolaterale funziona esclusivamente verso l'estensione e probabilmente controlla la rotazione.

Da alcuni anni abbiamo percorso la strada della ricostruzione a doppio fascio [4] nella speranza di potere ottenere migliori risultati sul piano della stabilità e utilizzando il semitendinoso e gracile.

Abbiamo preferito per la produzione dei tunnel femorali la tecnica dal fuori al dentro, poiché pensiamo che questa possa più affidabilmente permetterci di riprodurre l'anatomia inserzionale femorale (ref). Due tunnel tibiali sono prodotti mediale l'uso di una guida convenzionale (l'anteromediale) e di una guida dedicata per il posterolaterale con distanza intrarticolare fissa tra i due tunnel. Il tunnel anteromediale è posizionato appena al davanti del proseguimento del bordo posteriore del corno anteriore del menisco laterale (Fig. 1).

L'*impingement* col tetto viene controllato. Il tunnel posterolaterale è prodotto con un'obliquità diversa, partendo più vicino al collaterale mediale ed è posteriore rispetto al primo. Il diametro dei tunnel varia a seconda delle dimensioni del trapianto tra 5,5 e 6,5 mm (Fig. 2 A, B).

Per i tunnel femorali è importante riconsiderare l'anatomia dell'inserzione del LCA nativo. Entrambi i fasci si inseriscono sulla parete laterale della gola intercondilica e non sul tetto della gola. L'anteromediale è situato più profondamente vicino alla cartilagine al di sotto della classica posizione over the top. Il posterolaterale è più superficiale a circa 5 mm di distanza dalla cartilagine e ha una distanza fissa di circa 9 mm dall'altro. Con il ginocchio a 90° di flessione i due tunnel femorali sono in linea al piatto tibiale (Fig. 3).

La visione attraverso il portale anteromediale favorisce l'inserimento di una guida di Shino attraverso il portale anterolaterale per un corretto posizionamento in profondità per il primo tunnel anteromediale (Fig. 4).

Il tunnel posterolaterale è poi prodotto con la stessa guida dedicata per il posterolaterale (Figura 5 A, B).

Il trapianto è costituito da semitendinoso e gracile passati a singolo in entrambi i tunnel che hanno tutti lo stesso diametro. Il trapianto è ancorato ad ansa sulla corticale esterna femorale tra i 2 tunnel e i capi liberi escono dai tunnel tibiali (Fig. 6 A, B).

I fasci sono fissati a 20° di flessione contemporaneamente con una placca a 2 fori e viti bicorticali cannulate da 4 mm. Questa placca è stata validata e risultata essere vantaggiosa rispetto alle viti a interferenza in termini resistenza al carico ciclico (Fig. 7).

