

Giornale Italiano di ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA



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

Direttore scientifico: F. Pipino (*Genova*)

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. Cecilianì (*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. Fabbriani, G. Grasso, G. Monteleone, V. Patella, B. Pavolini, V. Sessa, P. Tranquilli Leali

Past-President: A. Faldini

Garante: V. Monteleone

Segretario: A. Piccioli

Segreteria alla Presidenza: V. Zottola

Segreteria: E. Cristofari

PACINeditore
M E D I C I N A

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, in triplice copia, dattiloscritto, su facciata unica, con ampio margine, massimo 25 righe per pagina, con numerazione delle pagine a partire dalla prima e corredato di: titolo del lavoro; parole chiave; riassunto strutturato; titolo e didascalie delle tabelle e delle figure. Non si accettano articoli che non siano accompagnati dal relativo supporto su cui è registrata l'ultima versione corretta del testo, corrispondente alla copia dattiloscritta. **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 10 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:** (3 copie), devono essere contenute nel numero (evitando di presentare lo stesso dato in più forme), dattiloscritte una per pagina e numerate progressivamente. **Figure:** (3 copie), vanno riprodotte in foto e numerate sul retro con 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 pagine dattiloscritte, 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 pagine 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 pagine 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 (ed il relativo dischetto) di cui si fa richiesta di pubblicazione vanno indirizzati a: **Pacini Editore SpA – Ufficio Editoriale, Via Gherardesca, 56121 Ospedaletto (PI) – c.a. Stefano Fabbri / Maria Colombini • E-mail: info@pacinieditore.it, sfabbri@pacinieditore.it, giot@pacinieditore.it**

Norme specifiche per le singole rubriche

Il *Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia* è bimestrale. I prezzi degli abbonamenti annuali per i NON Soci sono i seguenti: Italia € 96; estero € 121; istituzionale € 96. Questo fascicolo € 31. 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 • info@pacinieditore.it • www.pacinionline.it*

Finito di stampare Settembre 2007

Indice

Sessione LU1 – Protesi (generalità)

Usura

<i>A. Giunti, N. Baldini, G. Pignatti</i>	pag.	S1
---	------	----

La fissazione

<i>A. Moroni, C. Faldini, M. Cadossi, V. Digennaro, F. Vannini, S. Giannini</i>	»	S6
---	---	----

Protesi articolari infette: aspetti diagnostici

<i>F. Ghisellini, R. Ceffa, S. Borrè, G. Mordente</i>	»	S13
---	---	-----

Sessione LU2 – Protesi primarie

Disegno protesico e selezione dell'impianto:

dalla morfometria al posizionamento del primo impianto

<i>S. Marchetti, A. Faldini, G. Calvosa, N. Piolanti, L. Andreani, M. Lisanti</i> »	S20
---	-----

Le dimensioni della testa

<i>R. Giacometti Ceroni, M. Corbella, C. Pagnuzzato, L. Zagra</i>	»	S26
---	---	-----

Modularità e offset

<i>A. Toni, F. Traina, A. Sudanese, F. Biondi, M. De Fine, D. Di Motta, F. Pilla</i>	»	S28
--	---	-----

Mininvasività: tessuti molli

<i>F. Falez, F. Casella, C. Barresi, F. Favetti, M. Papalia, G. Panegrossi</i> »	S31
--	-----

La mini-invasività ossea nelle protesi primarie dell'anca

<i>S. Giannini</i>	»	S37
--------------------------	---	-----

Cotile *press-fit* a depressione polare. Indicazioni ed esperienza clinica

<i>L. Del Sasso, V. Zottola, C. Cavenago</i>	»	S42
--	---	-----

Sessione LU3 – Protesi casi particolari

La protesizzazione della coxartrosi secondaria a displasia con teste di grande diametro

<i>M.I. Gusso, R. Civinini, C. Carulli, M. Villano, M. Innocenti</i>	»	S45
--	---	-----

Casi particolari. Chirurgia protesica dell'anca negli esiti di osteotomie

<i>P. Rossi, P. Sibelli, F. Castoldi, M. Bruzzone, R. Rossi</i>	»	S48
---	---	-----

Protesi d'anca in esiti Perthes ed epifisiolisi

<i>P.P. Calderoni, F. Traina, C. Masetti, A. Galvani, E. Tassinari, D. Di Motta, F. Pilla, A. Toni</i>	»	S52
--	---	-----

L'artroprotesi non cementata d'anca nel trattamento dell'anca anchilotica <i>G. Vicenzi, P.G. Vasina, A. Sudanese, M. Palmonari, A. Toni</i>	»	S55
Protesi <i>custom-made</i> dell'anca in particolari patologie in soggetti giovani <i>F. Cigala, F. Sadile</i>	»	S60
Sessione LU4 – Reimpianti		
La revisione del cotile <i>P. Cherubino, G. Zatti, F. D'Angelo, M.F. Surace, L. Murena</i>	»	S66
Il reimpianto di cotile protesico con innesti ossei iliaci autologhi <i>M. Laus, F.A. Zappoli, L. Brizio, C. Alfonso</i>	»	S71
I reimpianti con cotili a stelo iliaco <i>G. Zanotti, A. Martini, C. Fontana</i>	»	S75
Allotrapianti nella chirurgia di revisione del cotile <i>A. Causero, P. Di Benedetto, A. Beltrame, P. Menosso</i>	»	S79
Sessione LU5 – Protesi ginocchio		
Selezione dell'impianto <i>A. Montano, F. Miele, F. Troiani</i>	»	S85
Protesi di ginocchio a piatto mobile <i>P. Aglietti, R. Buzzi, P. Cuomo, F. Giron, A. Ciardullo</i>	»	S88
La protesizzazione della rotula <i>A. Schiavone Panni, M. Tartarone, S. Cerciello, D. Santaiti, C. Mazzotta, D. Bellini</i>	»	S91
Le artroprotesi modulari di ginocchio nella chirurgia oncologica <i>M. Mercuri, C. Errani, M. De Paolis, N. Fabbri, P. Ruggieri, A. Toscano</i>	»	S96
Sessione LU6 – La mini-invasività nelle protesi di ginocchio		
La mini-invasività delle parti molli <i>F. Benazzo, L. Piovani, S. Stroppa, S. Rossi</i>	»	S102
Mini-incisione vs. mini-incisione computer assistita nella protesi totale del ginocchio: studio radiologico prospettico randomizzato <i>N. Confalonieri, A. Manzotti, C. Pullen, V. Ragone</i>	»	S107
Sessione LU7 – Revisioni		
Revisioni settiche <i>G. Guido, S. Giannotti, V. Bottai, M. Ghilardi</i>	»	S112
Le revisioni con protesi modulari <i>C. Fabbriani, G. Gasparini, L. Deriu, V. Izzo</i>	»	S116

Sessione MA1 – Protesi di spalla

Disegno e selezione dell'impianto protesico di spalla <i>A. Castagna, M. Borroni, G. Delle Rose, L. Maradei, E. Vinci, P.L. Gambrioli, M. Randelli</i>	»	S124
Protesi di spalla: tecnica chirurgica e risultati <i>G. Porcellini, G. Merolla, P. Paladini, F. Fauci, F. Campi</i>	»	S131
Protesi d'anca con accoppiamento articolare in ceramica <i>F. Traina, F. Giardina, M. De Fine, E. Tassinari, F. Biondi, A. Galvani, B. Bordini, A. Toni</i>	»	S135

Sessione MA2 – Protesi di gomito

Disegno e selezione dell'impianto nella protesi totale di gomito <i>R. Rotini, D. Antonioli, A. Marinelli, E. Guerra</i>	»	S139
La protesi di gomito: tecniche chirurgiche e risultati <i>L. Celli, A. Celli, R. Loschi</i>	»	S144

Sessione MA3 – Protesi di polso, mano

Protesi di polso: disegno e selezione dell'impianto <i>M. Ceruso, S. Pfanner</i>	»	S151
---	---	------

Sessione MA4 – Protesi di disco

Artroplastica vertebrale: stato dell'arte della chirurgia protesica cervicale e lombare <i>C.A. Logroscino, S. Casula, E. Pola</i>	»	S155
---	---	------

Sessione MA5 – Protesi TT

Protesi di tibiotarsica. Disegno e selezione dell'impianto <i>A. Leardini, F. Catani, S. Giannini</i>	»	S162
Protesi totale della tibiotarsica: risultati <i>F. Malerba, A. Bianchi, R. Milani</i>	»	S170

Sessione MA6 – Protesi piede

Protesi metatarso-falangea <i>B. Magnan, E. Samaila, G. Viola, P. Bartolozzi</i>	»	S177
Le protesi di sottoastraglica <i>F. Ceccarelli, M.G. Benedetti, C. Faldini, S. Giannini</i>	»	S183

Sessione MA7 – Tavola rotonda. Problematiche medico-legali

Profili di responsabilità professionale in ambito ortopedico:
l'errore scusabile e l'errore colpevole

P.G. Macrì » S190

La responsabilità civile professionale del medico specialista:
un problema... una soluzione

A. Diara » S193

Semeiotica medico-legale relativa ai danni al bacino e agli arti inferiori

F.M. Donelli » S196

Elenchi regionali specialistici nel giudizio medico-legale peritale

G.M. Calori, A.I. Marra » S198

Sessione MA8 – Presentazione delle attività dei registri d'anca

Il Registro dell'Implantologia Protesica Ortopedica dell'Emilia-Romagna:
outcome di 55.000 protesi d'anca

S. Stea, B. Bordini, M. De Clerico, F. Traina » S200

Sessione ME1 – Ingegneria tissutale

Matrici sintetiche per la rigenerazione dei tessuti

V. Guarino, A. Gloria, R. De Santis, L. Ambrosio, L. Nicolais » S209

Ingegneria tissutale: tecnica chirurgica

R. Buda, F. Vannini, B. Grigolo, A. Cenacchi, F. Di Caprio, S. Giannini » S215

Sessione ME2 – Ricostruzioni biologiche articolari parziali

Gli innesti osteocondrali multipli. Studio clinico e sperimentale

A. Delcogliano, C. Fabbriani, M. Cillo, S. Chiossi, A. Carraro, A. Menghi » S223

Trapianti osteocondrali massivi omologhi

S. Zaffagnini, E. Kon, D. Bruni, M. Delcogliano, G. Filardo, G.M. Marcheggiani Muccioli, M. Marcacci » S229

Trapianti meniscali omologhi

L. Pederzini, G. Coari, M. Tosi, M. Prandini, A. Tripodo, L. Milandri, F. Nicoletta, A. Burani » S233

Il legamento artificiale

G. Cerulli, A. Caraffa, R. Antenucci, P. Antinolfi » S238

Sessione ME3 – Ricostruzioni biologiche articolari totali

Trapianti articolari freschi

S. Giannini, R. Buda, F. Vannini, R. Bevonni, V. Digennaro, M. Mosca » S243

Esperienza con trapianti massivi congelati nelle ricostruzioni articolari <i>D. Donati, M. Colangeli, S. Colangeli, C. Di Bella, G. Bianchi, M. Mercuri»</i>	S250
---	------

Sessione ME4 – Generale

Fattori fisici di stimolazione ossea <i>R. Cadossi, G. Caruso, S. Setti, L. Massari.....</i>	» S255
New biotechnologies for the stimulation of bone repair <i>T.W. Axelrad, T.A. Einhorn</i>	» S262

Sessione ME5 – Fratture dell'anca

Le fratture dell'acetabolo <i>M. Oransky, M. Nannerini, F. Lamponi, M. Tortora</i>	» S267
Le fratture dell'anca: il versante femorale <i>F. Biggi, C. D'Antimo, S. Di Fabio, S. Trevisani.....</i>	» S276

Sessione ME6 – Fratture del ginocchio

Femore <i>M. Lisanti, E. Bonicoli, G. Cantini, A. Baluganti</i>	» S280
Fratture di tibia al ginocchio <i>A. Berizzi, M. Pavlidou, R. Aldegheri</i>	» S285

Sessione ME7 – Fratture del rachide

Lesioni traumatiche del rachide cervicale <i>S. Boriani, M. Palmisani, L. Amendola, L. Boriani, F. De Iure</i>	» S289
Le fratture dorsali <i>A. Faldini, G. Calvosa, M. D'Arcangelo</i>	» S297
Le fratture traumatiche del rachide lombare <i>P. Bartolozzi, D. Pasquetto, M. Marino, A. Costa</i>	» S301

Sessione ME8 – Fratture della caviglia

Le fratture della caviglia. Indicazioni al trattamento <i>A. Volpe, A. Postorino, D. Varotto</i>	» S306
Il trattamento chirurgico delle fratture della tibiotarsica <i>C. Faldini, G. Grandi, S. Pagkrati, V. Digennaro, M. Nanni, D. Leonetti, S. Giannini</i>	» S312

Sessione ME9 – Fratture della spalla

Le fratture dell'omero prossimale: indicazioni al trattamento

F. Odella, S. Odella, R. Leo » S317

Sessione ME10 – Fratture gomito e polso

Indicazioni al trattamento nelle fratture di gomito

C. Rovesta, M.C. Marongiu, A. Celli » S322

Il trattamento ed i risultati delle fratture di gomito

A. Celli, M.T. Donnini, A. Canali..... » S329

Attualità nel trattamento delle fratture articolari del radio distale

R. Adani, L. Tarallo, F. Stacca » S335

Sessione ME11 – Fratture età evolutiva

Le fratture articolari nell'età evolutiva

G. Riccardi, D. Riccardi, P. Monorchio, G. Porpora, V. Riccio » S339

Indice degli autori » S345

Usura

Wear

A. Giunti, N. Baldini, G. Pignatti

RIASSUNTO

Il fattore più importante nella patogenesi della mobilitazione protesica è la formazione di una quantità eccessiva di particelle da usura. Queste determinano una reazione infiammatoria cronica, l'attivazione degli osteoclasti e l'osteolisi periprotetica. Il tipo di materiale e le dimensioni delle particelle evocano reazioni biologiche diverse, maggiori nel caso del polietilene, assai inferiori nel caso della ceramica. Alla reazione infiammatoria da corpo estraneo spesso si aggiunge una sovrainfezione batterica che amplifica i fenomeni flogistici e accelera i meccanismi di osteolisi.

SUMMARY

Excessive wear debris is the most important factor contributing to the pathogenesis of failure of prosthetic implants. Wear particles activate an inflammatory reaction that often includes osteoclast activation and, in turn, osteolysis and implant mobilization. The type of material and the size of particles may induce a range of inflammatory reactions. These are generally more severe in the case of polyethylene, whereas ceramic debris is often very well tolerated. The inflammatory reaction induced by debris particles may be worsened by bacterial superinfection, that further amplifies the mechanisms of osteolysis.

La sostituzione protesica di un'articolazione, specialmente quella dell'anca e del ginocchio, rappresenta il più importante progresso nella cura delle gravi malattie articolari. Tuttavia, una parte di questi impianti si mobilita e, anche se una protesi mobilitata può essere quasi sempre sostituita, la chirurgia di revisione protesica è in genere più impegnativa di quella di un impianto primario e l'esito può risultare non altrettanto soddisfacente. Nella patogenesi della mobilitazione protesica possono avere un ruolo alcuni fattori legati al paziente. È evidente che un utilizzo improprio della neoarticolazione può aumentare l'usura delle componenti articolari e i micromovimenti all'interfaccia con l'osso; è dimostrato inoltre come la qualità dell'osso può condizionare la stabilità della protesi. La mobilitazione può essere legata anche ai limiti strutturali delle componenti protesiche e fra questi appaiono critici il disegno della protesi, la capacità strutturale del cemento, l'adeguatezza nel rivestimento nelle protesi non cementate e soprattutto l'usura delle

componenti protesiche. Alcune condizioni possono accelerare la formazione delle particelle di usura: un'incongruenza del rapporto inserto-coppetta acetabolare, un insufficiente spessore dell'inserto, inserti di polietilene rovinati o di scarsa qualità, un collo femorale o un rivestimento poroso danneggiato, la rottura di un cerchiaggio. In ogni caso, l'elemento più importante nella patogenesi della mobilitazione protesica resta la formazione di una quantità eccessiva di particelle da usura. Queste determinano una reazione infiammatoria, l'attivazione degli osteoclasti e l'osteolisi periprotetica.

Nell'esaminare i fattori che contribuiscono a determinare il fallimento degli impianti protesici occorre tenere conto del particolare contesto in cui materiali artificiali vengono a contatto e interagiscono con i sistemi biologici locali e sistemici dell'ospite.

La chirurgia ortopedica rappresenta un vasto campo di applicazione d'impianti costituiti da materiali naturali (osso autologo o omologo, cellule, tessuti) o artificiali (metalli, ceramiche, polimeri) realizzati per sostenere e sostituire segmenti malati o distrutti dell'osso e della cartilagine. Nel ripercorrere l'evoluzione dell'ortopedia e della traumatologia ortopedica si osserva fino dalle sue origini, nella seconda metà del XIX secolo, una costante associazione fra produzione industriale, studio sperimentale e applicazione clinica. Questo rapporto è tuttora intenso e attuale e gli studi in questo settore risultano di grande importanza assistenziale, scientifica ed economica.

Anche all'Istituto Ortopedico Rizzoli, fin dalla sua fondazione nel 1896, i materiali artificiali incominciano presto ad essere utilizzati per la cura delle fratture. Alessandro Codivilla mette a punto il principio basilare della trazione trans-calcaneare, basato sull'impiego di un filo metallico transosseo. Vittorio Putti sottolinea i vantaggi del trattamento chirurgico delle fratture e dedica particolare attenzione al problema delle fratture del collo del femore realizzando una vite a compressione come alternativa al trattamento incruento. In altri campi, Putti appare invece favorevole all'uso di materiali naturali. Per la sostituzione di larghi segmenti scheletrici, studia e impiega gli innesti ossei. Nell'artrosi applica l'artroplastica biologica con tessuto fibro-connettivale autologo, già ampiamente utilizzata nelle anchilosi di origine settica.

Nell'immediato dopoguerra, Francesco Delitala sviluppa invece in modo ampio e sistematico le potenzialità di impianti ortopedici realizzati con materiali artificiali¹. Delitala sperimenta le endoprotesi acriliche dei fratelli Judet e progetta autonomamente protesi per sostituire ossa intere e segmenti osteoarticolari, dedicando particolare attenzione ai casi di resezione per neoplasie ossee. Nel 1952 i suoi allievi Pais e De Lucchi pubblicano una serie di osservazioni sulla reazione alla vite di Putti, il primo lavoro di biocompatibilità svolto al Rizzoli². L'esperienza del Rizzoli procede per tutti gli

7^a Divisione di Ortopedia e Traumatologia Generale e Laboratorio di Fisiopatologia degli Impianti Ortopedici, Istituti Ortopedici Rizzoli, Università di Bologna

anni '60 su questa base esclusivamente clinica con Carlo Pais e Raffaele Zanolì.

A partire dai primi anni '70, sotto l'impulso di Mario Paltrinieri e Arturo Pizzoferrato, viene costituito al Rizzoli un gruppo di ricerca sui biomateriali, che si pone all'avanguardia in Europa, promuovendo, tra l'altro, la costituzione della *European Society of Biomaterials*, fondata a Bologna nel 1976. Il periodo è favorevole a questo settore di studi. Il crescente problema socio-sanitario dei pazienti con artrosi dell'anca, legato all'aumento della vita media, trova finalmente una soluzione soddisfacente nella protesi messa a punto in Gran Bretagna da John Charnley, in cui l'accoppiamento articolare metallo-polietilene ha una ridotta usura e la protesi è saldamente ancorata all'osso con una resina acrilica, il polimetil-metacrilato. Il cemento acrilico aderisce fortemente all'osso e alla protesi e compensa la diversa elasticità di queste strutture. Col tempo, tuttavia, fra osso e cemento si forma uno strato di tessuto fibroso (Fig. 1a), mentre la resina acrilica perde elasticità. I micromovimenti fra osso e protesi possono frammentare il cemento e la protesi si mobilizza (Fig. 1b).

Per superare i problemi dell'usura del polietilene e della frammentazione del cemento, al Rizzoli viene sviluppata un'idea originale di artroprotesi non cementata di ceramica, che si dimostra clinicamente valida, sia pure su una serie limitata³.

Intanto gli studi sulla reattività biologica agli impianti hanno un grande sviluppo al Rizzoli dopo la trasformazione in Istituto di Ricovero e Cura a Carattere Scientifico (1981). Sono gli anni in cui, in sede internazionale, vengono definiti i termini di biomateriale ("Any substance [other than a drug] or combination of substances, synthetic or natural in origin, which can be used for any period of time, as a whole or as a part of a system which treats, augments, or replaces any tissue, organ, or function of the body", NIH Consensus Conference, Bethesda, MD, 1982) e biocompatibilità ("The ability of a material to perform with an appropriate host response in a specific application", ESB Consensus Conference, Chester, UK, 1986). Nell'ambito delle protesi, si continua ad analizzare la tossicità dei materiali da impianto e a studiare il modo di migliorare l'interfaccia osso-protesi (Fig. 2)⁴.

Gli studi *in vitro* vengono completati dalla verifica su modelli sperimentali e quindi applicati clinicamente. Vengono ideate soluzioni innovative, come nel caso dell'allumina porosa⁵, fino a realizzare un modello tecnicamente all'avanguardia di protesi anatomica, originata da un'idea di Luigi Ranieri, che viene interamente rivestita di allumina⁶. Il continuo confronto fra ricerca sperimentale e verifica clinica guidato dallo spirito critico del metodo scientifico spinge a ricercare soluzioni ottimali. Come rivestimento, al posto dell'allumina^{7,8} si preferisce l'idrossiapatite⁹, capace di favorire in breve tempo l'adesione e la crescita degli osteoblasti; per l'ac-

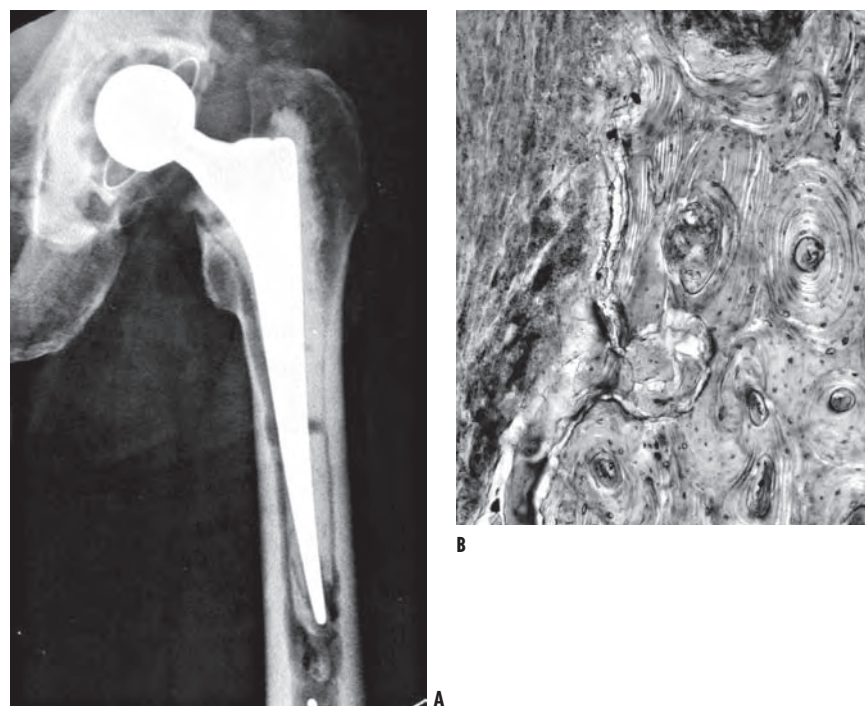


Fig. 1.

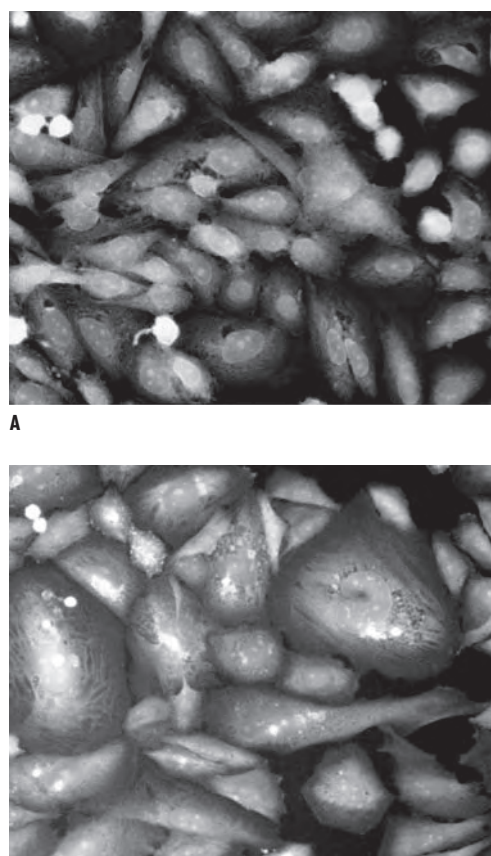


Fig. 2.

coppiamento articolare, al posto delle ceramiche di prima generazione si utilizzano materiali sempre più affidabili. Su queste basi si realizza un modello ormai definitivo di protesi d'anca che troverà soddisfacente applicazione su migliaia di casi clinici a partire dal 1994^{10 11}.