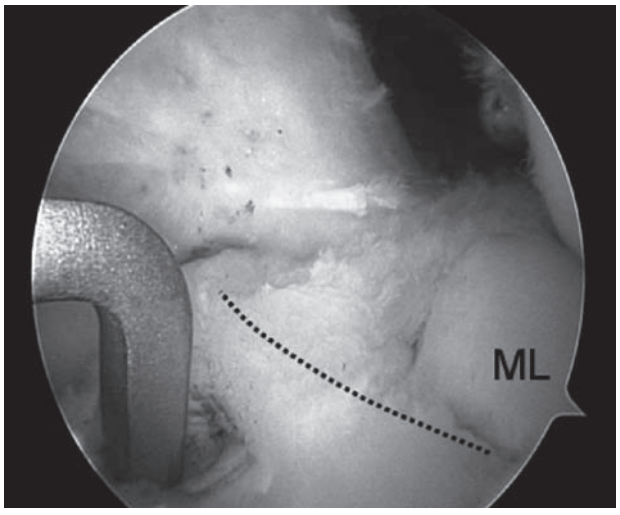


Fig. 1

Prima Clinica Ortopedica, Università di Firenze

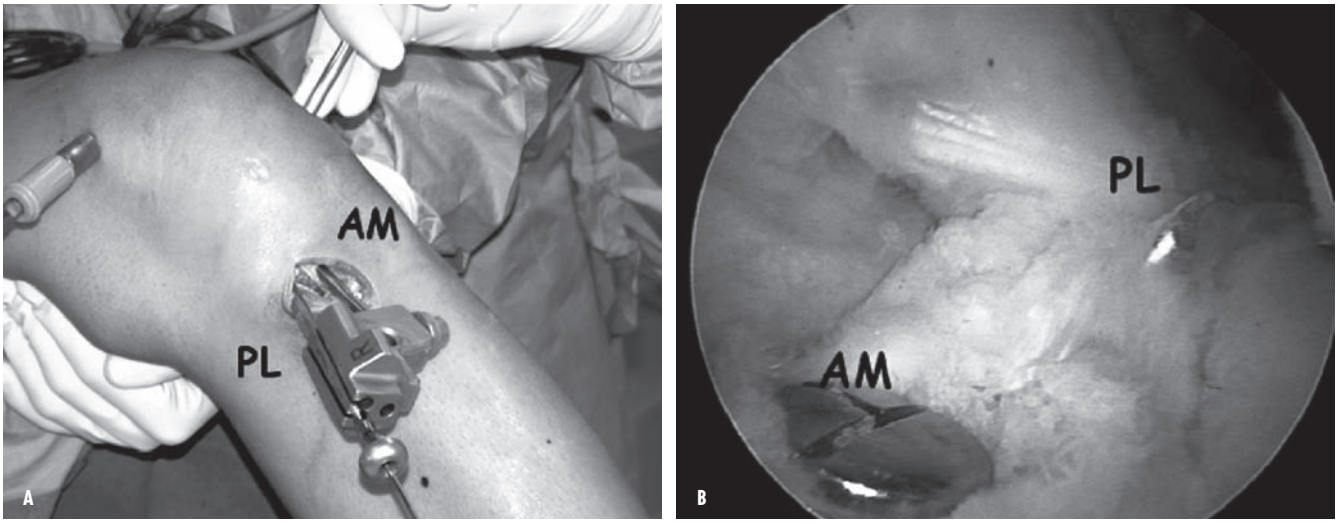


Fig. 2 A, B

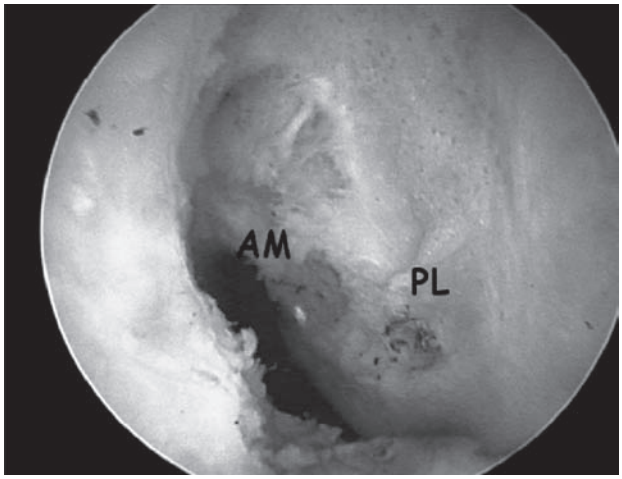


Fig. 3

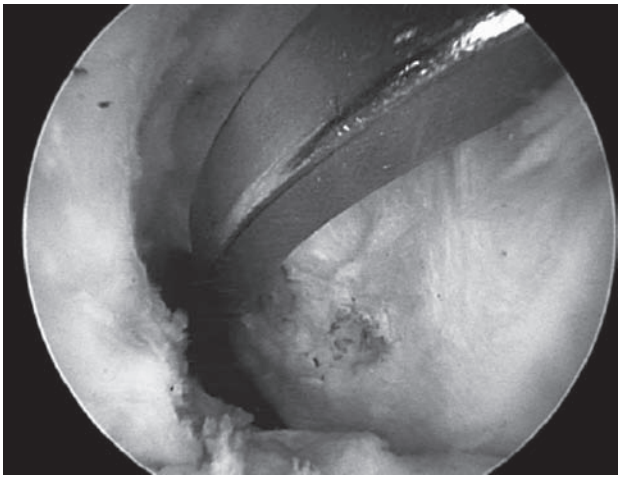


Fig. 4

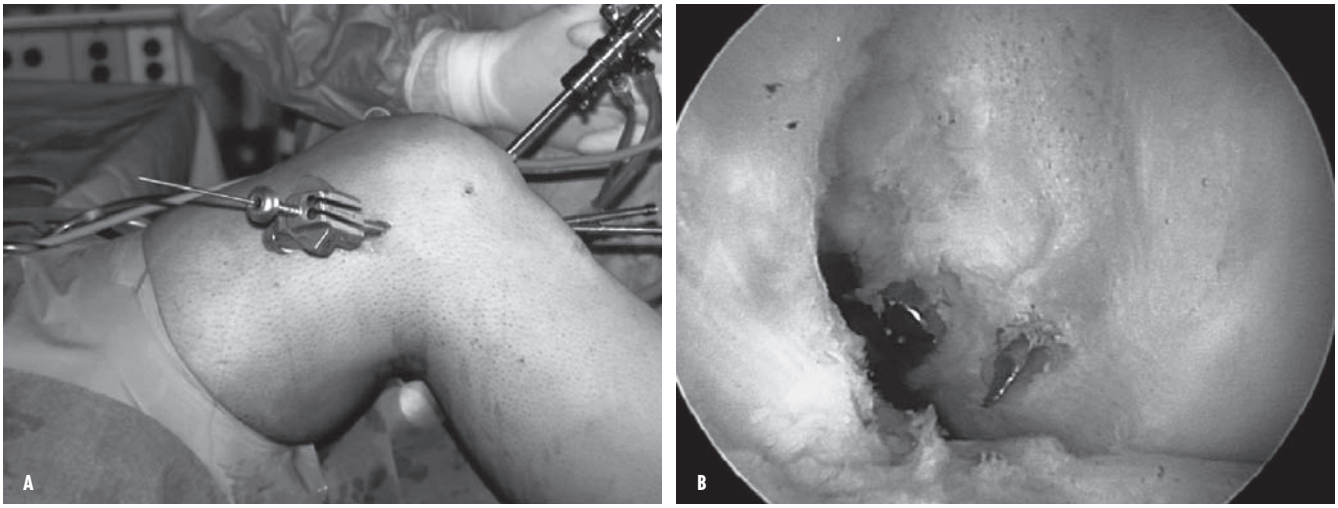


Fig. 5 A, B

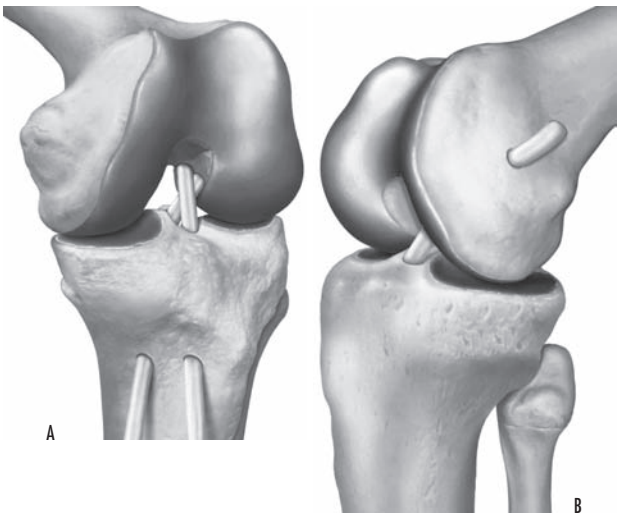


Fig. 6 A, B

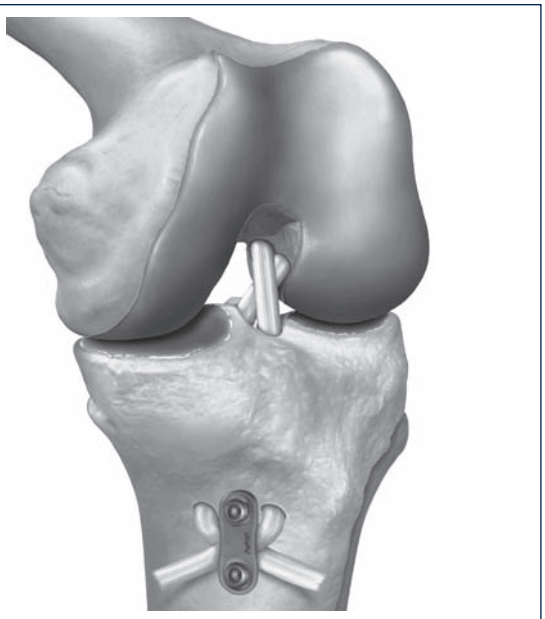


Fig. 7

RISULTATI

Abbiamo condotto uno studio randomizzato utilizzando doppio fascio e singolo fascio eseguiti con la stessa tecnica chirurgica dal fuori al dentro. I due gruppi erano comparabili per diagnosi e caratteristiche pre-operatori. Ad un anno di follow-up il gruppo con doppio fascio ha riporato migliori risultati per stabilità (KT 1,2 *vs.* 2,1 mm $p < 0,05$) e *visual analogue scale*. Nessuna differenza è emersa in termini di pivot shift. 3 fallimenti sono stati trovanti ne gruppo a singolo fascio, contro uno nel doppio. Per il Congresso SIOT 2008 saranno disponibili i risultati a due anni.

CONCLUSIONI

Il tendine rotuleo rimane cavallo di battaglia e in situazioni di bassa compliance (calciatori) è il tendine di scelta per la rapidità con cui attecchisce all'osso. Tuttavia i risultati del doppio fascio sembrano molto incoraggianti rispetto al singolo per cui noi decidiamo di proseguire con la nostra tecnica doppio fascio outside in e utilizziamo questo trapianto nella grande maggioranza dei nostri casi.

BIBLIOGRAFIA

1. Aglietti P, Buzzi R, Zaccherotti G, et al. *Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med 1994;22:211-7
2. Aglietti P, Giron F, Buzzi R, et al. *Anterior cruciate ligament reconstruction: bone-patellar tendon-bone compared with double semitendinosus and gracilis tendon grafts. A prospective, randomized clinical trial.* J Bone Joint Surg Am 2004;86-A:2143-55.
3. Giron F, Cuomo P, Aglietti P, et al. *Femoral attachment of the anterior cruciate ligament*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2006;14:250-6.
4. Aglietti P, Giron F, Cuomo P, et al. *Single-and double-incision double-bundle ACL reconstruction.* Clin Orthop Relat Res 2007;454:108-13.

La ricostruzione del legamento crociato posteriore

P.P. Mariani, F. Margheritini

RIASSUNTO

Recentemente il legamento crociato posteriore è diventato uno degli argomenti più interessanti nell'ambito della chirurgia legamentosa. Sebbene alcuni studi recentemente abbiano approfondito le conoscenze anatomiche e biomeccaniche di questa struttura, numerosi aspetti legati alla fisiopatologia ed al trattamento risultano ancora ampiamente dibattuti. In particolare il trattamento chirurgico prevede tecniche diverse, che sebbene validate da studi in laboratorio a causa dei non eccellenti risultati clinici sono da considerarsi ancora sperimentali.

Parole chiave: legamento crociato posteriore, ricostruzione, artroscopia, biomeccanica

SUMMARY

The posterior cruciate ligament (PCL) has become an increasingly popular subject of orthopaedic research and debate. While biomechanical studies have shown its role as major stabilizer of the knee, clinical studies have shown its increasing incidence. Many aspects of PCL injury, however, are still not fully understood. Controversy exists concerning the most appropriate treatment, especially in cases of isolated PCL injury. Surgical reconstruction of isolated/combined injuries is now more effective than before and different technical options are now available for the surgeon, even if much works remain ahead of us as we try to understand how successfully to treat these complex knee injuries.

Key words: posterior cruciate ligament, reconstruction, arthroscopy, biomechanichs.

Il legamento crociato posteriore (LCP) è il legamento più voluminoso e robusto del ginocchio e sebbene risulti di primaria importanza nella stabilizzazione della funzionalità articolare, risulta essere il meno conosciuto e studiato. Da un punto di vista clinico e chirurgico, il LCP ha ricevuto in passato uno scarso interesse poiché per molti anni è invalsa la convinzione che la lesione di tale struttura fosse priva di significative conseguenze funzionali. A ciò si aggiunga, inoltre, la collocazione anatomica del legamento che ne rende difficile un suo approccio chirurgico. Tuttavia, in questi ultimi decenni la migliore conoscenza della cinematica articolare del ginocchio ha contribuito ad alimentare studi e ricerche su questa struttura. Sin dal nostro accostarsi alla chirurgia legamentosa, abbiamo rivolto un particolare interesse alla chirurgia del LCP e le nostre convinzioni sono andate nel corso degli anni modificandosi e sono tuttora in continua evoluzione. Tuttavia, è interessante notare come molte informazioni comunemente utilizzate nella pratica clinica, provengano da lavori pubblicati più di mezzo secolo fa e solo recentemente convalidati in laboratorio.

IUSM, Roma

Indirizzo per la corrispondenza:
Pier Paolo Mariani, IUSM Roma, Piazza Lauro de Bosis 5, 00194 Roma. E-mail: ppmariani@iusm.it

ANATOMIA E BIOMECCANICA

Sebbene descritto esaurientemente già agli inizi dello scorso secolo, il legamento crociato posteriore viene definito più chiaramente solo verso la metà degli anni '70 grazie al lavoro di Girgis [1] che ne codificava struttura e forma: una larga banda di tessuto connettivo con una lunghezza di 38 mm ed un diametro medio di 13 mm. Il merito di questo studio non fu solo nel descrivere l'anatomia legamentosa, ma anche quello di riconoscere nel legamento due porzioni anatomicamente indivisibili: una banda antero-laterale ed una postero-mediale. Benché gli studi anatomici e biomeccanici abbiano mantenuto questa descrizione macroscopica in due diverse componenti arrivando addirittura ad identificare fino a 5 distinti fasci di fibre, la peculiarità del lavoro di Girgis fu di sottolineare, l'indivisibilità funzionale delle strutture fibrose. Questo concetto è stato successivamente ripreso da Noyes et al. [2], che hanno descritto qualche anno più tardi il legamento come una insieme di fibre divisibili macro e microscopicamente, ma funzionalmente reclutate in maniera sequenziale sulla base dell'angolo di flessione articolare e della forza applicata. Questo tipo di caratterizzazione anatomica e biomeccanica, risulta essere di grande importanza ai fini chirurgici, in quanto ha giustificato nella nostra filosofia, la preservazione di quante più fibre possibili al momento della ricostruzione chirurgica. Le aree di inserzione femorale e tibiale del LCP sono state oggetto di studi di microscopia elettronica più recenti, che hanno permesso di ottenere dati importanti ai fini chirurgici. I legamenti menisco-femorali sono stati altro soggetto di particolare interesse nella descrizione del complesso anatomico-biomeccanico del crociato posteriore. In realtà queste strutture già descritte e definite negli anni '30 come il III legamento crociato, sono state praticamente dimenticate dai chirurghi di fine secolo e solo recentemente grazie ai lavori di Amis [3 4], hanno riacquisito interesse ed importanza ai fini descrittivi e pratici. La definizione di Terzo legamento crociato, coniata nel 1931 da Radioevitch, è stata infatti

convalidata dagli studi di biomeccanica che hanno evidenziato la loro importanza nell'opporsi alla traslazione posteriore del ginocchio. Tale nuova acquisizione ha indotto i chirurghi a preservare queste strutture al momento dell'intervento aumentando quindi il controllo sia della traslazione posteriore che della stabilità rotazionale. L'identificazione del legamento menisco-femorale anteriore o di Humphrey, risulta essere fondamentale nella ricostruzione a doppio fascio, in quanto questa struttura si trova anteriormente al fascio postero-mediale e spesso viene scambiata per quest-ultima, contribuendo ad una scorretto posizionamento del fascio postero-mediale.