Contemporaneamente, altri studi sono svolti per ridurre il problema che, nelle protesi tradizionali (accoppiamento metallo-polietilene), rappresenta la principale causa di fallimento: l'usura delle componenti articolari. La reazione da corpo estraneo indotta dal rilascio di particelle di usura causa infatti il riassorbimento dell'osso attorno alla protesi (Fig. 3). Lo studio sistematico del tessuto di reazione consente, per ogni singolo caso, l'identificazione del materiale e del tipo di reazione cellulare (Fig. 4), con quadri diversi, come nel caso delle particelle di polietilene o dei detriti di metallo. Parte del materiale biologico viene utilizzato per l'allestimento di preparati istologici allo scopo di ottenere informazioni sulla reazione cellulare (granulociti, linfociti, monociti-macrofagi, cellule giganti) e sulla natura dei frammenti di usura (metallo, polietilene, ceramica, cemento acrilico). Le protesi espantate sono studiate al microscopio metallografico per la valutazione del grado di usura, fotografate e conservate. In tutti i casi si esegue un prelievo ematico per il dosaggio di fattori circolanti correlati con la mobilizzazione protesica. Per ogni caso viene predisposta una scheda di accettazione e una di refertazione. Di ogni paziente vengono raccolte informazioni sul quadro clinico, laboratoristico e radiografico, e sono identificati i materiali impiegati nella protesi espantata. Viene quindi realizzato un archivio digitale con codici di protezione, contenente tutte le informazioni cliniche e patologiche raccolte e le relative immagini (radiografie, scintigrafie, fotografia della protesi espantata, istologia rappresentativa).

I risultati di questo studio sistematico consentono di chiarire in modo esaustivo i meccanismi patogenetici della mobilizzazione biologica delle protesi articolari. In tutti i casi di mobilizzazione è possibile osservare detriti da usura e cellule infiammatorie^{12 13}. L'osteolisi periprotetica che causa mobilizzazione dell'impianto è generata dall'attivazione di cellule (macrofagi, cellule giganti da corpo estraneo, osteoclasti) capaci di indurre un riassorbimento osseo attraverso meccanismi paracrini mediati da fattori di crescita¹⁴⁻¹⁷, e meccanismi immunitari¹⁸⁻²⁰, ovvero esercitando un effetto inibitorio sulle cellule osteogenetiche^{21 22}. È possibile monitorizzare nei pazienti questi fenomeni attraverso il dosaggio di prodotti di degradazione del collagene osseo²³ o di fattori di crescita coinvolti nei fenomeni di riassorbimento osseo²⁴.

L'entità e il tipo della reazione flogistica possono variare secondo il materiale dell'impianto. Vengono infatti messe in evidenza alcune significative differenze fra i casi di fallimento di protesi con accoppiamento metallo-polietilene o ceramica-polietilene, più frequenti, e i casi di fallimento di protesi con accoppiamento

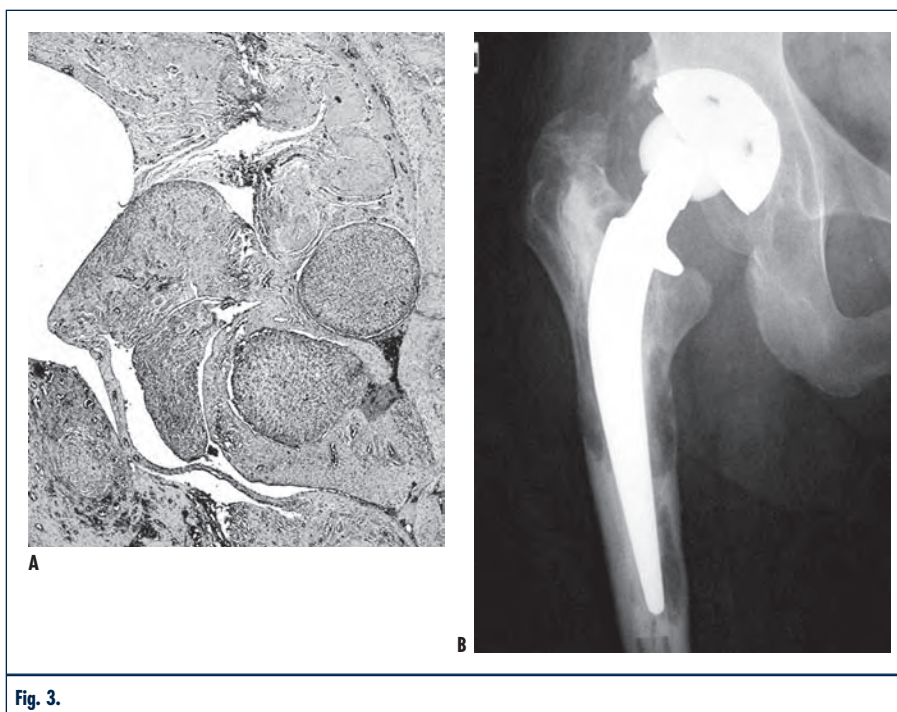
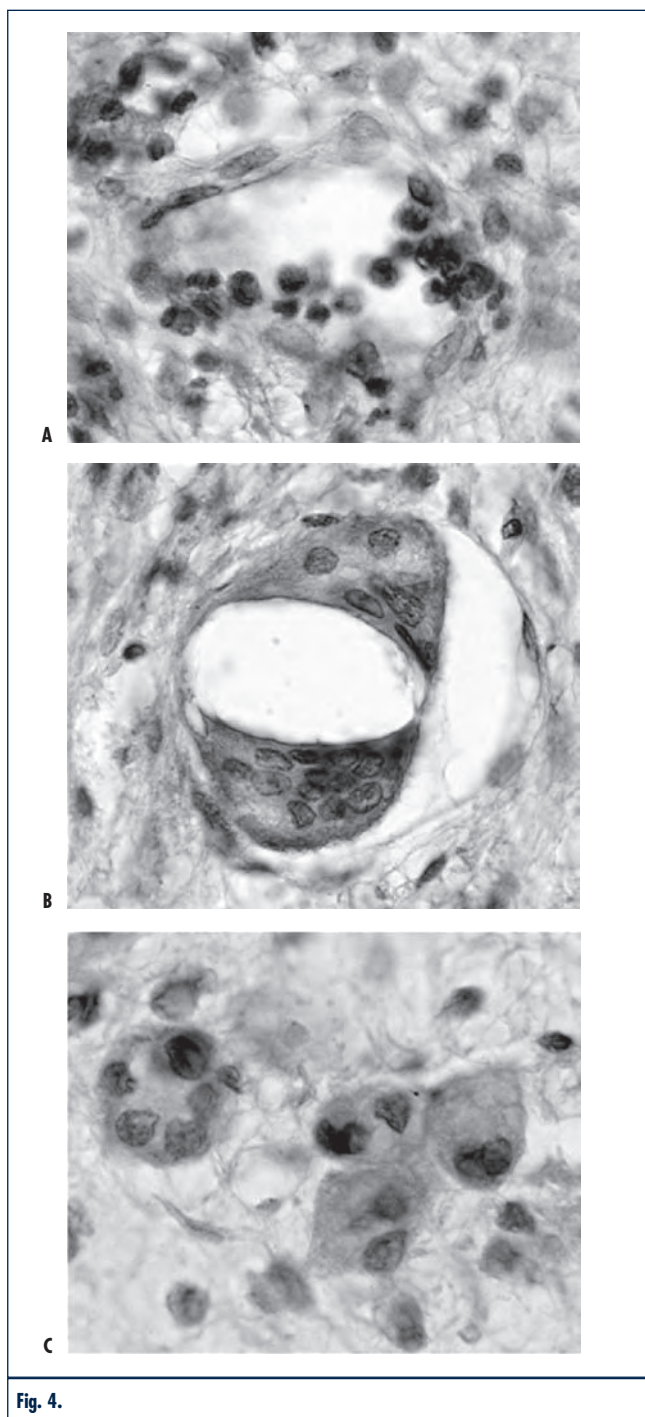


Fig. 3.

ceramica-ceramica, più rari. L'usura del polietilene genera infatti quantità notevoli di frammenti di varie dimensioni, che innescano un'intensa reazione infiammatoria da corpo estraneo con cellule giganti multinucleate, che si traduce in osteolisi periprotetica e significativa perdita di sostanza ossea. Nel caso di protesi con accoppiamento ceramica-ceramica, invece, anche in presenza di grandi quantità di detriti da usura, la reazione gigantomacrocitaria è un reperto eccezionale e prevalgono elementi mononucleati ripieni di particelle da usura con scarsi fenomeni infiammatori, modesta reazione fibrotica e scarsa o nulla osteolisi. Le osservazioni cliniche sono confermate da prove *in vitro* dopo estrazione di detriti da usura dal tessuto periprotetico e prove di citotossicità e funzionalità cellulare.

Ulteriori studi permettono di approfondire il ruolo di patogeni batterici nella patogenesi della mobilizzazione protesica. Associando l'analisi batteriologica (colturale e molecolare) a quella istologica si definisce la reale incidenza di mobilizzazione settica, maggiore del previsto, causata in molti casi da patogeni "lenti", arrivando a delineare un quadro complesso in cui concorrono sia i fenomeni infiammatori legati all'usura delle componenti protesiche sia i fattori biologici legati allo sviluppo di una sovrainfezione batterica. Infatti, mentre il quadro clinico di mobilizzazione settica franca da *Staphylococcus aureus* è chiaramente identificabile prima dell'intervento chirurgico sulla base del quadro clinico, laboratoristico e scintigrafico, la presenza di infezione subclinica da germi poco virulenti, come ad esempio lo *Staphylococcus epidermidis*, non è facilmente evidenziabile. In molti casi, questi batteri crescono sul terreno favorevole della reazione da corpo estraneo da detriti di usura e agiscono come concausa del fenomeno di osteolisi periprotetica²⁵.

Diverso è il comportamento delle ceramiche, che, come si è detto, producono scarsissimi frammenti di usura. I detriti di ceramica,



una volta fagocitati dagli elementi macrofagici, appaiono peraltro perfettamente tollerati, sia *in vivo* che in condizioni sperimentali, e danno luogo solo a una modestissima produzione di mediatori dell'infiammazione (Fig. 5). La soluzione ceramica-ceramica per le superfici articolari si conferma anche dal punto di vista biologico la più soddisfacente. L'accoppiamento metallo-metallo, che viene da taluni suggerito come possibile alternativa al classico accoppiamento metallo-polietilene, si associa invece a preoccupanti segni di potenziale tossicità sistemica da rilascio degli ioni metallici²⁶⁻²⁸.

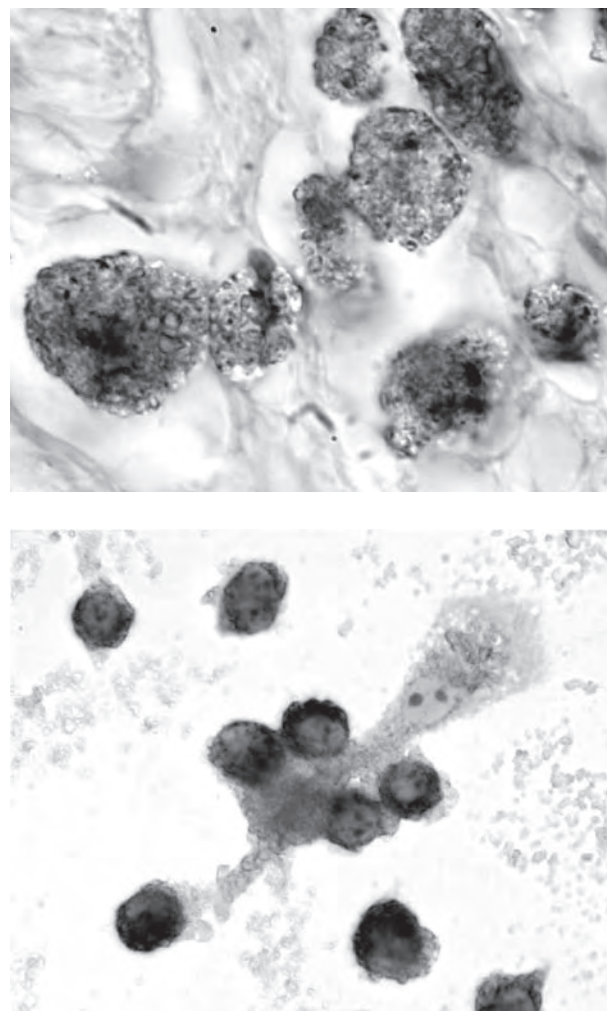


Fig. 5.