Gli studi biomeccanici di questi ultimi decenni hanno mostrato che solo una minima parte del LCP è effettivamente isometrica, durante l'intero arco di flessione del ginocchio. A causa di differenze anatomiche nell'origine e nell'inserzione, il fascio antero-laterale o le fibre provenienti da quella area anatomica, si tensionano durante la flessione del ginocchio, mentre il fascio postero-mediale ha un ruolo relativamente maggiore nello stabilizzare l'articolazione vicino l'estensione. Durante il ciclo flessione-estensione, la tensione nei due fasci si sviluppa con modalità reciproca; questo concetto ha rappresentato la giustificazione alla ricerca di una tecnica che riproducesse maggiormente l'anatomia legamentosa anche alla luce dei non brillanti risultati ottenuti con la tecnica a singolo fascio. In realtà, la scarsezza di risultati ottenuti con il trattamento chirurgico a singolo fascio è più da ricercarsi alla poca attenzione rivolta alle strutture periferiche che spesso sono coinvolte in combinazione ad una lesione del legamento crociato posteriore e il cui mancato trattamento vanifica i risultati clinici. Nella metà degli anni '90 abbiamo descritto i risultati della ricostruzione a singolo fascio con tendine rotuleo nelle lesioni del LCP [5]. In tale gruppo di pazienti, i risultati insoddisfacenti erano da ascrivere in prevalenza al mancato trattamento delle lesioni periferiche. È infatti necessario ricordare come soprattutto tra i 0° ed i 30° di flessione la stabilizzazione posteriore sia mediata da altre strutture quali il complesso laterale e postero-laterale e il complesso mediale e postero-mediale. Pertanto, una corretta quantificazione della traslazione posteriore risulta essere di fondamentale importanza per le evidenti implicazioni chirurgiche. Le radiografie sotto stress, introdotte in Europa negli anni '70 e recentemente rivalutate, rappresentano la metodologia migliore di valutazione della traslazione tibiale posteriore. Con l'impiego di tali radiografie è stato possibile non solo quantificare l'entità della traslazione posteriore ma anche di differenziare le lesioni isolate da quelle combinate. In particolare una sub-lussazione posteriore superiore ai 10 mm a 90° di flessione, risulta essere indicativa di una lesione combinata che richiede necessariamente un trattamento chirurgico di tutte le strutture interessate. Sono state descritte diverse metodiche per effettuare le radiografie sotto stress e sono state effettuate comparazioni con metodiche artrometriche per valicarne la loro efficacia. In uno studio prospettico [6] pubblicato qualche anno fa, abbiamo concluso sulla necessità di eseguire radiografie sotto stress per oggettivamente quantificare l'entità delle instabilità posteriori. Inoltre abbiamo evidenziato, come le tecniche radiografiche per essere definite sotto stress, debbono essere eseguite applicando una forza diretta posteriormente, come avviene in caso di radiografie eseguite con Telos e quelle con contrazione attiva secondo la metodica proposta da Chassaing. Queste indicazioni sono risultate fondamentali al fine di standardizzare la raccolta di dati quantitativi a livello internazionale. Inoltre grazie a questo ed altri studi sull'argomento in particolare di autori nordamericani e tedeschi, si è sottolineata l'importanza della diagnostica clinica in primis e radiologica, con metodica tradizionale a conferma del sopsetto diagnostico. Difatti in caso di lesione legamentosa cronica del LCP non è infrequente trovare un quadro di RMN assolutamente morfologicamente normale, che può ingannare il clinico il cui esame non ha efficacemente valutato questo legamento [7].

TRATTAMENTO

La ricostruzione del legamento crociato posteriore è attualmente una delle maggiori sfide cliniche su cui i chirurghi del ginocchio si confrontano. Per diversi decenni si è creduto che le lesioni isolate del LCP non necessitassero di un trattamento chirurgico. Diversi studi hanno però dimostrato che la lesione cronica isolata del LCP è causa di una progressiva instabilità e di una precoce patologia degenerativa articolare. In particolare un nostro studio ha evidenziato come le lesioni di questo legamento possano andare incontro ad una guarigione biologica e funzionale sino a 6 mesi dopo il trauma, trascorsi i quali non è più prevedibile un ulteriore miglioramento delle condizioni cliniche [8]. Inoltre questo stesso studio sottolineava come lesioni in cui si produceva una traslazione posteriore superiore ai 10 mm fossero più soggette ad esiti funzionalmente meno brillanti e quindi passibili di trattamento chirurgico. Attualmente, sulla base di questo studio ed altri descritti in letteratura, le lesioni isolate del LCP di III grado, con eventuali lesioni legamentose associate ed una traslazione posteriore maggiore di 10mm sono trattate chirurgicamente, con associazione di plastica periferica [9].

Sono state proposte diverse tecniche e possono essere schematicamente in artroscopica, artroscopicamente assistita ed aperta. In riferimento al metodo di fissazione tibiale del trapianto, la tecnica di ricostruzione del LCP può essere divisa in fissazione anatomica (inlay) e tecnica con tunnel transtibiale. Inoltre in funzione del tipo di ricostruzione scelta, la tecnica può essere divisa in singolo fascio o doppio fascio.

La prima ricostruzione del LCP è stata attribuita a Hey Groves nel 1917, con l'utilizzo del tendine del semitendinoso che veniva distaccato distalmente e passato attraverso un tunnel femorale e tibiale veniva quindi reinserito sul periostio anteriore della tibia. Sono state in seguito descritte molte varianti di questa tecnica ma con risultati genericamente deludenti. È solo con gli anni '80 che la tecnica di ricostruzione chirurgica subisce una svolta che condizionerà la chirurgia fino ai giorni nostri.

Clancy et al. [10] in uno studio del 1981 su un modello animale, dapprima dimostrò l'efficacia di un innesto autologo osso-tendine rotuleo-osso, quindi due anni più riportò i risultati in una serie di casi su umani. Su 23 pazienti, 21 mostravano risultati oggettivi da buoni a ottimi a un intervallo minimo di follow-up di 2 anni. In realtà la vera innovazione di Clancy non fu nell'uso del tendine rotuleo, comunque alternativo in quel periodo all'utilizzo dei flessori ma nella presentazione di una tecnica trans-tibiale di preparazione del

tunnel tibiale che rivista a quasi trenta anni di distanza rappresenta tuttora il golden standard della chirurgia di ricostruzione del LCP. La tecnica descritta originariamente da Clancy prevedeva "…the tibial tunnel is created in the following manner. A Steinmann pin is drilled into the anterior part of the tibia just distal to the tibial tubercle, and is angled so that it exits approximately five millimetres inferolateral to the anatomical center of the tibial insertion of the posterior cruciate….". La medesima tecnica utilizzando innesti alternativi al tendine rotuleo, viene utilizzata attualmente per la ricostruzione trans-tibiale.

Per quanto riguarda il posizionamento del tunnel tibiale è di fondamentale importanza la padronanza degli accessi posteriori. Recentemente, è stata proposta da Ahn et al. [11] la tecnica transeptal che consente un'ampia visione dei compartimenti posteriori dopo la rimozione del setto intercondiloideo posteriore. Attualmente tale metodica è divenuta di comune impiego nelle nostre ricostruzioni [12]. In tal modo è possibile la visione completa dell'inserzione tibiale del legamento crociato posteriore. Una variante di tecnica, particolarmente indicata nelle revisioni della chirurgia ricostruttiva del LCP è la tecnica all-inside recentemente proposta [13], che basa il suo razionale nella possibilità di ottenere un più anatomico posizionamento della inserzione tibiale senza necessariamente ricorrere ad una esposizione con accesso posteriore.

La problematica maggiore nella ricostruzione del LCP con tecnica transtibiale artroscopica non è tanto l'esecuzione del tunnel tibiale che mostra solo problematiche per un potenziale rischio di lesione vascolare, quanto nella fissazione dell'innesto tendineo. Difatti la regione posteriore tibiale presenta un densità ossea significativamente inferiore rispetto alla omologa parte anteriore [14]. Di conseguenza il sistema di fissazione deve tenere conto anche di questo aspetto al fine di evitare fenomeni di scivolamento o slippage del complesso innesto/vite. Ma la reale preoccupazione in caso di ricostruzione artroscopica, risulta essere la corretta individuazione del punto ove eseguire il foro femorale. Da i risultati di un lavoro pubblicato nel 2002 si ipotizzava come la vera killer turn potesse presentarsi più a livello femorale che non tibiale, concetto questo ripreso da altri clinici come Miller [15] e Noyes [16]. Infatti l'inserzione femorale del LCP presenta un decorso molto verticale e un'ampiezza media di 32 mm, quindi difficilmente riproducibile con le dimensioni dei trapianti attualmente disponibili. Ulteriormente, a differenza dal LCA, non è riconoscibile una vera e propria area isometrica per cui numerosi chirurghi non essendo possibile una ricostruzione isometrica preferiscono eseguire nella ricostruzione del LCP un posizionamento esclusivamente anatomico, sia femorale che tibiale. È stato dimostrato che la stabilità articolare dopo ricostruzione del LCP è strettamente correlata al punto di inserzione femorale. Il posizionamento ideale, utilizzando un trapianto a un solo fascio, dovrebbe secondo questi autori essere distale ed anteriore nel contesto della primitiva area di inserzione anatomica. Inoltre sia in caso di preparazione del tunnel con tecnica in-out che out-in l'angolo che si verrebbe a creare risulta essere molto più acuto che non quello che si crea a livello tibiale Una soluzione per eseguire un corretto posizionamento femorale può essere rappresentata da una variante di tecnica recentemente proposta nella quale il posizionamento inlay viene eseguito artroscopicamente a livelllo femorale (Techn Knee Surg in press)

Infine, non è ancora stato completamente definito il ruolo dei legamenti menisco-femorali, distinti in anteriore (legamento di Humphrey) e posteriore (legamento di Wrisberg). Inoltre, la loro integrità in assenza del LCP può indurre a falsi negativi o rendere la diagnosi più difficoltosa, essendo in grado di limitare la traslazione posteriore del ginocchio. La funzione è quella di impedire la traslazione posteriore della tibia sinergicamente al LCP, ed è stato calcolato che la loro forza meccanica nell'opporsi alla traslazione posteriore del ginocchio sia approssimativamente il 20% della forza totale esplicata dal LCP. Queste osservazioni biomeccaniche giustificano l'attenzione loro rivolta dai chirurghi che in corso di ricostruzione chirurgica tentano quanto più possibile di preservarli. La conservazione dei legamenti meniscofemorali necessita di una corretta individuazione dei legamenti stessi e può rendere più difficile il corretto trascinamento del trapianto all'interno dell'articolazione.

La ricerca estenua della preservazione delle strutture legamentose, che culmina nella tecnica di augmentation o rinforzo del LCP, ci ha indotto ad abbandonare le ricostruzioni a doppio fascio per la convinzione che questa comunque non migliori la cinematica del ginocchio soprattutto quando le lesioni associate sono riconosciute e trattate. L'augmentation o rinforzo del LCP è una tecnica che utilizziamo frequentemente in caso di lesione sub-totale, allorché si voglia preservare quanto più legamento possibile. In questo caso i tunnels femorale e tibiale vengono creati identificando accuratamente l'area d'inserzione del legamento.

CONCLUSIONI

Molti studi anatomici e biomeccanici hanno contribuito a rivelare il ruolo del LCP e del complesso posterolaterale. Comunque, c'è ancora molto da capire sulle lesioni isolate e combinate di queste strutture. La storia naturale della lesione del LCP rimane controversa. Tradizionalmente, si ritiene che le lesioni isolate del LCP abbiano un decorso benigno. Ci sono, invece, recenti evidenze che dimostrano come queste lesioni conducano ad un'instabilità progressiva e ad una patologia articolare degenerativa. Molte tecniche di ricostruzione sia del LCP che dell'angolo posterolaterale sono state descritte e studi biomeccanici hanno dimostrato la validità di molte di queste. I risultati clinici della ricostruzione LCP rimangono, seppure migliorate rispetto al passato, ancora insoddisfacenti e la maggioranza dei pazienti trattati chirurgicamente mostrano una lassità posteriore residua. In futuro studi prospettici/randomizzati ci permetteranno di valutare la superiorità di una tecnica rispetto ad un'altra, per ora ci limitiamo a saper riconoscere una lesione del LCP e trattarla secondo concetti e filosofie che possono essere personali, ma che debbono trovare nella scienza di base le loro radici.

BIBLIOGRAFIA

[1] Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. *The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis.* Clin Orthop Relat Res 1975;(106):216-31.

[2] Mejia EA, Noyes FR, Grood ES. *Posterior cruciate ligament femoral inser-*

tion site characteristics. Importance for reconstructive procedures. Am J Sports Med 2002;30:643-51.

[3] Amis AA, Gupte CM, Bull AM, et al.*Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscofemoral ligaments.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2006;14:257-63.

[4] Gupte CM, Bull AM, Thomas RD, et al. *The meniscofemoral ligaments: secondary restraints to the posterior drawer. Analysis of anteroposterior and rotary laxity in the intact and posterior-cruciate-deficient knee.* J Bone Joint Surg Br 2003;85:765-73.

[5] Mariani PP, Adriani E, Santori N, et al. *Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction with bone-tendon-bone patellar graft.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 1997;5:239-44.

[6] Margheritini F, Mancini L, Mauro CS, et al. *Stress radiography for quantifying posterior cruciate ligament deficiency.* Arthroscopy 2003;19:706-11.

[7] Margheritini F, Mariani PP. *Diagnostic evaluation of posterior cruciate ligament injuries.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2003;11:282-8.

[8] Mariani PP, Margheritini F, Christel P, et al. *Evaluation of posterior cruciate ligament healing: a study using magnetic resonance imaging and stress radiography.* Arthroscopy 2005;21:1354-61.

[9] Mauro CS, Margheritini F, Mariani PP. *The arthroscopic transeptal approach for pathology of the posterior joint space.* Techn Knee Surg 2005;4:120-5.

[10] Clancy WG Jr, Shelbourne KD, Zoellner GB, et al. *Treatment of knee joint instability secondary to rupture of the posterior cruciate ligament. Report of a new procedure.* J Bone Joint Surg Am 1983;65:310-22.

[11] Ahn JH, Chung YS, Oh I. *Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction using the posterior trans-septal portal.* Arthroscopy 2003;19:101-7.

[12] Mariani PP, Margheritini F. *Full arthroscopic inlay reconstruction of posterior cruciate ligament.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2006;14:1038-44. Epub 2006 Sep 8.

[13] Mariani PP, Margheritini F, Bellelli A. *Bone mineral density of the proximal metaphysis of tibia: clinical relevance in posterior cruciate ligament reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2005;13:263-7.

[14] Handy MH, Blessey PB, Kline AJ, et al. *The graft/tunnel angles in posterior cruciate ligament reconstruction: a cadaveric comparison of two techniques for femoral tunnel placement*. Arthroscopy 2005;21:711-4.

[15] Noyes FR. *Anatomic reconstruction of the posterior cruciate ligament after multiligament knee injuries. A combination of the tibial-inlay and two-femoral-tunnel techniques.* Am J Sports Med 2003;31:812-3.

Trapianto di condrociti autologhi di II generazione in artroscopia

Arthroscopic second generation autologous chondrocyte implantation

M. Marcacci, E. Kon, G. Filardo, M. Delcogliano, M. Nitri, C. Montaperto, S. Zaffagnini

RIASSUNTO

Introduzione. Negli ultimi anni il trapianto di condrocit autologhi di seconda generazione (matrix-assisetd) è diventato un'opzione terapeutica innovativa e promettente. Abbiamo individuato nell'acido ialuronico il candidato ideale per ottenere uno scaffold su cui far proliferare le cellule cartilaginee (Hyalograft C). Questo prodotto bioingegnerizzato presenta numerosi vantaggi: è biodegradabile, biocompatibile e grazie alla sua estrema maneggevolezza ci ha consentito di sviluppare una tecnica di impianto di condrociti artroscopica.
Materiali e Metodi. Dal 2000 abbiamo trattato con questa tecnica artroscopica più di 150 pazienti affetti da lesioni condrali. Tutti i pazienti sono stati valutati clinicamente secondo le indicazioni dell'ICRS. Di questi, 51 hanno raggiunto un follow-up di 4 anni. Abbiamo esaminato immagini TAC o RMN di tutti i pazienti, ed in alcuni di questi abbiamo effettuato un second look artroscopico ed un'analisi istologica.
Risultati. Il punteggio IKDC oggettivo ha evidenziato un miglioramento in tutti i pazienti a 48 mesi mostrando ginocchia normali o quasi normali nel 85% nei pazienti. Il punteggio medio soggettivo è passato da 40,9 prima dell'intervento a 88,8 a 48 mesi di follow-up. Anche la valutazione soggettiva ha evidenziato un significativo miglioramento, così come analoghi risultati sono stati ottenuti con la scala visuale di autovalutazione dello stato di salute EQVAS. La rigenerazione cartilaginea è stata documentata inoltre con il second look artroscopico e valutazione istologica.
Conclusioni. Il trapianto di condrociti autologhi necessita di un doppio tempo chirurgico, ma confrontato con le altre tecniche a disposizione, non presenta le complicanze legate al sito donatore, è di facile esecuzione e permette di ripristinare un tessuto cartilagineo valido e duraturo. I risultati clinici ed istologici ottenuti a 3 anni di follow-up sono incoraggianti; in particolare questa tecnica offre una buona soluzione per trattare anche lesioni di ampie dimensioni. Sono comunque necessari studi a lungo termine per confermare le effettive potenzialità di questa tecnica, che ad oggi sembra poter garantire buoni risultati anche per lesioni altrimenti difficilmente curabili con altre metodiche

IX Divisione e Laboratorio di Biomeccanica, Istituti Ortopedici Rizzoli, Via di Barbiano 1/10, 40136 Bologna

Indirizzo per la corrispondenza:
Dott. Marco Delcogliano, Istituto Ortopedico Rizzoli, IX Divisione, Laboratorio di Biomeccanica, Via di Barbiano 1/10, 40136 Bologna. E-mail: m.delcogliano@biomec.ior.it

Parole chiave: cartilagine, lesioni condrali, trapianto di condrociti, artroscopia

SUMMARY

Introduction. In the last years matrix autologous chondrocyte transplantation becomes a possible solution in the treatment of chondral lesions. We selected a biodegradable, hyaluronian-based biocompatible scaffold for cell proliferation (Hyalograft C). The easy handling of Hyalograft C has permitted to develop an arthroscopic procedure for chondrocyte implant.
Material and Methods. Arthroscopic technique has been used from December 2000 in more than 150 cases.
All the patients prospectively clinically evaluated using the International Repair Cartilage Society score. Actually 51 patients achieved 4 years. We were able to obtain MRI images for all patients. In 11 patients second look arthroscopy and histological evaluation of a neoformed cartilage was performed.
Results. IKDC objective score improved after 48 months in all patients, showing a normal or nearly normal knee in 85 % of patients. The mean IKDC subjective score obtained was 40,9 at baseline, 88,8 at the 48 months follow-up control. Self-assessment of quality of life, assessed by EQ-VAS, showed a statistically significant improvement from baseline to 48 months of follow-up.
A second look arthroscopy and histological evaluation showed healing of the defect with regenerated cartilage.
Conclusion. This matrix autologous chondrocyte transplantation procedure avoids the use of periosteal flap, simplify the surgical procedure and permit to perform the arthroscopic implant reducing the morbidity of the procedure. The preliminary clinical and histological results at 4 years follow-up are encouraging.

Key words: cartilage, chondral lesions, Autologous chondrocyte implantation, arthroscopy

INTRODUZIONE

La cartilagine è il tessuto articolare dalle caratteristiche biomeccaniche maggiormente specializzate; grazie ad essa si può avere la trasmissione e l'ammortizzazione delle sollecitazioni meccaniche, nonché lo scorrimento delle superfici articolari.
Nonostante la cartilagine sia un tessuto estremamente resistente, che può essere sottoposto a milioni di cicli di carico nell'arco della vita, numerosi sono gli eventi che possono portare ad una sua lesione: patologie degenerative, infiammatorie, infettive, neoplastiche e traumatiche possono causare una perdita di tessuto cartilagineo compromettendo la funzionalità articolare. La cartilagine, se da un

lato rappresenta la struttura più importante per la mobilità, dall'altro costituisce l'anello più debole, dal punto di vista metabolico, delle strutture componenti l'articolazione: l'assenza di supporto ematico, linfatico e nervoso, indispensabili per la riparazione tissutale, nonché la sproporzione tra matrice e componente cellulare, ne giustifica le limitate capacità di riparazione intrinseca; infatti, solo piccole perdite di sostanza vengono riempite di tessuto fibrocartilagineo, peraltro di scarsa qualità e durata, mentre ciò non avviene per lesioni di maggiori dimensioni.

L'impianto di condrociti autologhi (ACI) proposto da Brittberg [1] nel 1994, utilizzando il re-impianto di cellule prelevate dal paziente e coltivate in vitro, ha ottenuto largo sostegno scientifico e clinico nella riparazione delle lesioni focali della cartilagine articolare.

Le nuove sofisticate tecniche di bioingegneria tissutale hanno permesso di sviluppare una nuova generazione di trapianto di condrociti autologhi, attraverso la creazione di scaffolds tridimensionali biodegradabili (ACI di seconda generazione), per favorire l'adesione, la proliferazione e la differenziazione dei condrociti, e garantire la maneggiabilità dell'impianto e la stabilità nel sito ricevente.