Le componenti di ceramica, però, sono soggette, anche se in casi rarissimi, a rottura. Come possibile alternativa si studiano pertanto leghe metalliche, capaci di formare in superficie uno strato di allumina, per la costruzione di componenti articolari per protesi d'anca²⁹⁻³⁰.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Delitala F. *Endoprotesi in sostituzione di parti interne del corpo umano*. Bologna: Cappelli Editore 1956.
- 2 Pais C, De Lucchi G. *Osservazioni istologiche sull'avvitamento del collo femorale*. La Chirurgia degli Organi di Movimento 1952;37:305-11.
- 3 Chiari K, Zweymüller K, Paltrinieri M, et al. *Eine keramische Hüfttotalendoprothese zur zementfreien Implantation. Vorläufige Mitteilung*. Arch Orthop Unfallchir 1977;89:305-13.
- 4 Granchi D, Ciapetti G, Savarino L, et al. *Assessment of metal extract toxicity on human lymphocytes cultured in vitro*. J Biomed Mater Res 1996;31:183-91.
- 5 Toni A, Cattaneo GL, Giunti A, et al. *Morphology and chemical stability of three-dimensional porous alumina (PORAL)*. In: Vincenzini P, ed. *High tech ceramics*. Amsterdam: Elsevier Science Publishers BV 1987: 169-74.

- ⁶ Toni A, Sudanese A, Ciaroni D, et al. *L'artroprotesi anatomica di ceramica d'anca (ANCA): esperienze preliminari con una nuova protesi non cementata*. La Chirurgia degli Organi di Movimento 1990;75:81-97.
- ⁷ Stea S, Savarino L, Toni A, et al. *Microradiographic and histochemical evaluation of mineralization inhibition at the bone-alumina interface*. Biomaterials 1992;13:664-7.
- ⁸ Toni A, Lewis CG, Sudanese A, et al. *Bone demineralization induced by cementless alumina-coated femoral stems*. J Arthroplasty 1994;9:435-44.
- ⁹ Toni A, Terzi S, Sudanese A, et al. *Idrossiapatite quale rivestimento di protesi metalliche: esperienza clinica preliminare*. La Chirurgia degli Organi di Movimento 1996;81:351-9.
- ¹⁰ Toni A, Sudanese A, Busanelli L, et al. *Cementless arthroplasty using alumina ceramics as a coating and bearing material*. In: Sedel L, Cabanela ME, eds. *Hip surgery*. London: Martin Dunitz 1998.
- ¹¹ Toni A, Paderni S, Sudanese A, et al. *Anatomic cementless total hip arthroplasty with ceramic bearings and modular necks: 3 to 5 year follow-up*. Hip International 2001;11:1-17.
- ¹² Pizzoferrato A, Ciapetti G, Savarino L, et al. *Results of histopathological grading on 100 cases of hip prosthesis failure*. Biomaterials 1988;9:314-8.
- ¹³ Pizzoferrato A. *Inflammatory response to metals and ceramics*. In: Barbucci R, ed. *Integrated biomaterials science*. New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers 2002.
- ¹⁴ Granchi D, Cenni E, Savarino L, et al. *Bone cement extracts modulate the osteoprotegerin/osteoprotegerin-ligand expression in MG63 osteoblast-like cells*. Biomaterials 2002;23:2359-65.
- ¹⁵ Granchi D, Amato I, Battistelli L, et al. *Molecular basis of osteoclastogenesis induced by osteoblasts exposed to wear particles*. Biomaterials 2005;26:2371-9.
- ¹⁶ Cenni E, Savarino L, Baldini N, et al. *Plasma levels of coagulation inhibitors, fibrinolytic markers and platelet-derived growth factor-AB in patients with failed hip prosthesis*. Acta Orthop 2003;74:559-64.
- ¹⁷ Cenni E, Savarino L, Antonioli D, et al. *Plasma levels of platelet-derived growth factor BB and transforming growth factor in patients with failed hip prostheses*. Acta Orthop 2005;76:61-6.
- ¹⁸ Granchi D, Ciapetti G, Savarino L, et al. *Effects of bone cement extracts on the cell-mediated immune response*. Biomaterials 2002;23:1033-41.
- ¹⁹ Granchi D, Savarino L, Ciapetti G, et al. *Immunological changes in patients with primary osteoarthritis of the hip after total joint replacement*. J Bone Joint Surg Br 2003;85B:758-64.
- ²⁰ Granchi D, Cenni E, Trisolino G, et al. *Sensitivity to implant materials in patients undergoing total hip replacement*. J Biomed Mater Res 2006;77B:257-64.
- ²¹ Ciapetti G, Granchi D, Savarino L, et al. *In vitro testing of the potential for orthopedic bone cements to cause apoptosis of osteoblast-like cells*. Biomaterials 2002;23:617-27.
- ²² Granchi D, Ciapetti G, Amato I, et al. *The influence of alumina and ultra-high molecular weight polyethylene on osteoblast-osteoclast cooperation*. Biomaterials 2004;25:4037-45.
- ²³ Savarino L, Granchi D, Cenni E, et al. *Systemic cross-linked N-terminal telopeptide and procollagen I C-terminal extension peptide as markers of bone turnover after total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br 2005;87B:571-6.
- ²⁴ Granchi D, Pellacani A, Spina M, et al. *Serum levels of osteoprotegerin and receptor activator of nuclear factor-kappaB ligand as markers of periprosthetic osteolysis*. J Bone Joint Surg 2006;88A:1501-9.
- ²⁵ Savarino L, Baldini N, Tarabusi C, et al. *Diagnosis of infection after total hip replacement*. J Biomed Mater Res 2004;70B:139-45.
- ²⁶ Savarino L, Granchi D, Ciapetti G, et al. *Ion release in patients with metal-on-metal hip bearings in total joint replacement: a comparison with metal-on-polyethylene bearings*. J Biomed Mater Res 2002;63:467-74.
- ²⁷ Savarino L, Granchi D, Ciapetti G, et al. *Ion release in stable hip arthroplasties using metal-on-metal articulating surfaces: a comparison between short- and medium-term results*. J Biomed Mater Res 2003;66:450-6.
- ²⁸ Savarino L, Greco M, Cenni E, et al. *Differences in ion release after ceramic-on-ceramic and metal-on-metal total hip replacement. Medium-term follow-up*. J Bone Joint Surg 2006;88B:472-6.
- ²⁹ Ciapetti G, González-Carrasco JL, Savarino L, et al. *Quantitative assessment of the response of osteoblast- and macrophage-like cells to particles of Ni-free Fe base alloys*. Biomaterials 2005;26:849-59.
- ³⁰ Gonzalez-Carrasco JL, Ciapetti G, Montealegre MA, et al. *Evaluation of mechanical properties and biological response of an alumina-forming Ni-free ferritic alloy*. Biomaterials 2005;26:3861-71.

La fissazione

Fixation

A. Moroni, C. Faldini, M. Cadossi, V. Digennaro, F. Vannini, S. Giannini

RIASSUNTO

Il nostro lavoro si propone di revisionare i più importanti concetti relativi alle diverse tecniche di fissazione delle protesi. Gli elementi alla base del successo dell'impianto protesico sono costituiti dal design, dalla modalità di fissazione, dalla tribologia articolare e dalla precisione chirurgica. Inoltre fattori quali necrosi ossea, tossicità del materiale impiantato, stabilità iniziale e tempo ed entità di carico al quale l'impianto viene sottoposto, influiscono in maniera determinante sulla qualità dell'interfaccia tra impianto e tessuto osseo e pertanto sulla qualità della fissazione. La nostra classificazione della fissazione degli impianti comprende protesi a fissazione cementata, a fissazione non cementata, a fissazione biologica, a fissazione ibrida e senza fissazione. La fissazione cementata si basa sull'utilizzazione del cemento acrilico ed è comunemente ritenuta come la più semplice, e meno costosa tecnica di fissazione. La fissazione non cementata offre il vantaggio di un minor tempo chirurgico, ma richiede una maggiore precisione ed è basata sull'osteointegrazione. La fissazione ibrida presenta componenti con fissazione differente fra loro. Non si basano invece, su una vera e propria fissazione, le protesi di poliuretano, che si adattano alle superfici articolari sulle quali vengono inserite. Gli elementi che dovrebbero sempre guidare la scelta della fissazione sono la specifica attitudine chirurgica e la conoscenza dei risultati della letteratura basati sull'evidenza scientifica.

Parole chiave: Protesi, fissazione

SUMMARY

The aim of our study is to review the most important concepts in the prosthesis technique fixation. The elements for a successful prosthesis implantation are due to the prosthesis design, the pattern of fixation, the articular tribology, and the surgical accuracy. Also other factors like osteonecrosis, toxicity of the implanted materials, the early stability and the time and the bearing of the implanted prosthesis, affect deeply the implant-bone surface and therefore the quality of fixation. The cemented fixation is based on the acrylic cement and is commonly considered the easier, the most effective and the less expensive fixation technique. The uncemented fixation allows a lower surgical time due to the implantation technique. This technique more difficult than the cemented fixation, is based

on the osteointegration. The hybrid fixation presents components each with different fixation techniques. On the contrary, the polyurethane prosthesis does not use a real fixation, but fits on the articular surfaces in which they are inserted. However the elements that should always lead to treatment choice are the specific surgical aptitude and knowledge of the literature results based on the scientific evidence.

Key words: Prosthesis, fixation

INTRODUZIONE

Gli elementi che sono alla base del successo di un impianto protesico sono costituiti dal design della protesi, dalla modalità di fissazione, dalla tribologia articolare e dalla precisione chirurgica. Questi elementi si influenzano reciprocamente sia in caso di successo clinico sia nell'evenienza di complicanze meccaniche quali la mobilizzazione dell'impianto protesico. In questo lavoro ci proponiamo di revisionare i più importanti concetti relativi alle diverse modalità della fissazione degli impianti protesici. Concetti questi che sono validi indipendentemente dal distretto anatomico sede del trattamento protesico. Prima di introdurre la nostra classificazione delle modalità di fissazione riteniamo opportuno ricordare alcuni dei principali fattori biologici che fanno seguito all'impianto protesico. Questi fattori che comprendono la necrosi ossea, la biocompatibilità del materiale di impianto, il grado di stabilità iniziale e il tempo ed entità di carico al quale l'impianto protesico viene sottoposto, influiscono in maniera determinante sulla qualità dell'interfaccia che si interpone fra la protesi ed il tessuto osseo e pertanto sul risultato clinico.

NECROSIS OSSEA

La necrosi ossea si verifica a seguito della preparazione chirurgica del distretto osseo ospite ed è favorita dall'aggressività dei sistemi meccanici preposti al taglio ed alla fresatura scheletrica risultando maggiore con brocche o frese molto taglienti. Ne consegue che gli strumentari chirurgici e le tecniche più conservative sono certamente da preferire, ai fini del contenimento della necrosi, alle tecniche più aggressive. Rhinelander et al.¹ hanno inoltre dimostrato che un importante effetto negativo della fresatura scheletrica è l'interruzione del circolo endostale. Questo fenomeno gioca un ruolo assai importante nel determinismo delle zone di necrosi che si riscontrano sempre intorno ad impianti protesici mobilizzati dopo breve tempo. Appare quindi evidente che se è certamente

impossibile evitare in termini assoluti la necrosi ossea questa può essere contenuta con opportune modifiche degli strumentari e della tecnica chirurgica.

BIOCOMPATIBILITÀ

Per biocompatibilità si intende l'insieme dei fenomeni che costituiscono la risposta fisiologica dell'organismo all'impianto del biomateriale. Biocompatibile è un biomateriale che non determina effetti tossici ed è integrato dall'organismo. La biocompatibilità dei materiali di impianto è generalmente studiata *in vivo* a seguito di impianto sia nei tessuti molli che scheletrici, in condizioni di assenza di carico e sotto carico. La biocompatibilità dei materiali metallici comunemente utilizzati nelle protesi articolari, differisce poco quando questa viene studiata nei tessuti molli. È stato altresì dimostrato come le leghe al titanio siano le più resistenti alla corrosione, seguite dalle leghe al cobalto ed infine dall'acciaio inossidabile². Quando questi materiali vengono impiantati nell'osso, gli impianti di titanio vengono circondati da una membrana fibrosa di spessore di gran lunga inferiore alle altre leghe. Si è discusso a lungo sulle reazioni di ipersensibilità ritardata agli ioni metallici, argomento questo che è tornato di grande attualità per la recente reintroduzione di protesi con articolazione metallo/metallo quali le protesi di rivestimento. È stato suggerito che una reazione di ipersensibilità agli ioni metallici possa causare gravi risposte infiammatorie caratterizzate da invasione linfocitica, occlusione vascolare, necrosi tissutale e conseguente mobilitazione della protesi. Comunque, nonostante sia dimostrato che l'incidenza di ipersensibilità ai metalli sia indubbiamente più elevata in pazienti con articolazione metallo/metallo che metallo/polietilene rimane da chiarire se questa determini realmente un qualsiasi effetto negativo sulla longevità dell'impianto protesico. Problemi simili si sono incontrati nel passato con il polimetilmetacrilato. La tossicità locale dovuta alla liberazione di monomero è stata a lungo enfatizzata dai detrattori del polimetilmetacrilato come una possibile causa di necrosi ma l'importanza clinica di tale effetto non è mai stata confermata. Vi è invece evidenza che il cemento acrilico non sia integrato nel tessuto osseo allo stesso livello di altri biomateriali quali ad esempio il titanio.