La nostra esperienza si basa sull'utilizzo di HYAFF®-11 (*Fidia Advanced Biopolymers Laboratories*, Padova, Italy), l'estere benzilico dell'acido ialuronico, che sfrutta le caratteristiche chimiche, fisiche e biologiche di questa molecola, fondamentale componente della normale cartilagine articolare, per creare una superficie adsorbente per la proliferazione cellulare.

Tale supporto è una forma di tessuto-nontessuto, costituita da una rete di fibre, del diametro di 10-20μm, con un peso di 120g/m^2 e spessore di 2 mm. Questa struttura tridimensionale presenta degli spazi interstiziali di dimensioni variabili, che forniscono un supporto fisico alle cellule, permettendo il contatto tra loro e la formazione di cluster, e favorendo il mantenimento della differenziazione fenotipica; qui le cellule possono quindi aderire, proliferare e deporre la matrice extracellulare, creando così un biomateriale: il prodotto ricombinante Hyalograft-C [2-4].

Nel 1999 abbiamo introdotto l'utilizzo di questo neo-tessuto bioingegnerizzato nella pratica clinica per il trattamento dellee lesioni cartilaginee del condilo femorale, mediale e/o laterale, e della troclea. Ad oggi 54 pazienti trattati con tecnica artroscopica hanno raggiunto un follow-up minimo di 48 mesi e sono stati monitorati e valutati al fine di analizzare le indicazioni e le potenzialità a medio termine di questa metodica.

MATERIALI E METODI

Per lo studio clinico è stata ottenuta l'approvazione del Comitato Etico dell'Istituto Ortopedico Rizzoli ed è stato richiesto il consenso informato di tutti i pazienti a soddisfare il regime di riabilitazione post-operatoria richiesta. Tutti i pazienti sono stati valutati in modo prospettico secondo i criteri dell'*International Cartilage Repair Society* (ICRS), prima dell'intervento e a 48 mesi. In tutti i pazienti è stata acquisita la TC o la RMN al controllo a 6, 12, 24 e 36 mesi.

Le indicazioni al trattamento riguardano pazienti affetti da difetti focali ai condili femorali, mediali e\o laterali, e alla troclea, che presentano sintomi clinici quali dolore, gonfiore e blocco articolare.

Le lesioni trattate erano singole in 51 casi e multiple in 3 casi (lesioni al condilo femorale mediale associate a lesioni alla troclea in 2 casi e a lesioni ai condili mediale e laterale in un caso). Tutte le lesioni erano di grado Outerbridge III-IV e la dimensione media delle lesioni era 2,4 cm^2 (1,5-5 cm^2). L'eziologia era traumatica in 27 casi, degenerativa in 20 casi, mentre 7 pazienti erano affetti da osteocondrite dissecante. L'età media dei pazienti era 29 anni (*range*: 15-60 anni). I pazienti praticavano sport a livello agonistico in 19 casi, a livello dilettantistico in 29 casi, mentre 6 pazienti non praticavano nessun tipo di sport.

22 pazienti erano stati precedentemente sottoposti ad interventi chirurgici quali meniscectomie, ricostruzioni del legamento crociato anteriore (LCA) e trattamenti di difetti della cartilagine, come shaving, debridement o microfratture e mosaico plastica, mentre in 26 pazienti sono state eseguite procedure associate durante il prelievo di cartilagine (ricostruzioni di LCA, meniscectomie, procedure di sutura meniscale, impianto di menisco collagene).

Nei casi di osteocondrite dissecante (OCD), 5 pazienti presentavano un esteso difetto di 10-12 mm e sono stati trattati con innesto artroscopico di osso autologo durante la procedura di innesto di cartilagine. Nei 2 casi restanti di OCD con difetto di 3-7 mm non è stata eseguita alcuna procedura associata.

Protocollo chirurgico

Per il trattamento delle lesioni localizzate a livello del condilo femorale, mediale o laterale è stata ideata una tecnica di impianto totalmente artroscopica, al fine di semplificare e ridurre la morbilità della procedura chirurgica [5].

La tecnica chirurgica artroscopica per l'ACI consiste di due tempi: 1) biopsia artroscopica della cartilagine sana per la coltura cellulare; 2) preparazione della sede ed impianto dell'innesto.

Normalmente si utilizzano i tre accessi artroscopici standard: una via d'accesso supero-mediale per l'ingresso della cannula, una antero-laterale per la telecamera ed una antero-mediale per gli strumenti.

Il danno condrale viene visualizzato per via artroscopica; durante la stessa artroscopia si procede al prelievo di piccoli frammenti di cartilagine sana dalla parte superiore della gola intercondiloidea, si raccolgono circa 200 mg di tessuto, dal quale vengono ottenuti da uno a due milioni di condrociti. Le cellule vengono coltivate e amplificate in monostrato per circa tre settimane, durante le quali si ha il processo di dedifferenziazione, che porta all'acquisizione di un fenotipo fibroblastoide, producendo collagene di tipo I a scapito degli altri componenti tipici della cartilagine ialina. Poi le cellule vengono seminate per circa 1-2 settimane su supporti HYAFF 11 delle dimensioni di 2x2 cm; qui avviene la ridifferenziazione verso il fenotipo condrocitario, e riprende la produzione di una matrice extracellulare caratteristica, ricca in glicosaminoglicani e collagene di tipo II, all'interno del biomateriale, così da realizzare il nuovo tessuto artificiale: lo Hyalograft C (Fig. 1). Il processo completo richiede mediamente 4-6 settimane per ottenere un innesto maturo. È importante notare che in questo momento sono normalmente effettuate le procedure associate quali una ricostruzione del legamento crociato anteriore (LCA) o interventi chirurgici sul menisco.

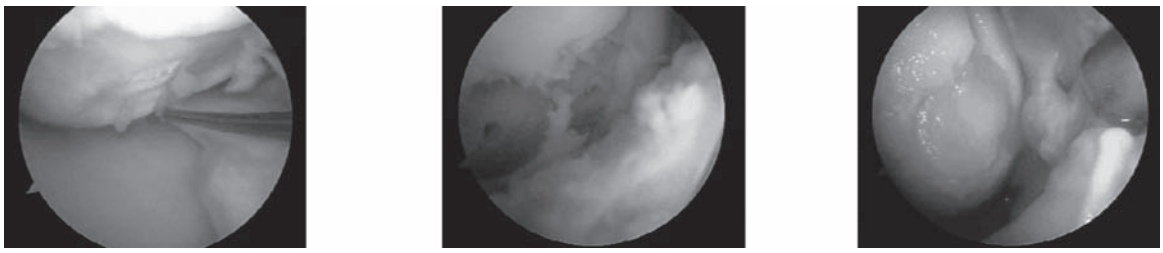


Fig. 1. Impianto di condrociti autologhi - Tecnica artroscopica: visione intra-operatoria.

In seconda istanza, sempre in artroscopia lo hyalograft-C viene posizionato nel sito preparato, dove aderisce fortemente all'osso subcondrale.
La procedura viene ripetuta fino alla copertura completa della lesione; gli innesti possono essere sovrapposti tra loro, per riempire il più possibile l'area preparata. L'importante è posizionarli all'interno del difetto, senza coprirne i margini, per evitare il rischio di mobilizzazione.
La stabilità dell'impianto viene testata con numerosi cicli di flesso-estensione dell'articolazione, con e senza il laccio emostatico. Sotto controllo artroscopico essa viene valutata con un palpatore, e questa manovra viene ripetuta rimuovendo il laccio pneumatico, quando si ha il rigonfiamento degli innesti.

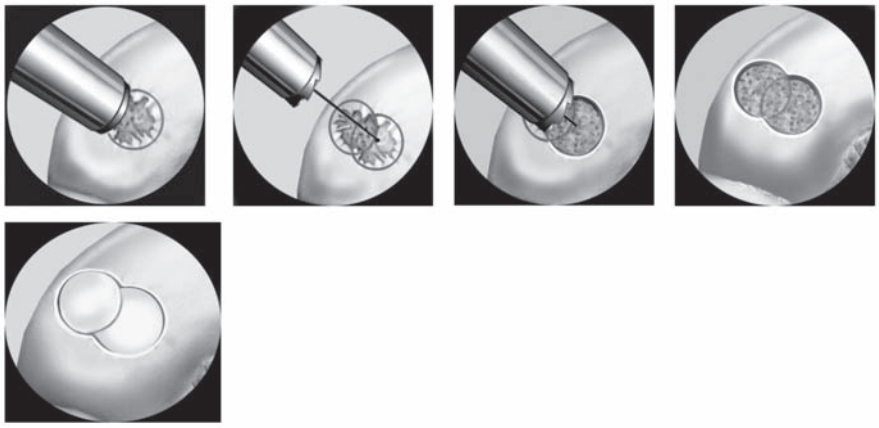


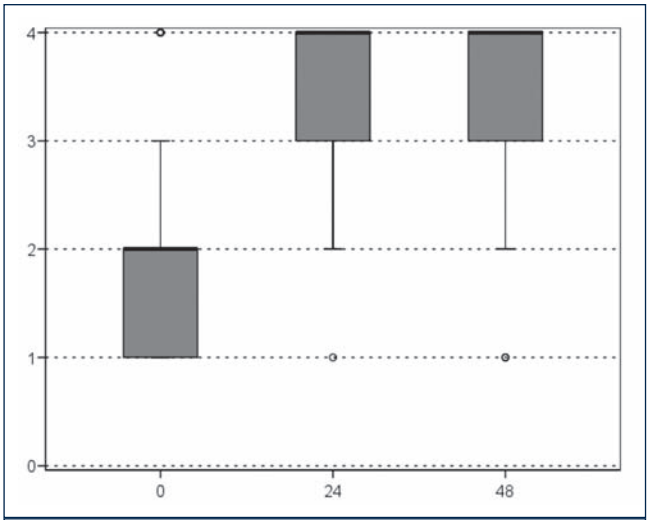
Fig. 2. Impianto di condrociti autologhi - Tecnica artroscopica.