STABILITÀ INIZIALE

La stabilità iniziale dell'impianto protesico gioca un ruolo fondamentale, indipendentemente dal tipo di fissazione utilizzata ai fini della stabilità a lungo termine. Questo è vero anche per gli impianti cementati dove la qualità della fissazione primaria dipende in misura principale dalla tecnica chirurgica, ma è soprattutto negli impianti non cementati che la stabilità iniziale gioca un ruolo fondamentale. In diversi studi su viti da osteosintesi, impiantate nel tessuto osseo e poi estratte, è stato dimostrato come vi sia una correlazione fra la forza necessaria a svitare le viti e la forza che era stata applicata per inserirle. In uno studio su pazienti osteoporotici con fratture di polso, trattate con un fissatore esterno monoassiale e viti di acciaio inossidabile, abbiamo evidenziato come al

termine del trattamento le viti che presentavano la maggiore *torque* di estrazione corrispondevano a quelle che erano state impiantate con la più elevata *torque* di inserzione³. Questo dimostra come la stabilità iniziale dell'impianto protesico non cementato sia fondamentale ai fini della stabilità nel tempo. La stabilità iniziale è anche importante per le protesi con rivestimenti calcio-fosfatici ai fini del raggiungimento di un'ottimale osteointegrazione. Le protesi rivestite di materiali calcio-fosfatici sono in grado di osteointegrarsi in maniera migliore rispetto ad impianti analoghi non rivestiti in condizioni di relativa instabilità meccanica ma tale osteointegrazione risulta nettamente migliore se vi è stabilità iniziale⁴. Un elemento assai importante ai fini della stabilità iniziale è inoltre il disegno della componente protesica. Nella chirurgia protesica dell'anca ad esempio, impianti acetabolari emisferici a *press-fit* che si basano sulla differenza fra il diametro della fresa e quello della protesi, e steli a forma conica appaiono in grado di ottenere i migliori risultati in termini di stabilità meccanica.

CARICO

L'effetto del carico e le modalità di concessione dello stesso, sono elementi di grande rilievo sulla fissazione degli impianti protesici. Questo è dimostrato dal fatto che se si impiantano a livello muscolare biomateriali quali l'allumina, le leghe di cobalto ed il polietilene ad alto peso molecolare, non si evidenziano dal punto di vista istopatologico delle differenze significative in biocompatibilità, ma se gli stessi materiali vengono sottoposti a carico una più spessa membrana fibrosa si viene a formare intorno agli impianti in allumina. Studi *in vivo* dimostrano come non vi siano differenze relativamente alla qualità della membrana fibrosa che si forma intorno ad impianti in acciaio inossidabile, carbonio, PMMA e polietilene se questi non vengono sottoposti a carico⁵. I risultati differiscono però se gli stessi impianti vengono sottoposti a carico. Lo spessore della membrana fibrosa è maggiore negli impianti con insufficiente stabilità meccanica iniziale. Va comunque considerato che questa membrana fibrosa si forma inevitabilmente anche negli impianti con elevata stabilità meccanica iniziale a causa della comparsa di micromovimenti che sono prodotti dalle differenze del modulo di elasticità fra la maggioranza degli impianti ortopedici e l'osso. Fanno eccezione gli impianti con rivestimenti calcio fosfatici nei quali la formazione della membrana fibrosa è impedita dall'elevata capacità osteoconduttiva di questi ceramici. Se è assodato che un'instabilità iniziale dell'impianto ed un eccessivo carico iniziale sono indubbiamente elementi negativi, non dobbiamo però dimenticare come il carico svolga anche un'azione positiva ai fini della fissazione. È stato infatti dimostrato che se il carico è insufficiente il *bone ingrowth* non avviene in maniera corretta.

CLASSIFICAZIONE

La nostra classificazione della fissazione degli impianti protesici comprende protesi a fissazione cementata, a fissazione non cementata, a fissazione biologica, a fissazione ibrida ed infine senza fissazione.

FISSAZIONE CEMENTATA

La fissazione cementata si basa sull'utilizzazione del cemento acrilico ed è comunemente ritenuta come la più semplice, efficace e meno costosa tecnica di fissazione. Essenziale ai fini di una corretta cementazione è la possibilità di avere a disposizione un letto spongioso ben preservato e vascolarizzato. Questo può essere opportunamente incrementato praticando dei fori multipli a livello del versante osseo. Nell'impianto dei cotili cementati è opportuno praticare 10 fori del diametro di 3 mm. Una tecnica analoga è consigliabile per l'impianto delle componenti tibiali quando vi siano versanti particolarmente sclerotici, evenienza questa che è frequente sull'emipiatto mediale nei pazienti con ginocchia vare artrosiche. L'efficacia della cementazione a livello dell'osso spongioso è confermata dal successo a medio termine dell'artroplastica di rivestimento metallo/metallo, nella quale la componente femorale viene cementata sull'osso spongioso della testa del femore. Diversi studi hanno confermato l'importanza di una corretta tecnica di cementazione. È di particolare importanza impiantare il cemento al momento opportuno, sotto pressione, in un letto osseo il più possibile pulito da detriti biologici, evitando il contatto con il sangue che ne ridurrebbe inevitabilmente la resistenza meccanica.

La cementazione però non è esente da aspetti negativi e complicazioni. Un aspetto negativo consiste in un tempo chirurgico maggiore derivante dal tempo di preparazione del cemento e dal tempo che il cemento impiega a solidificare (tempo di polimerizzazione dell'ordine di 6-10 minuti). La letteratura, inoltre, riporta fenomeni negativi legati alle caratteristiche chimico-fisiche del PMMA: la reazione esotermica che segue la polimerizzazione del metilmetacrilato comporta una liberazione di calore traducibile in un aumento della temperatura fino a 70-90°C. Gli effetti biologici esercitati da questo incremento termico, abbondantemente al di sopra della temperatura di denaturazione delle proteine (57°C), possono includere fenomeni necrotici del tessuto peripotesico che sono anche favoriti dalla tossicità intrinseca del MMA, monomero di metacrilato. All'applicazione del cemento possono seguire anche embolizzazioni di aria, polimero, grasso e detriti ossei con lo sviluppo nel paziente di complicanze emodinamiche talora molto gravi. La sintomatologia più comunemente osservata consiste nella desaturazione periferica di ossigeno, ipocapnia, aritmia ed ipotensione arteriosa. Recentemente è stato dimostrato che l'impianto delle protesi cementate provoca un rilascio di istamina fino a 1 ng/ml, elemento che potrebbe essere responsabile di alterazioni cardiovascolari, dell'aumento della pressione polmonare media e delle resistenze polmonari, della conseguente diminuzione della PaO_2 fino in alcuni casi all'arresto cardiaco. Uno studio prospettico randomizzato condotto da Grossi et al. ha analizzato la comparsa di alterazioni emodinamiche gravi riconducibili all'inserzione di PMMA in una serie di 647 impianti cementati, registrando una mortalità del 1,08%. Questa è significativamente inferiore alla mortalità associata alle protesi non cementate che è nell'ordine dello 0,33%⁶.

Anche se la fissazione cementata è comunemente ritenuta come la forma di fissazione che garantisce la miglior stabilità meccanica

iniziale e rappresenta di conseguenza lo standard al quale tutti gli studi inerenti le altre forme di fissazione devono fare necessariamente riferimento, dal punto di vista istopatologico presenta diversi elementi potenzialmente pericolosi. Innanzitutto vi è una chiara evidenza scientifica di come il cemento sia sempre circondato da una più o meno spessa membrana fibrosa. Questa membrana è paucicellulare quando la protesi è stabile ma diventa pluricellulare con aspetto simil-sinoviale con numerosi elementi macrofagici quando la protesi è mobilizzata⁷. Harris e Ling hanno nel passato a lungo discusso sulle diverse modalità di fissazione cementata in rapporto alla tessitura superficiale dello stelo protesico. Anche se ancora oggi manca una definitiva risposta a molte delle domande sollevate nel passato, appare giustificato affermare che le protesi con superficie a specchio hanno una certa instabilità controllata nella membrana di cemento, potendosi progressivamente in essa affondare, senza per questo compromettere irreparabilmente il risultato clinico. Tale caratteristica è comunque influenzata dal disegno protesico che deve evitare angoli acuti e taglienti. Le protesi con superficie rugosa hanno invece la maggior stabilità iniziale nel mantello di cemento ma, quando si mobilizzano, gli effetti clinici negativi sono immediati e probabilmente più marcati, condizionando un più rapido ricorso alle revisioni.

Diversi ricercatori hanno studiato in maniera rigorosa l'interfaccia fra il cemento e la protesi, evidenziando la presenza di gap sia fra il cemento e la protesi, sia fra il cemento e l'osso⁸. Questi gap sono incrementati dal carico e sono probabilmente alla base di molte mobilizzazioni cliniche. Un altro elemento importante è la formazione di cricche e la presenza di bolle nel mantello di cemento peripotesico. Questi elementi che possono favorire nel tempo fenomeni di cedimento meccanico possono essere controllati mediante un'accurata miscelazione sotto vuoto.

Un elemento di discussione assai importante consiste nei vantaggi e svantaggi dell'uso di un antibiotico miscelato insieme al cemento. Anche se questo ha lo svantaggio di alterare la resistenza meccanica a lungo termine del cemento e potenzialmente di sviluppare ceppi batterici resistenti, il vantaggio di una riduzione dell'incidenza delle complicanze settiche appare più importante e tale pertanto da giustificare l'uso su vasta scala. Nella nostra pratica chirurgica usiamo sempre un cemento a bassa viscosità addizionato di antibiotico. Questo penetra assai efficacemente negli spazi intertrabecolari.

La fissazione cementata è oggi ritenuta da molti chirurghi come la tecnica ideale per i pazienti anziani osteoporotici al fine di ottenere una fissazione stabile ed una deambulazione con carico più precoce. Nel paziente osteoporotico però, le condizioni locali sono le peggiori per ottenere una buona qualità di fissazione cementata a causa della carenza di tessuto spongioso. In questi pazienti nelle zone metafisarie il tessuto spongioso è però assai spesso quasi assente compromettendo così la stabilità biomeccanica dell'impianto protesico. Inoltre vi è evidenza scientifica che la fissazione cementata sia associata ad un'aspettativa di longevità non ideale quando componenti protesiche quali cotili in polietilene o in ceramica e piatti tibiali in polietilene vengono con essa fissati, particolarmente nei pazienti più giovani.

FISSAZIONE NON CEMENTATA E FISSAZIONE BIOLOGICA

La fissazione non cementata, esente dai fenomeni negativi determinati dall'impiego del cemento acrilico, offre innanzitutto il vantaggio del minor tempo chirurgico⁹. Questa tecnica, che è più difficile della fissazione non cementata, è basata sul fenomeno dell'osteointegrazione, evento biologico favorito da particolari requisiti della superficie protesica che, consentendo la formazione di un ampio contatto osso-protesi, grazie alla crescita di tessuto osseo intorno all'impianto, stabilizza l'impianto protesico con un legame diretto capace di resistere a carichi fisiologici. Per fissazione biologica si intende una forma particolare di fissazione non cementata basata su impianti protesici rivestiti con materiali calcio fosfatici ad elevata capacità osteoconduttiva. Per osteoconduzione si intende la capacità di un materiale impiantato a livello scheletrico di formare un legame diretto con il tessuto osseo, capace di resistere ai carichi fisiologici. Questo concetto è assai diverso rispetto al concetto di osteoinduttività. Osteoinduttivo è infatti un materiale che è capace, anche a seguito di impianto nei tessuti molli, di produrre la formazione di tessuto osseo.

Gli elementi che condizionano la qualità della fissazione non cementata sono analoghi a quelli della fissazione cementata ma, in questo caso, si aggiungono dei nuovi fattori quali il tipo di materiale protesico (la capacità di osteointegrazione differisce nelle varie leghe metalliche essendo massima per le leghe di titanio e minima per l'acciaio inossidabile) ed il tipo di superficie. Diverse sono le forme di superfici protesiche come superfici lisce, rugose, fibrose e con macroporosità che sono state proposte per la fissazione non cementata. Studi hanno evidenziato come i risultati migliori si raggiungono con superfici che presentino ampie porosità che consentano l'ingresso dell'osso neoformato (fenomeno del *bone ingrowth*). È stato però anche dimostrato come la presenza di vaste aree protesiche a superficie porosa con conseguente crescita di osso all'interno delle porosità stessa si accompagni ad una più o meno grave atrofia del femore prossimale. Questo ha portato allo sviluppo di impianti non cementati con presenza di una zona porosa atta al *bone ingrowth* meno estesa, confinata alla sola parte prossimale dello stelo¹⁰. Questo fenomeno di atrofizzazione ossea è comunque un fenomeno assai complesso, multifattoriale e che trova fra le sue cause anche la rigidità delle componenti protesiche metalliche e la loro talora eccessiva massa. Esistono diversi studi clinici che hanno confermato questo fenomeno, i primi sono stati quelli di Brown e Ring che attribuirono queste reazioni di atrofizzazione alla rigidità protesica con conseguente trasferimento del carico distalmente alla protesi (*stress shielding*), effetto questo che viene incrementato dalla fissazione dell'osso alla protesi. Trattando lo *stress shielding* non ci si può esimere dal citare lo studio clinico di Bobyn e Engh che paragonando steli di diverse dimensioni dimostrarono come la massa dello stelo protesico sia essenziale ai fini di questo evento così sfavorevole.

Sebbene diversi autori ritengano che adottando la fissazione non cementata sia possibile ottenere un'adeguata stabilità dell'impianto a lungo termine, la ricerca nel campo dei biomateriali ha più recentemente proposto la fissazione biologica come valida alternativa alla fissazione non cementata. La fissazione biologica si basa sul rivestimento di impianti protesici metallici con un sottile strato

calcio-fosfatico. Esistono diversi materiali calcio-fosfatici che si possono utilizzare a questo fine. Fra questi l'idrossiapatite è quella che ha ottenuto il maggior sviluppo. Ai fini dell'osteconduttività è essenziale che l'idrossiapatite sia pura e di idonea cristallinità, questa non deve essere né troppo elevata, un'elevata cristallinità infatti corrisponderebbe ad una diminuita reattività *in vivo* dell'idrossiapatite, né troppo bassa, questo infatti determinerebbe una dissoluzione troppo rapida. Un fattore assai importante è anche lo spessore che idealmente deve essere tra 50 e 100 μm , uno spessore insufficiente può portare ad un eccessivo riassorbimento mentre uno spessore superiore a 200 μm può portare ad una rottura da fatica del rivestimento. Relativamente alle tecniche di rivestimento quella più accettata è il rivestimento con plasma spray ma non vanno trascurate le tecniche elettrochimiche ed addirittura di crescita spontanea su metalli immersi in opportune soluzioni. A differenza del plasma spray con queste tecniche innovative sarà possibile rivestire anche superfici anfrattuose e porose senza rischio di occludere pori o di non raggiungere con il rivestimento gli strati più profondi come oggi avverrebbe in questi casi usando il plasma spray.

Studi animali sotto carico hanno evidenziato come impianti rivestiti di idrossiapatite risultino meglio ancorati all'osso rispetto agli stessi impianti non rivestiti e come, a differenza delle protesi non rivestite, l'iniziale stabilità meccanica venga mantenuta nel tempo¹¹. Studi animali e clinici eseguiti con vari tipi di impianti a forma di vite in acciaio inossidabile, titanio e con rivestimenti di idrossiapatite hanno dimostrato in maniera consistente come sia nell'osso corticale che nell'osso spongioso gli impianti rivestiti di idrossiapatite siano più stabili a breve e medio termine. È interessante notare come dopo il terzo mese non vi sia comunque un significativo miglioramento nel tempo della stabilità di fissazione. I nostri studi comparativi hanno anche evidenziato come in tempi assai rapidi, a sole 4 settimane dall'impianto, si inizino ad osservare delle differenze biomeccaniche a vantaggio degli impianti rivestiti (Fig. 1). Gli impianti rivestiti pertanto riducono i tempi necessari per il raggiungimento di un'adeguata fissazione e questo è un risultato di grande rilievo clinico. In un nostro lavoro eseguito sottoponendo ad elevati carichi meccanici viti di acciaio, di titanio e con rivestimento di idrossiapatite abbiamo evidenziato una correlazione assai precisa fra i risultati biomeccanici e quelli istopatologici¹². La qualità del materiale utilizzato è risultato fondamentale ai fini dei risultati che, sia dal punto di vista biomeccanico che istopatologico, sono risultati migliori negli impianti rivestiti e peggiori negli impianti di acciaio inossidabile. In questo studio abbiamo anche selezionato delle aree negli impianti di titanio e negli impianti rivestiti di idrossiapatite nelle quali a 100 ingrandimenti a livello dell'interfaccia era stato evidenziato un apparente contatto diretto fra l'impianto e l'osso. Queste aree sono state ulteriormente ingrandite fino a 10000 ingrandimenti con raffinate tecniche BEI-SEM. Negli impianti di titanio è stato possibile evidenziare in tutti i casi a 10.000 ingrandimenti la presenza di un gap a livello dell'interfaccia mentre negli impianti rivestiti di idrossiapatite si è sempre confermata la presenza di un legame diretto fra l'osso e l'impianto. Questo risultato è di grande rilievo perché dimostra come una vera osteointegrazione si verifichi solo negli impianti rivestiti di idrossiapatite e come la stessa definizione di osteointegrazione sia in qualche modo carente e probabilmente da modificare dato che essa si basa al momento solo su

studi di microscopia ottica, che per il basso ingrandimento non sono certo in grado di caratterizzare opportunamente l'interfaccia. Oltre agli incoraggianti risultati biomeccanici degli studi sulle viti, un importante contributo alla chirurgia protesica con fissazione biologica è stato fornito da un altro studio sperimentale animale che valutava la fissazione a lungo termine di protesi con steli conici interamente rivestiti di idrossiapatite. Sei steli, impiantati in sei pecore, sono stati analizzati dopo dodici mesi. Si sono ottenute dodici sezioni relative a diverse aree nelle quali il contatto osso-impianto era differente (Fig. 2). Dalla sezione 1 a 5 il contatto era pieno, dalla sezione 6 alla 10 vi era uno spazio osso-impianto da 0 a 2 mm ed infine la sezione 11 e 12 erano caratterizzate da un contatto > 2 mm. L'analisi istologica delle sezioni ha messo in evidenza come l'osteointegrazione sia correlata al contatto iniziale. Se la distanza osso protesi è superiore a 2 mm non vi può essere osteointegrazione anche con protesi rivestite di idrossiapatite.

I rivestimenti di idrossiapatite sono in grado di ottenere validi risultati anche nell'osso osteoporotico nel quale ottenere una buona stabilità meccanica è una sfida per qualsiasi tipo di fissazione, inclusa la fissazione non cementata. Soballe per primo ha dimostrato che impianti rivestiti di idrossiapatite raggiungono una buona fissazione nell'osso osteoporotico in un modello animale. I nostri risultati clinici confermano questo studio ed evidenziano come l'idrossiapatite si osteointegri anche quando è impiantata nell'osso osteoporotico (Fig. 3). In uno studio clinico su fratture di polso in pazienti osteoporotiche trattate con fissatore esterno, abbiamo dimostrato come viti rivestite di idrossiapatite raggiungano una *torque* di estrazione significativamente superiore alla corrispondente *torque* di inserzione senza l'insorgenza di complicanze locali quali la mobilizzazione settica o asettica delle viti che sono frequenti in questi casi quando si usano le normali viti di acciaio inossidabile. In uno altro studio condotto su fratture pertrocanteriche in pazienti osteoporotiche l'utilizzazione di viti rivestite ha consentito una riduzione dell'incidenza di mobilizzazioni asettiche e conseguentemente di reinterventi rendendo inoltre possibile l'uso di una tecnica mininvasiva quale la fissazione esterna^{13 14}.

Risultati analoghi sono stati evidenziati in uno studio prospettico e randomizzato di pazienti osteoporotiche con fratture del collo del femore trattate con protesi cementate e protesi Furlong rivestite di idrossiapatite. L'età media dei pazienti è risultata essere di 75 ± 5 anni in entrambi i gruppi. Il tempo chirurgico è stato 77 ± 12 minuti per il gruppo A e di 72 ± 13 minuti per il gruppo B (ns).

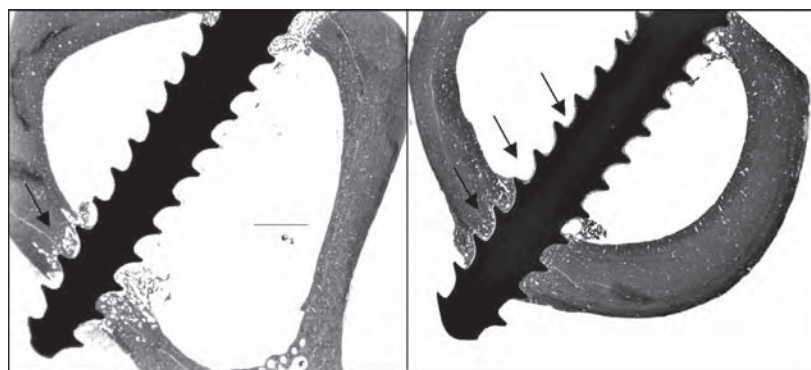


Fig. 1. Sezione istologica di 2 viti AO/ASIF. Vite standard non rivestita di idrossiapatite, come si vede dall'immagine la vite non si integra all'osso (a); vite rivestita di idrossiapatite. In questo caso è possibile vedere l'osteointegrazione della vite all'osso e la formazione di nuovo osso lungo tutto il filetto della vite (b).

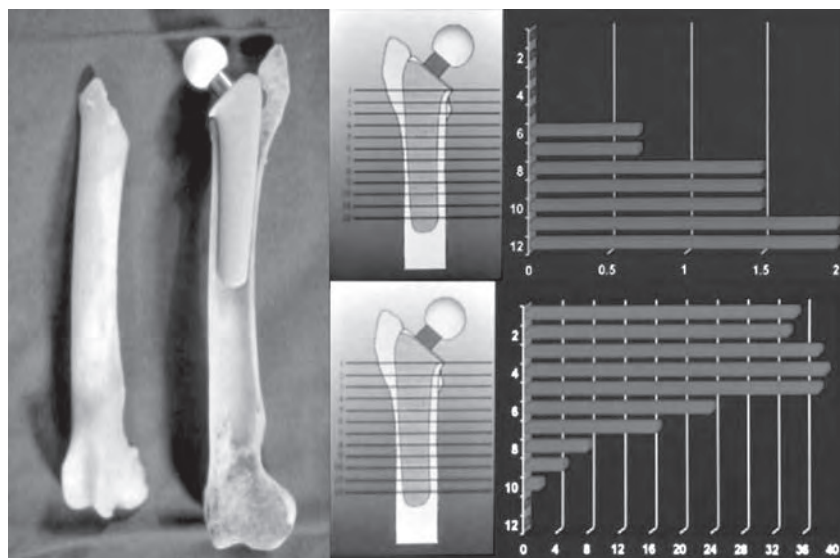


Fig. 2. Studio sperimentale animale. Sezione di femore di pecora sacrificata dodici mesi dopo l'impianto di protesi con stelo completamente rivestito di idrossiapatite (a); sono state eseguite dodici sezioni relative a diverse aree con differente contatto osso-impianto (b); l'analisi istologica delle sezioni ha evidenziato come l'osteointegrazione è legata al contatto iniziale (c).

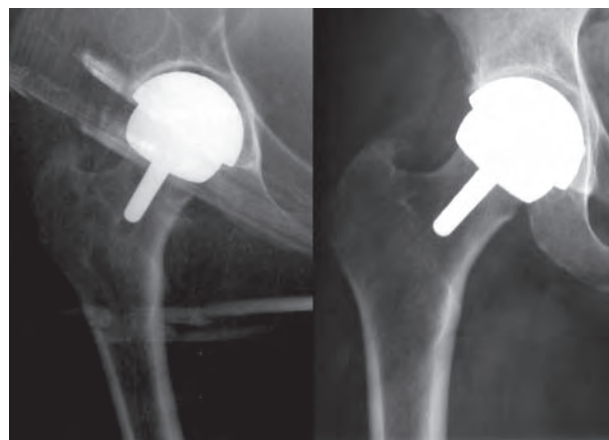


Fig. 3. Artroprotesi di rivestimento con componente acetabolare rivestita di idrossiapatite. Radiografia postoperatoria (a); radiografia eseguita sei mesi dopo l'intervento. È possibile osservare la neoformazione ossea tra la coppa metallica rivestita e l'osso della cavità acetabolare (b).