Valutazione di controllo
Tutti i 54 pazienti sono stati valutati dal punto di vista clinico ad un follow-up di 24 e 48 mesi. I 28 pazienti con lesioni condrali isolate sono stati valutati separatamente e comparati ai pazienti che hanno subìto procedure associate.
I pazienti sono stati interrogati per valutare i loro sintomi e la loro funzionalità fisica utilizzando *International Cartilage Repair Society Evaluation Package* [6]. Ai pazienti è stato richiesto anche di valutare la loro qualità di vita e lo stato di salute globale utilizzando la *Visual Analogue Scale* [7]. Infine è stata valutata anche la ripresa dell'attività sportiva, ad un follow-up a 24 e 48 mesi, con Punteggio Tegner e comparata con i livelli prelesionali e preoperatori.
Ad un follow-up di 12-36 mesi sono stati eseguiti 11 controlli artroscopici, previo consenso del paziente, a scopo investigativo per valutare visivamente e analizzare la consistenza della cartilagine impiantata. Durante il controllo artroscopico sono state effettuate biopsie a tutto spessore di cartilagine e di osso subcondrale sul sito di riparazione in 2 pazienti che hanno espresso il loro consenso.

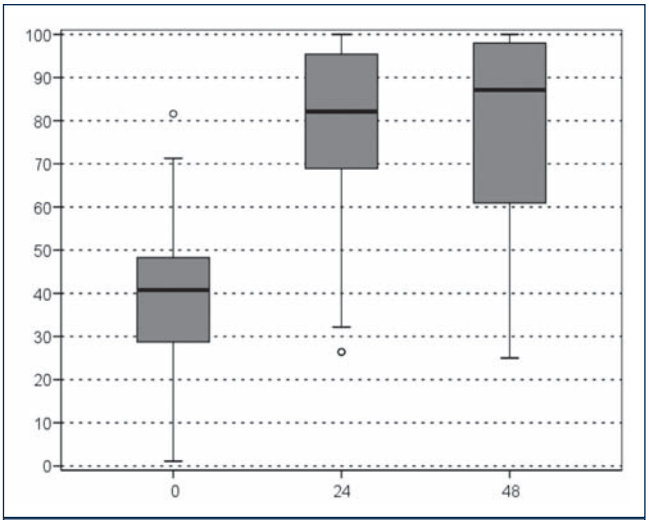
RISULTATI

Durante il trattamento e il periodo di follow-up non è stata osservata nessuna complicazione relativa all'impianto né reazioni avverse.

Un miglioramento statisticamente significativo in un gran numero di casi è stato osservato già dopo 24 mesi ed i risultati ottenuti sono rimasti stabili nel tempo a 48 mesi.
È stato osservato un miglioramento statisticamente significativo nel punteggio oggettivo IKDC, con un ginocchio normale o quasi normale nell'83,3% (45/54) dei pazienti a 24 mesi di follow-up e nell'85% (46/54) dei pazienti a 48 mesi (Tab. I).
L'analisi statistica evidenzia un miglioramento significativo nel punteggio IKDC soggettivo e nella qualità della vita rispetto alla valutazione preoperatoria, senza alcuna differenza significativa tra 24 e 48 mesi (Tab. II-III).
Il punteggio medio Tegner è 6,34 prima della lesione, 1,72 prima del trattamento, 4,88 a 24 mesi e 4,94 a 48 mesi di follow-up.
L'analisi statistica ha messo in evidenza risultati migliori in pazienti giovani e ben allenati.
La valutazione artroscopica ha rivelato una copertura completa dell'area con il tessuto ialino simil-cartilagineo innestato, un riempimento del difetto e l'integrazione con la cartilagine originale circostante in 7 di 11 casi analizzati. In 2 casi è stata rilevata una scarsa integrazione della nuova cartilagine con la zona di confine e in 3 casi una irregolarità della superficie della cartilagine.
Abbiamo effettuato una valutazione istologica del tessuto rigenerato dopo un breve follow-up di 12 mesi. In questi 2 casi c'era la chiara evidenza che la cartilagine era ialina in un caso e fibrocartilaginea nell'altro. Entrambi i campioni hanno mostrato una stretta integrazione della cartilagine con l'osso subcondrale.



Tab. II. Punteggio oggettivo IKDC pre-operatorio, a 24 e 48 mesi di follow-up.



Tab. III. Punteggio soggettivo IKDC pre-operatorio, a 24 e 48 mesi di follow-up.

DISCUSSIONE

La tecnica di impianto artroscopico di condrociti autologhi è stata sviluppata nel tentativo di migliorare l'efficacia e ridurre la morbidità della tecnica ACI tradizionale . L'uso di un supporto tridimensionale per la coltura cellulare con chirurgia open permette già una riduzione di esposizione articolare perché evita prelievi periostali e suture [8-11]. Lo sviluppo della tecnica artroscopica riduce inoltre la morbidità per il paziente, la fase di recupero e semplifica il protocollo di riabilitazione.

Il trapianto in artroscopia di condrociti autologhi possiede il vantaggio dell'innesto osteocondrale, mentre elimina gli svantaggi legati alla morbidità del sito donatore, in particolare nel trattamento di ampie lesioni; è infatti possibile trattare lesioni più estese senza problemi di disponibilità di materiale. Inoltre, i patches possono essere posizionati per creare una copertura completa del difetto senza lasciare spazi scoperti che di solito si osservano in lesioni trattate con innesto osteocondrale.

Non è stata osservata nessuna complicazione collegata all'innesto in questo studio. Anche in casi dove sono state utilizzate più di 2 patches con sovrapporsi degli innesti, non è stato osservato alcun sintomo relativo a iperplasia o ipertrofia.

Nei pazienti trattati con chirurgia artroscopica sono stati raggiunti risultati clinici soddisfacenti a 2 e 4 anni di follow-up.

Abbiamo osservato che i risultati ottenuti con la cartilagine bioingegnerizzata sono migliori in pazienti giovani che praticavano sport agonistico. Questa osservazione può essere correlata con il maggiore impegno di questo gruppo di pazienti nel programma di riabilitazione, ma conferma anche il possibile recupero funzionale del ginocchio dopo questa procedura e soddisfa l'elevata richiesta funzionale di atleti competitivi. Ai pazienti è stato consentito di ritornare all'attività sportiva non prima di 12 mesi per garantire una buona stabilità iniziale ed, in seguito, la maturazione del tessuto cartilagineo. Questo fatto può essere uno svantaggio per atleti con necessità di un ritorno in tempi brevi all'attività sportiva.

I risultati non sono stati compromessi da interventi associati, il che suggerisce che questa procedura può essere associata con successo a vari interventi chirurgici. Tutte le procedure associate sono state eseguite nella stessa sessione chirurgica durante il prelievo di cartilagine, per evitare un eccessivo stress chirurgico e favorire il programma di riabilitazione dopo l'impianto cartilagineo. Non è stata rilevata una significativa differenza rispetto al gruppo con lesioni associate. Questo suggerisce che il miglioramento clinico di questi pazienti è legato alla chirurgia di impianto cartilagineo. È comunque molto difficile stabilire l'influenza delle lesioni associate sul risultato clinico.

Abbiamo anche notato che i nostri risultati non sono influenzati dalla dimensione della lesione. Infatti risultati soddisfacenti sono stati ottenuti anche nel caso di grandi lesioni cartilaginee.

Supponiamo che non ci sia in linea teorica alcun limite nelle dimensioni del difetto che può essere trattato con questa tecnica. Gli unici limiti sono correlati all'esecuzione tecnica della procedura e alla presenza di bordi di cartilagine intatta attorno all'area di impianto.

Abbiamo intrapreso una valutazione istologica del tessuto rigenerato dopo un breve follow-up di 12 mesi. I nostri risultati erano esattamente in linea con quelli pubblicati precedentemente [6], mostrando il 50% di cartilagine ialina e il 50% di fibrocartilagine. Nello attuale studio artroscopico il numero di biopsie per l'esame istologico era basso (n = 2) per ragioni etiche. Le biopsie sono state prelevate solo in quei pazienti che hanno chiaramente espresso il loro consenso per la biopsia osteocondrale a scopo di studio.

Il limite della tecnica artroscopica è la difficoltà a trattare le lesioni presenti sulla patella e la parte posteriore del condilo femorale. Tuttavia bisogna tenere presente che questo limite è comune a tutte le tecniche artroscopiche e potrebbe essere risolto parzialmente solo con lo sviluppo di nuovi strumenti chirurgici.

CONCLUSIONI

I risultati istologici e clinici dei nostri primi pazienti ad un medio follow-up sono incoraggianti. I risultati preliminari suggeriscono

che questo metodo può essere utilizzato per il trattamento di ampie lesioni cartilaginee, anche in atleti professionisti; altri studi randomizzati ed a più lungo follow-up sono auspicabili per confermare l'affidabilità e le potenzialità di questa procedura.

RINGRAZIAMENTI

Ringraziamo per il contributo apportato allo studio la Dott.ssa A. Montaperto, la Dott.ssa Laura Bragonzoni, la Sig.ra S. Bassini.

BIBLIOGRAFIA

1. Brittberg M, Lindahl A, Ohlsson C, et al. *Treatement of deep cartilage defects in the knee with autologous chondrocite transplantation*. N Engl J Med 1994;331:889-95.
2. Brun P, Abatangelo G, Radice M, et al. *Chondrocyte aggregation and reorganization into three-dimensional scaffolds.* J Biomed Mater Res 1999;46:337-46.
3. Grigolo B, Lisignoli G, Piacentini A, et al. *Evidence for redifferentiation of human chondrocytes grown on a hyaluronan-based biomaterial* (HYAFF®11). Biomaterials 2002;23:1187-95.
4. Solchaga LA, Dennis JE, Goldberg VM, et al. *Hyaluronic acid-based polymers as cell carriers for tissue-engineered repair of bone and cartilage*. J Orthop Res 1999;17:205-13.
5. Marcacci M, Zaffagnini S, Kon E, et al. *Arthroscopic autologous chondrocyte transplantation: technical note.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2002;10:154-9.
6. ICRS Cartilage Injury Evaluation Package, 2000 http://www.cartilage.org/Evaluation_Package/ICRS_Evaluation.pdf.
7. Rabin R, De Charro F. *EQ-5D: a measure of health status from the EuroQol Group.* Ann Med 2001;33:337-43.
8. Marcacci M, Zaffagnini S, Kon E, et al. *Second-generation ACI technique*. In: Fu FH, Browner BD. *Management of osteoarthritis of the knee: an international consensus*. American Academy of Orthopedic Surgeons Monograph Series 2003, pp. 49-58.
9. Marcacci M, Berruto M, Brocchetta D, et al. *Articular cartilage engineering with Hyalograft C: 3-year clinical results*. Clin Orthop Relat Res 2005;(435):96-105.
10. Gobbi A, Kon E, Francisco R, et al. *Patellofemoral full thickness chondral defects treated with hyalograft®-c: a clinical, arthroscopic and histologic review*. Am J Sport Med 2006;34:1763-73.
11. Marcacci M, Kon E, Zaffagnini S, et al. *Arthroscopic second generation autologous chondrocyte implantation.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2007:15:610-9.
12. Nehrer S, Domayer S, Dorotka R, et al. *Three-year clinical outcome after chondrocyte transplantation using a hyaluronan matrix for cartilage repair*. Eur J Radiol 2006;57:3-8.

Ruolo della prevenzione nelle lesioni del legamento crociato anteriore

The role of prevention in anterior cruciate ligament injuries

G. Cerulli, A. Caraffa, F. Vercillo, P. Antinolfi, G. Zamarra

RIASSUNTO

L'elevata incidenza delle lesioni del legamento crociato anteriore da meccanismo traumatico non di contatto, ha portato alla ricerca di specifici programmi di prevenzione.
La presenza di terminazioni nervose nel legamento crociato anteriore ha reso possibile l'ideazione e l'applicazione di programmi ginnici che agiscono sul sistema propriocettivo, con l'obiettivo di rendere più rapidi e più efficaci i meccanismi di difesa neuromuscolare nelle gestualità a rischio per il legamento crociato anteriore, come i cambi di direzione e gli arresti bruschi. Il nostro gruppo, per primo, ha dimostrato con studi prospettici la validità dei training neuromuscolari propriocettivi, che nel corso degli anni sono diventati sempre più sport-specifici.
Altro aspetto, peraltro noto da tempo, è la necessità di ottimizzare la funzione dei muscoli che agiscono sul ginocchio. Un nostro studio biomeccanico e con *strain gauges* sul legamento crociato anteriore ha evidenziato il ruolo protettivo degli *hamstring* durante le attività a rischio. Da ciò la necessità non solo di potenziare gli *hamstring* ma anche di ridurre al minimo la latenza della loro attivazione nelle gestualità a rischio. L'efficacia di alcuni esercizi, come quelli pliometrici associati a cambi di direzione controllati, è stata analizzata in laboratorio e viene studiata sul campo.

SUMMARY

The high incidence of traumatic non-contact anterior cruciate ligament injuries has made necessary specific prevention programmes.
The presence of innervations in the anterior cruciate ligament has enhanced the creation and application of exercise programmes which act on the the proprioceptive system, with the aim of making more rapid and effective the neuromuscular defence mechanisms in the movements at risk for anterior cruciate ligament, such as side-step cutting and sudden stops. Our group was the first to show through prospective studies the validity of proprioceptive neuromuscular training exercises, which over the years have become more and more sport-specific.
Another aspect, known for some time, is the need to optimize the function of the muscles which activate the knee. One of our biomechanical studies on anterior cruciate ligament using strain gauges has shown the protective role of the *hamstring*s during during activities at risk. Hence the need to potentiate the *hamstring*s but also reduce to a minimum the latency of their activation during movements at risk. The effectiveness of some of the exercises, such as the the pliometric ones associated with controlled changes in direction has been analysed in the laboratory and is studied on the field.

Clinica Ortopedica e Traumatologica, Scuola di Specializzazione in Ortopedia e Traumatologia, Medicina Fisica e Riabilitazione, Università di Perugia, Nicola's Foundation Onlus

Indirizzo per la corrispondenza:
Prof. Giuliano Cerulli, via Pontani n. 9, 06127 Perugia. Tel.: 075 5003956. Fax: 075.5010921. E-mail: letpeoplemove@tin.it

INTRODUZIONE

La lesione del legamento crociato anteriore (LCA) è uno dei più comuni infortuni del ginocchio negli sportivi. È stata stimata una incidenza annuale di circa 1/3000 nella popolazione generale negli Stati Uniti, che si traduce con più di 150.000 nuovi casi ogni anno. A differenza di altri tendini e legamenti, la "mid-substance" del LCA, se lesa, non va incontro a riparazione, manifestandosi con una disabilità da moderata a severa con episodi di cedimento durante le attività quotidiane specialmente durante le attività sportive che richiedono improvvisi e frequenti cambi di direzione, arresti in corsa e salti. Inoltre la sua lesione può causare ulteriori danneggiamenti ai tessuti molli del ginocchio, quali i menischi, e portare a sviluppo precoce di artrosi del ginocchio.
Ecco perché dopo una lesione del LCA il trattamento chirurgico è spesso necessario. Si pensi che ogni anno negli Stati Uniti vengono eseguite 100,000 ricostruzioni legamentose pro LCA. Il costo diretto per questi trattamenti è stato stimato oltre 2 bilioni di dollari.
È facile dunque comprendere l'enormi ripercussioni che una lesione del LCA crea in termini di disabilità per il paziente; ed economici sulla collettività e considerando che si tratta di una lesione che spesso interessa sportivi anche di alto livello, i danni economici si ripercuotono anche sulle società di appartenenza. Ecco come la prevenzione è di fondamentale importanza suscitando l'interesse scientifico di centri universitari nazionali ed internazionali.

MATERIALE, METODO E RISULTATI

Il nostro gruppo è ormai da molto tempo coinvolto in attività di ricerca dedicando una parte considerevole di essa agli aspetti preventivi.
I nostri studi iniziano dagli anni '80 con la scoperta di terminazioni nervose sul LCA (Fig. 1). La presenza di meccanocettori a livello del ginocchio e delle sue componenti (legamenti crociati; legamenti collaterali; menischi e la banderella ileo-tibiale) è stata poi ben documentata in Letteratura. Il LCA deve essere pertanto

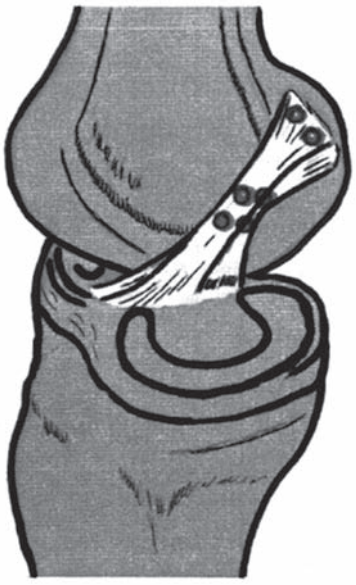


Fig. 1. Terminazioni nervose sul LCA.

considerato un "Organo Sensoriale" che fornisce informazioni propriocettive attivando un arco riflesso muscolare con i muscoli flessori del ginocchio (Hamstrings) contribuendo alla protezione del LCA stesso dai traumi lesivi. Nel 1996 abbiamo osservato 600 giocatori di calcio appartenenti a 40 team diversi per un totale di 3 stagioni agonistiche. 2 gruppi sono stati creati:

A) tradizionale programma di allenamento;
B) training del gruppo A più esercizi propriocettivi e PNF.

Le lesioni del LCA con un meccanismo di non-contatto sono state per i suddetti gruppi le seguenti:

A) 1,15 lesioni/per ciascun team/ a stagione;
B) 0,15 lesioni/per ciascun team/ a stagione;
con una significatività pari a $p < 0.001$.

Consigliamo sempre di aggiungere uno specifico programma propriocettivo all'allenamento tradizionale (Fig. 2). Ovviamente a questi esercizi propriocettivi semplici è necessario aggiungere degli esercizi propriocettivi sport-specifici a difficoltà crescente. Noi riteniamo che durante le sedute di allenamento è necessario eseguire movimenti non programmati applicando magari uno stimolo improvviso tramite uno stimolo vocale per essere più realistici e non con un fischio o una luce per allenare al meglio il sistema propriocettivo. È interessante notare che dal 1992 al 2005 nel Perugia Calcio, con il succitato programma di allenamento, si sono verificate solo due lesioni del LCA da meccanismo indiretto pari a 0,004 lesioni/per team/a stagione contro i risultati di letteratura di 1,15 lesioni/per team/a stagione.

Fig. 2. Ginnastica propriocettiva su tavoletta instabile.

Per attuare una prevenzione che sia realmente efficace è naturalmente necessario che ci sia la precisa conoscenza epidemiologica del problema, l'identificazione dei fattori di rischio e della eziologia nonché la conoscenza dei meccanismi lesivi. Si può cosi introdurre le misure preventive ritenute appropriate, le quali andranno poi nuovamente sottoposte a studi epidemiologici per ottenerne una evalidazione.

Con l'avvento delle tecniche biomeccaniche applicate alla medicina dello sport è possibile una valutazione dei fattori di rischio e dei meccanismi lesivi associate alle diverse gestualità sportive offrendo un'importante arma in più allo specialista del settore per attuare nuove, specifiche e personalizzate misure preventive. La comprensione del meccanismo lesivo del LCA è senza ombra di dubbio la componente chiave per prevenirne la lesione ecco perché in ambito biomeccanico l'approccio maggiormente utilizzato per valutare il meccanismo lesivo sono le misurazioni cosiddette "close to injury" che per mezzo di dispositivi biomeccanici consentono di riprodurre in laboratorio I meccanismi maggiormente a rischio per il LCA e di quantificarne l'elongazione e non meno importante il comportamento dei tessuti molli intorno al ginocchio. Il primo studio condotto in questa direzione dal nostro gruppo ha avuto come obbiettivo quello di studiare il meccanismo lesivo del LCA negli sciatori per poter contribuire alla fabbricazione di uno scarpone da sci dotato di specifico sistema di sbloccaggio. Dopo una accurate ricerca epidemiologica del problema siamo passati alla fase sperimentale in laboratorio (*Let People Move*, Perugia), utilizzando degli appositi misuratori di elongazione del LCA (*strain gauge*) che sono stati applicati in artroscopia sul fascio AM del LCA su volontari previo consenso informato. Dopo l'introduzione dello *strain gauge*, i volontari sono stati accompagnati in laboratorio per simulare il meccanismo che dalla letteratura risulta il più lesivo per il LCA negli sciatori: la caduta all'indietro. I risultati hanno evidenziato come durante la caduta all'indietro un apposito sistema di sbloccaggio posteriore dello scarpone (RRS) era in grado di ridurre in modo significativo le forze durante la traslazione anteriore della tibia con sicuri effetti protettivi nei confronti del LCA.