Il punteggio HHS è risultato essere 46 ± 36 nel gruppo A e 62 ± 33 nel gruppo B ($p < 0,05$), l'SF36 è stato 35 ± 32 nel gruppo A e 54 ± 32 nel gruppo B (ns). Il grado di soddisfazione al follow-up è risultato essere 5 ± 4 nel gruppo A e 7 ± 3 nel gruppo B (ns). La mortalità è stata del 33% nel gruppo A e del 15% nel gruppo B ($p < 0,05$). In ciascun gruppo si sono verificate due lussazioni, nel gruppo A un paziente è stato sottoposto a revisione con impianto Furlong. Mentre negli impianti cementati si è riscontrata in 16 pazienti la presenza di linee di radiolucenza, negli impianti rivestiti non si è rilevata nessuna linea di radiolucenza, non solo ma, sempre in questo gruppo, nella maggior parte dei casi dopo 6 mesi si è notata la formazione d'osso attorno alla porzione metafisaria dell'impianto rivestito di idrossiapatite. Le caratteristiche macroscopiche di questa neoformazione peri-implantare sono costituite da un addensamento di trabecole orientate perpendicolarmente alla superficie dell'impianto (Fig. 4).

La superiorità della fissazione biologica rispetto alla fissazione non cementata è confermata da numerosi studi clinici con analisi RSA che dimostrano come la fissazione sia di protesi d'anca che di protesi di ginocchio sia sempre migliore nelle protesi a fissazione biologica rispetto a quella non cementata classica. Da ricordare inoltre che altre ricerche sempre con indagini RSA evidenziano che la fissazione biologica consente risultati almeno analoghi quando non addirittura superiori rispetto alla fissazione cementata¹⁵.

È interessante osservare come nelle componenti acetabolare delle artroplastiche di rivestimento metallo/metallo venga utilizzata una superficie porosa rivestita di idrossiapatite. In questi casi talora il chirurgo impianta la protesi con un gap significativo. Situazioni di questo tipo rappresentano un importante esempio della capacità dell'idrossiapatite di attrarre il rimodellamento e la crescita di osso neoformato. Studi a lungo termine dimostrano infatti come queste zone di gap, se l'impianto protesico è meccanicamente stabile, siano sempre riempite da osso neoformato che aderisce alla superficie osteoconduttore.

FISSAZIONE IBRIDA

La fissazione ibrida è una forma particolare di fissazione nella quale la fissazione delle due componenti differisce fra loro. Nel passato nella chirurgia protesica dell'anca, ha avuto una certa popolarità la scelta di usare delle protesi acetabolari non cementate associate a steli cementati. È interessante osservare come la gran parte dei recenti impianti di rivestimento dell'anca con articolazione metallo/metallo usi questo particolare concetto di fissazione

NON FISSAZIONE

Il recente sviluppo delle scienze dei biomateriali ha portato allo sviluppo di una nuova tipologia di impianti che, a differenza degli impianti tradizionali, non si basano



Fig. 4. Protesi Furlong rivestita di idrossiapatite in una paziente di 87 anni con frattura basicervicale. Dopo 6 mesi si osserva l'osteointegrazione attorno alla porzione metafisaria dell'impianto rivestito di idrossiapatite (a); le caratteristiche macroscopiche di questa neoformazione peri-implantare sono costituite da un addensamento di trabecole orientate perpendicolarmente alla superficie dell'impianto (b).

su una vera e propria fissazione, proponendosi pertanto come impianti senza fissazione ma con stabilità meccanica e con minima usura articolare. Questo concetto si è sviluppato parallelamente all'introduzione del poliuretano (Fig. 5). Si tratta di un materiale deformabile che mima la cartilagine articolare e distribuisce in maniera fisiologica il carico all'osso subcondrale. Il poliuretano viene utilizzato per la costruzione di una componente acetabolare di sottilissimo spessore che al momento è stata utilizzata solo in pazienti con fratture del collo del femore, associandolo a teste metalliche di grande diametro. Il poliuretano ha nei confronti di queste teste metalliche una enorme resistenza all'usura ed ha il vantaggio di consentire un rapporto articolare assai simile a quello che si ottiene con le articolazioni metallo/metallo senza per altro incrementare il rilascio di ioni metallici nell'ambiente biologico. È così possibile avere il vantaggio di una maggiore stabilità articolare

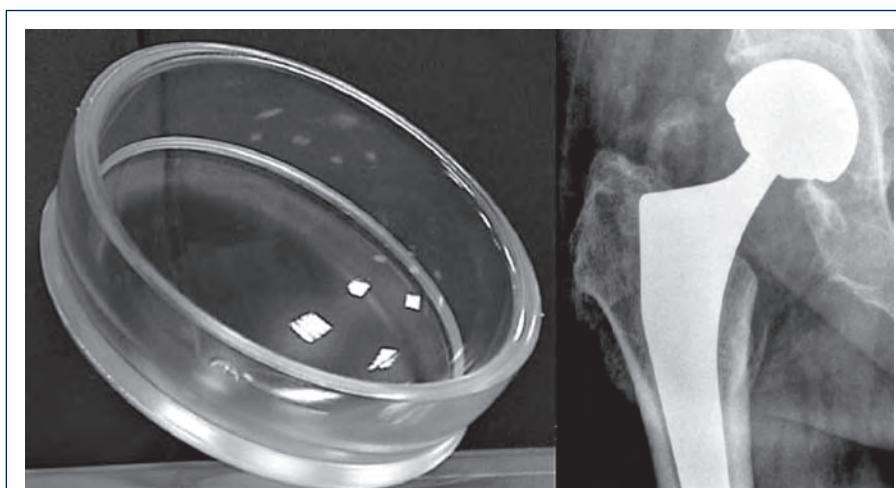


Fig. 5. Protesi in poliuretano (a); radiografia eseguita sei mesi dopo l'impianto della protesi (b).

ed una maggiore ampiezza di movimento grazie all'uso delle teste di grande diametro, senza gli svantaggi legati all'uso di un'articolazione metallo/metallo. Queste componenti protesiche in poliuretano sono rivoluzionarie relativamente alle modalità di fissazione dato che non si fissano all'osso ma vengono in esso stabilizzate dalla presenza di un solco prodotto al momento dell'impianto nel versante scheletrico che accoglie un corrispettivo soquadro esterno dell'impianto.

CONCLUSIONI

Circa 50 anni dopo l'introduzione delle sostituzioni protesiche articolari la fissazione all'osso delle componenti protesiche rimane un argomento di grande attualità. Le conoscenze al riguardo sono progressivamente aumentate nel corso degli anni ma i punti certi non sono ancora molti e purtroppo non vengono sempre considerati nella pratica chirurgica al momento della scelta della tipologia dell'impianto protesico.

Indipendentemente dal tipo di fissazione scelta vi sono dei fattori che giocano un grande ruolo sulla qualità dell'interfaccia osso protesica. Questi fattori comprendono la necrosi ossea, la biocompatibilità del materiale di impianto, il grado di stabilità iniziale ed il tempo ed entità di carico al quale l'impianto protesico viene sottoposto.

La nostra classificazione della fissazione degli impianti protesici distingue protesi a fissazione cementata, a fissazione non cementata, a fissazione biologica, a fissazione ibrida ed infine senza fissazione.

La fissazione cementata è la tecnica che ha consentito la nascita e lo sviluppo delle moderne sostituzioni articolari e rappresenta il *gold standard* con il quale ogni altro tipo di fissazione si deve confrontare. Essa rappresenta ancora il tipo di fissazione più diffusa ma non sempre il suo uso è corretto. La fissazione cementata ha bisogno di una tecnica rigorosa e di un sufficiente strato di osso spongioso e quando questo non è disponibile, come ad esempio in caso di grave osteoporosi, i risultati non sono brillanti.

L'uso della fissazione non cementata sta progressivamente aumentando a scapito della fissazione cementata. Diversi lavori dimostrano come la fissazione non cementata sia ormai la miglior scelta ai fini del risultato clinico in diverse situazioni, particolarmente nella chirurgia protesica dell'anca.

Quando il chirurgo sceglie la fissazione non cementata la scelta dovrebbe orientarsi sulla fissazione biologica che si ottiene con impianti rivestiti con calcio fosfatici. Vi è infatti consistente evidenza scientifica che dimostra che la fissazione biologica, grazie alla capacità osteoconduttiva del rivestimento, fornisce risultati assai superiori a quella non cementata standard, inclusi i pazienti con osso osteoporotico.

Il recente sviluppo della scienza dei biomateriali sta portando alla luce nuovi materiali e nuovi concetti chirurgici, come nel caso del poliuretano. Il futuro dirà se questo materiale renderà obsoleto il concetto stesso di fissazione degli impianti protesici all'osso ospite. Nell'attesa di risultati esaustivi enfatizziamo come gli elementi più importanti per la scelta dovrebbero soprattutto includere le personali attitudini del chirurgo e la sua conoscenza dei risultati della letteratura basati sull'evidenza scientifica.

BIBLIOGRAFIA

- Rhineland FW, Nelson CL, Stewart RD, et al. *Experimental reaming of the proximal femur and acrylic cement implantation*. Clin Orthop 1979;141:74-89.
- Williams DF. *Effects of the environment on materials*. Biomed Eng 1971;6:106-13.
- Moroni A, Faldini C, Marchetti S, et al. *Improvement of the bone-pin interface strength in osteoporotic bone with use of hydroxyapatite-coated tapered external-fixation pins*. J Bone Joint Surg Am 2001;83:717-21.
- Søballe K. *Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation. Mechanical and histological studies in dogs*. Acta Orthop Scand Suppl 1993;255:1-58.
- Howie DW. *The osseous response to injury and implant fixation*. In: Fitzgerald RH Jr, ed. *Non cemented hip arthroplasty*. New York: Raven Press 1988: 1-6.
- Grossi F. *Le complicanze della cementazione: effetti emodinamici del metilmetacrilato*. GIOT 1996;22(Suppl.1):146-50.
- Jasty MJ, Floyd WE, Schiller AL, et al. *Localized osteolysis in stable, non-septic total hip replacement*. J Bone Joint Surg Am 1986;68:912-9.
- Lewis JL. *The mechanical state of the bone-implant interface*. In: Fitzgerald RH Jr, ed. *Non cemented hip arthroplasty*. New York: Raven Press 1988: 23-30.
- Maloney WJ, Harris WH. *Comparison of a hybrid with an uncemented total hip replacement. A retrospective matched-pair study*. J Bone Joint Surg Am 1990;72:1349-52.
- Bobyn JD, Engh CA. *Bone ingrowth and remodelling in canine and human porous-coated hip replacement*. In: Fitzgerald RH Jr, ed. *Non cemented hip arthroplasty*. New York: Raven Press 1988: 49-67.
- Moroni A, Faldini C, Pegreff F, et al. *Fixation strength of tapered versus bicylindrical hydroxyapatite-coated external fixation pins: An animal study*. J Biomed Mater Res 2002;63:61-4.
- Moroni A, Toksvig-Larsen S, Maltarello MC, et al. *A comparison of hydroxyapatite-coated, titanium-coated, and uncoated tapered external fixation pins: An in vivo study in sheep*. J Bone Joint Surg Am 1998;80:547-54.
- Moroni A, Faldini C, Pegreff F, et al. *Osteoporotic pertrochanteric fractures can be successfully treated with external fixation*. J Bone Joint Surg Am 2005;87:42-51.
- Moroni A, Faldini C, Pegreff F, et al. *HA-coated screws decrease the incidence of fixation failure in osteoporotic trochanteric fractures*. Clin Orthop Relat Res 2004;(425):87-92.
- Donnelly WJ, Kobayashi A, Freeman MAR, et al. *Radiological and survival comparison of four methods of fixation of a proximal femoral stem*. J Bone Joint Surg Br 1997;79B:351-60.

Protesi articolari infette: aspetti diagnostici

Prosthesis infections: diagnostic aspects

F. Ghisellini¹, R. Ceffa¹, S. Borrè², G. Mordente¹

RIASSUNTO

Il trattamento delle infezioni di protesi articolari è ben conosciuto e descritto in letteratura. La recidiva di infezione è probabilmente la complicanza più grave; per questo motivo presentiamo le procedure diagnostiche e le conseguenti opzioni terapeutiche che possono condurre ad una guarigione definitiva.