Nel 2000 spinti dai positivi risultati ottenuti abbiamo voluto applicare un simile criterio di studio alle lesioni del LCA nei calciatori durante le gestualità maggiormente a rischio quali il salto, l'arresto in corsa ed il cambio di direzione. Dopo l'applicazione dello *strain gauge* (DVRT), la valutazione è stata condotta in laboratorio dove gli atleti hanno eseguito le gestualità sopra menzionate (Fig. 3). Lo studio ha mostrato un elevato stress espresso come elongazione del LCA durante la rapida decelerazione del soggetto; il medesimo studio è stato poi ripreso nel 2002 per incrementare il numero dei casi e consentirci di valutare in maniera più critica i dati ottenuti, ed proprio in questa circostanza è stata evidenziata una interessante strategia neuromuscolare di tutti soggetti esaminati. Durante l'esecuzione delle gestualità, è stato registrato, mediante un apposito EMG applicato al soggetto, un picco di contrazione dei muscoli flessori del ginocchio (*hamstrings*) pochi istanti prima che il piede toccasse il suolo mettendo in evidenza un importante

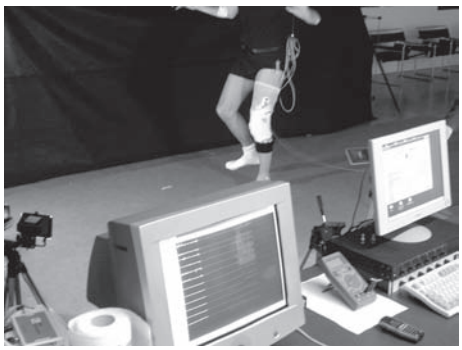


Fig. 3. Studio biomeccanico con strain gauges sul LCA durante i movimenti a rischio.

ruolo protettivo dei suddetti muscoli nei confronti del LCA. Questo studio è stato poi confermato anche da successive studi apparsi nella letteratura recente, facendo mettere anche in discussione l'uso oramai frequentissimo dei tendini dei muscoli flessori del ginocchio (Gracile e Semitentinoso quadruplicati). Mossi da una convinta attendibilità dei dati riportati è stata sviluppata una tecnica "the original all inside technique" che prevedeva l'uso di un solo tendine dei muscoli flessori triplicato o quadruplicato, con una fresatura manuale degli *half tunnels* femorale e tibiale che consente, come dimostrato da studi su animale, un maggior risparmio di osso; una aumentata attività osteoblastica con ridotta necrosi ossea nella convinzione che la prevenzione delle recidive sia un momento altrettanto importante.

CONCLUSIONI

Noi riteniamo che la prevenzione delle lesioni del LCA sia possibile, soprattutto quella da meccanismo traumatico non di contatto.
Ad oggi crediamo in un nuovo paradigma, quello della biomeccanica applicata allo sport a scopo preventivo, valutativo dei risultati a breve termine (diagnosi, trattamento e riabilitazione) ed a lungo termine (ritorno allo sport). In ambito preventivo gli strumenti che la biomeccanica ci mette a disposizione nelle lesioni del LCA sono molteplici:

- macchine isocinetiche per la valutazione della forza muscolare e dell'equilibrio tra agonisti ed antagonisti del ginocchio;
- piattaforme di forza per la valutazione dell'equilibrio propriocettivo e per la *gait analysis*;
- strumento artrometrico per quantificare il cassetto anteriore del ginocchio valutando cosi la stabilità del ginocchio in esame mediante una comparazione con quello controlaterale;
- valutazione 3D con telecamere digitalizzate per una valutazione quantitative e qualitative delle gestualità a rischio;
- EMG di superficie a 16 canali per registrare la attività muscolare anche in condizioni dinamiche. Si tratta di un metodo non invasivo, non lesivo per il legamento che offre importanti informazioni per lo sviluppo di misure preventive.

Otteniamo così dei parametri oggettivi e riproducibili che ci consentono di introdurre le misure preventive più appropriate e soprattutto personalizzate.
Evidenziare e quantificare lo squilibrio muscolare dei muscoli agonisti ed antagonisti del ginocchio consente di organizzare per l'atleta specifici e controllati programmi di *stretching*; esercizi progressivi di contrazione isometrica ed esercizi generici e sport specifici a difficoltà crescente.
È ovvio che bisogna comunque fare i conti con i fattori di rischio associati intrinseci ed estrinseci spesso non modificabili e/o potenzialmente modificabili dove talvolta le misure preventive per quanto scrupolose e fondate su dati oggettivi non danno il risultato sperato. Questa ultima considerazione non deve essere presa come un monito, bensì come uno stimolo ad incrementare la ricerca verso la prevenzione con studi scientifici randomizzati e controllati.

Indice degli autori

Abate M., S79
Adani R., S61
Aglietti P., S135, S294
Albisetti W., S45
Aldegheri R., S239
Altadonna G., S176
Andreata M., S118
Antinolfi P., S306
Astore F., S3
Atzei A., S61

Balbino C., S118
Bandiera S., S161
Bardelli M., S191
Barnaba S.A., S103
Bartolozzi P., S99, S206
Battiston B., S70
Beltrami G., S154
Benazzo F., S17, S288
Bergamasco C., S127, S200
Bevoni R., S212
Biagini R., S161
Bibbiani E., S137
Bigazzi P., S165
Biondi F., S14
Bistolfi A., S187
Bocchi L., S250
Boriani S., S161
Borroni M., S263, S280
Bracco P., S187
Brach del Prever E.M., S187
Brunelli G., S66
Bufalini C., S58
Buzzi R., S135

Cadossi R., S171
Caiaffa V., S247
Caizzi G., S218
Campanacci D.A., S154
Campi F., S269
Capanna R., S154
Cappuccio M., S161
Caraffa A., S306
Castagna A., S263, S280
Castaman E., S127, S200
Castelli C.C., S149
Castelnuovo N., S137
Casula S., S110
Catagni M.A., S48, S180
Catani F., S224
Cautiero F., S276
Ceccarelli E., S263
Ceccarelli F., S212
Celli A., S284
Celli L., S284
Cerciello S., S131
Cerulli G., S306
Cerullo G., S122
Ceruso M., S165
Chiarello E., S203
Ciardullo A., S135, S294
Ciccarelli M., S276
Cigala F., S40
Cipolla M., S122
Confalonieri N., S142
Conforti L.G., S70
Conti M., S263
Costa L., S187
Crainz E., S250
Crova M., S187
Cuomo P., S135, S294
Cuomo P.L., S154

D'Anchise R., S118
D'Antonio E., S23
De Carli A., S265
De Giorgi G., S82
De Giorgi S., S82
De Iure F., S161
De Maio F., S36
De Paolis M., S165
De Pellegrin M., S53
de Sanctis N., S32
Del Sasso L., S1
Delcogliano M., S176, S301
Delle Rose G., S280
Denaro V., S103
Deriu L., S273
Di Martino A.C., S103
Dubousset J., S115

Fabbriciani C., S273
Facchini R., S45
Faldini A., S87

Faldini C., S203, S212
Farsetti P., S36
Fauci F., S269
Ferrari R., S149
Ferretti A., S265, S290
Filardo G., S176, S301
Fracassetti D., S53
Franco V., S122

Gallinaro P., S187
Garofalo R., S263
Gasbarrini A., S161
Genitiempo M., S110
Gianni E., S122
Giannini S., S203, S212, S224, S255
Girolami M., S10
Giron F., S135, S294
Giudice G., S276
Grappiolo G., S3
Grasso A., S273
Guerreschi F., S48

Hoang-Kim A., S255

Iaccarino V., S40
Impallomeni C., S231
Ippolito E., S36
Ippolito M., S154

Kon E., S176, S301

Landi A., S79
Leardini A., S224
Leonetti D., S212
Logroscino C.A., S110
Losco M., S294
Lovisetti L., S48
Luca A., S82
Luciani D., S203, S224
Lucidi M., S23

Magnan B., S206
Mancini I., S154
Manfrini M., S165
Maniscalco P., S250
Manta N., S118
Mantero R., S75
Manzotti A., S142
Maradei L., S280
Marcacci M., S176, S301
Marchetti P.G., S10, S87, S99
Margheritini F., S297
Mariani P.P., S297
Marino M., S99
Marinozzi A., S103
Markopoulos N., S280
Massari L., S171
Mazzotta C., S131
Mercuri M., S165
Merolla G., S269
Micera G., S255
Milano G., S273
Miscione M.T., S224
Moharamzadeh D., S53
Montaperto C., S176, S301
Montironi F., S142
Mori C., S247
Moroni A., S255
Motavalli K., S142

Nanni M., S212
Nitri M., S176, S301

Ognissanti G., S247
Orsini R., S255

Pace A., S228
Paladini P., S269
Palmonari M., S231
Panarella L., S122
Papalia R., S103
Papapietro N., S103
Parino E., S196
Pasquetto D., S99
Patella V., S218
Peretti G., S45
Peretti G.M., S45
Perugia D., S58
Petrera M., S218
Piazzolla A., S82
Pilla F., S14
Piovani L., S17
Pipino F., S6
Pisani G., S196
Pisani P.C., S196
Porcellini G., S269
Postacchini F., S95, S259
Prospero E., S118
Puddu G., S122
Pullen C., S142

Randelli F., S28
Randelli G., S28
Randelli M., S280
Randelli P., S28
Rendine M., S234
Riccio M., S70
Romagnoli M., S224
Romagnoli S., S137
Rondinella F., S32

Rossello M.I., S75
Rossi S.M.P., S17, S288
Russo R., S276

Sadile F., S40
Salento A., S61
Salvatore M., S273
Samaila E., S206
Santaiti D., S131
Santori F.S., S23, S234
Santori N., S23, S234
Savoini M., S250
Schiavone Panni A., S131
Scialabba C., S127, S200
Scoccianti G., S154
Sensi L., S135, S294
Sperti M., S247
Spotorno L., S3

Taddei G., S154
Tampieri P.F., S231
Tarallo L., S61
Tartarone M., S131
Tassinari E., S14
Tonci Ottieri M., S23, S234
Toni A., S14
Tos P.L., S70
Traina G.C., S171
Traina F., S14
Triolo P., S70
Turelli L., S191

Vadalà G., S103
Vannini F., S203, S212
Vasario G., S70
Vasso M., S131
Vercillo F., S306
Verde F., S137
Verdoni F., S45
Vernaglia Lombardi L., S276
Vicenzi G., S231
Vinci E., S263
Viola G., S206
Visconti V., S276
Visentin O., S28
Vittore D., S218

Zaffagnini S., S176, S301
Zamarra G., S306
Zanon G., S288
Zinghi G.F., S243

Finito di stampare nel mese di Settembre 2008
presso le Industrie Grafiche della Pacini Editore S.p.A.
Via A. Gherardesca • 56121 Ospedaletto • Pisa
Telefono 050 313011 • Telefax 050 3130300
Internet: http://www.pacinimedicina.it