Per la diagnosi di infezione di protesi: studio scintigrafico e relativo protocollo. Per l'identificazione dei patogeni: artrocentesi e studio microbiologico (e conseguente terapia antibiotica). Per la miscela ideale nel blocco spaziatore: test di batteriocidia su campioni di cemento antibiotato. Per la diagnosi di sterilizzazione articolare prima del reimpianto: andamento della PCR, scintigrafia su blocco spaziatore ed esame istologico intraoperatorio.

Si sottolinea l'importanza della collaborazione ed esperienza specifica delle figure professionali coinvolte: infettivologi, microbiologi, medici nucleari, istologi, chirurghi ortopedici.

Parole chiave: protesi infette, blocco spaziatore, scintigrafia, indagine microbiologica, test di batteriocidia, esame istologico intraoperatorio

SUMMARY

The treatment of infected prosthesis is well known and described in literature. The recurrence of infection is probably the worst complication; so we discuss the diagnostic procedures and the therapeutic options which may obtain a real final recovery.

Concerning the diagnosis of implant infection: scintigraphic evaluation and its staging. Concerning bacterial identification: joint aspiration and microbiological study (and consequent systemic antibiotic therapy). Concerning the ideal antibiotic mixture in spacer block: bactericidal efficacy of different samples of antibiotic loaded acrylic cement. Concerning the diagnosis of joint sterilization before reimplantation: serum C-Reactive protein values, scintigraphic studies on spacer block and intraoperative frozen sections. We emphasize the importance of the collaboration and the specific expertise of all the professional figures involved: infectious disease

specialists, microbiologists, nuclear physicians, histologists and orthopaedic surgeons.

Key words: prosthesis infections, spacer block, scintigraphy, microbiological study, bactericidal efficacy, intraoperative frozen sections

INTRODUZIONE

Il progressivo aumento di impianti protesici (oltre 141.000 protesi articolari impiantate in Italia nel 2006, sec. dati Assobiomedica) e la persistenza di percentuali variabili di infezione degli impianti stessi (0,4-12%; media 2,5%¹), fa sì che la cura di tali patologie rimanga di drammatica attualità.

In attesa di possibili futuri trattamenti farmacologici innovativi (nanotecnologie, terapie genetiche) sono ormai diffuse e ben descritte procedure chirurgiche che mirano sia alla completa guarigione dell'evento settico che al reimpianto protesico: tutto ciò in unico tempo chirurgico o in due tempi, in questo caso con utilizzo di spaziatori di cemento antibiotato o meno e di tipo diverso (semplici, articolati, preconfezionati, ecc).

L'esperienza presso l'Ospedale Maggiore di Novara (iniziata nel 1988² e maturata con il trattamento chirurgico di oltre 100 casi di protesi di anca e ginocchio infette con percentuali di successo superiori al 95% e di oltre 400 casi per quanto riguarda diagnosi eziologica e terapia antibiotica, provenienti da tutta Italia) ci consente di puntualizzare quali sono le principali complicanze (Tab. I) della tecnica con blocco spaziatore.

Mentre i problemi di tipo "meccanico" sono generalmente ben dominabili e tali da non compromettere in modo sostanziale il risultato finale, la principale e più drammatica complicanza è, a nostro giudizio, la mancata eradicazione del processo settico, con persistenza o recidiva di infezione. Tale complicanza accomuna tutte le diverse metodiche ed è sostanzialmente legata alla meticolosità e completezza della pulizia chirurgica, ma anche a imprevedibili problematiche diagnostiche e terapeutiche di carattere infettivologico.

Per tale ragione verranno di seguito puntualizzate le procedure e gli aspetti diagnostici con i quali è necessario confrontarsi nel lungo iter di questi trattamenti; riteniamo infatti che la correttezza di tali momenti diagnostici sia presupposto indispensabile nel guidare le successive scelte terapeutiche e nell'aumentare le probabilità di successo finale.

¹ S.C. Ortopedia e Traumatologia; ² S.C. Prevenzione e Trattamento delle Infezioni Nosocomiali, Azienda Ospedaliera "Maggiore della Carità", Novara

Indirizzo per la corrispondenza:
Dr. Remo Ceffa (remo.ceffa@gmail.com)

PROCEDURE DIAGNOSTICHE

Esami ematochimici

I valori della VES, i livelli di PCR e delle α_2 globuline sono fra gli esami di laboratorio più utilizzati nella diagnosi di infezione dopo intervento di protesizzazione.

Una VES elevata è indice indiretto di presenza di proteine della fase acuta, che vengono prodotte dall'organismo in numerose situazioni, quindi la specificità di tale dato resta bassa, pur avendo una elevata sensibilità; generalmente valori maggiori di 30-35 mm sono considerati indicativi di infezione fino a prova contraria; da notare che essa rimane elevata per diversi mesi (fino a 6) anche dopo un intervento chirurgico non complicato da infezione.

Le α_2 globuline vengono separate mediante elettroforesi dalle proteine totali plasmatiche, delle quali sono circa il 7-10%; il loro valore normale è di 0,4-0,8 g/dl, ma aumenta sensibilmente in caso di infezioni acute batteriche, traumi, interventi chirurgici, malattie con necrosi tissutale, sindrome nefrosica, epatopatie croniche: sono quindi *markers* sensibili anche se aspecifici in caso di processo settico.

La PCR è un marcatore della fase acuta prodotto dal fegato e in condizioni normali è presente solo in tracce; i livelli di PCR aumentano in maniera non specifica in corso di disordini di tipo infiammatorio, infettivo, neoplastico e arrivano ai valori massimi 48 ore dopo l'evento scatenante, che può essere anche un intervento chirurgico privo di complicanze.

Il dosaggio della PCR sembra rispondere più prontamente alle variazioni dello stato infiammatorio (normalizzazione in 3-4 settimane dall'impianto, contro i 6 mesi della VES); ne viene quindi consigliato l'uso per monitorare lo sviluppo di complicanze settiche o della risposta alle terapie. Niskanen et al.³ da un esame di 422 primi impianti protesici di anca e di ginocchio hanno rilevato i massimi valori di PCR al secondo e terzo giorno post-operatorio, seguiti da un rapido decremento; non sono state notate influenze dovute a età, sesso, uso di antibiotici, sanguinamento intra- e post-operatorio, emotrasfusioni, uso o meno del cemento; un ematoma importante ritarda il decremento. In caso di complicanze i valori restano alti o subiscono rialzi alla prima o seconda settimana, dopo l'iniziale decremento.

Indagini scintigrafiche

La scintigrafia ha un ruolo importante nella diagnosi delle infezioni⁴, limitato solo dal suo costo, dal tempo necessario per acquisire le immagini e dalla sua sensibilità e specificità non sempre costanti. Fornisce informazioni più precoci rispetto all'indagine radiografica e rileva le modificazioni biologiche che avvengono intorno all'impianto.

In medicina nucleare esistono diverse metodiche per rilevare i processi infettivi; nel protocollo da noi utilizzato (presentato successivamente) ricorriamo alle seguenti tecniche:

– Scintigrafia ossea trifasica (metildifosfonati marcati con

Tab. 1. Principali complicanze della tecnica con blocco spaziatore.

Complicanze meccaniche

Usura del cotile, per errato dimensionamento del blocco di anca o sua troppo prolungata permanenza

Lussazione del blocco di anca, per insufficiente varismo del collo del blocco stesso

Deiscenza della ferita chirurgica o lesioni dell'apparato estensore di ginocchio, per insufficiente immobilizzazione con blocco in sede

Rottura del blocco in sede o alla rimozione, per insufficiente "armatura" dello stesso

Fratture intra-operatorie al reimpianto per debolezza ossea e/o alterata viscosità della miscela cemento-antibiotico

Complicanze infettivologiche

Mancata o errata identificazione batterica

Errata terapia antibiotica sistemica

Inadeguatezza dell'antibiotico miscelato al cemento

Reimpianto su ambiente articolare non sterilizzato

Nuova contaminazione al reimpianto

Tecnezio 99m): è una metodica di basso costo, di facile esecuzione, altamente sensibile, ma scarsamente specifica per i processi infettivi. Può dare risultati falsamente positivi in caso di fratture, tumori, ossificazione eterotopica, disordini infiammatori; rimane a lungo positiva dopo intervento di protesizzazione anche non complicato, quindi se ne consiglia l'uso non prima dei sei mesi dall'impianto. In caso di negatività garantisce l'assenza di stato settico. Ha scarso significato in caso di diffusa ipercaptazione periprotetica, per contro sono più indicativi di stato settico focolai isolati, specialmente se asimmetrici.

- Scintigrafia con granulociti marcati (con Tecnezio 99m): i leucociti, dopo la marcatura e la reiniezione, migrano verso il focolaio con cinetica progressiva determinando un accumulo ben visibile alle 24 ore. Ha alta sensibilità per sede, estensione e vie di diffusione dei focolai di infezione cronica. È possibile una riduzione di sensibilità per focolaio infetto in corso di terapia antibiotica. L'evenienza di falsi positivi (anomalo *uptake* focale nelle fasi tardive) è legata alla possibile presenza di isole di midollo osseo attivo dislocate durante il precedente intervento chirurgico, è quindi utile abbinare uno studio scintigrafico che evidenzi il pool midollare.
- Scintigrafia con nanocolloidi marcati (con Tecnezio 99m): si esegue il confronto della captazione rispetto alla scintigrafia con granulociti marcati, alla ricerca di un pattern congruente con *colloid uptake* positivo per isole di midollo osseo attivo (falso positivo con granulociti = assenza di stato settico); in caso di discordanza (granulociti positivi + nanocolloidi negativi) si conferma la presenza di processo settico in corso.

Prelievi di liquidi articolari e studio microbiologico

La raccolta, l'identificazione e lo studio dei patogeni responsabili dell'infezione protesica, costituiscono un momento fondamentale e imprescindibile nell'ambito delle procedure diagnostiche. È dalla correttezza di questo studio che può derivare il successo dell'intero procedimento terapeutico medico e chirurgico; è altrettanto vero

che molti casi di fallimento delle cure di casi di infezione di protesi articolare derivano dall'insuccesso o dall'omissione dello studio microbiologico.

La raccolta di materiale biologico da inviare al laboratorio di microbiologia va sempre finalizzata all'identificazione sia dei germi aerobi che di quelli anaerobi; inoltre possibilmente vanno utilizzati brodi resinati, soprattutto se sono già in corso terapie antibiotiche.

In presenza di fistole o ferite secernenti, la raccolta di materiale sieroso o siero-purulento (dopo disinfezione cutanea e prelievo) è immediata, ma spesso fuorviante; è quindi comunque consigliata la ricerca e aspirazione di liquidi biologici mediante artrocentesi. Tale procedura è anche da eseguire in assenza di fistole o ferite secernenti, ma con la diagnosi clinica, laboratoristica e scintigrafica di infezione di una protesi articolare.

Solitamente non difficile la procedura al ginocchio ⁵:

- disinfezione locale con soluzione iodata;
- tecnica sterile;
- eventuale anestesia locale limitata a cute e sottocute;
- ago da 18G con siringa da 5 o 10 ml.

Potenzialmente più problematica la tecnica di aspirazione all'anca ⁶:

- tecnica sterile con preparazione della cute, isolamento con teli e foglio di plastica sterile adesiva;
- anestesia locale superficiale, evitando l'introduzione in articolazione per la possibilità di una certa azione antimicrobica dell'anestetico;
- identificazione, sotto controllo ampliscopico, di un punto anteriore al collo della protesi;
- inserimento di ago da spinale da 18G (su siringa da 10 ml) perpendicolarmente alla cute o un po' inclinato se in tale sede si palpa la presenza dell'arteria femorale; penetrazione fino alla sensazione di contatto contro una resistenza metallica;
- aspirazione; se nessun liquido fuoriesce riposizionamento dell'ago (senza estrarlo dalla cute) inferiormente e medialmente al collo della protesi.

In entrambi i casi:

- in caso di mancata fuoriuscita di liquido (*dry tap*) iniezione in articolazione di 10 ml di soluzione fisiologica sterile e aspirazione con nuova siringa (spesso si riaspirano solo 2-3 ml del liquido iniettato);
- cambio dell'ago e introduzione del liquido aspirato in brodi di coltura per aerobi e anaerobi;
- invio al laboratorio più tempestivo possibile.

Va ricordata la possibilità di falsi positivi: l'artrocentesi, quindi, non andrebbe eseguita per porre diagnosi, ma a diagnosi già posta, per identificare il germe responsabile.

Sono possibili poi risultati falsamente negativi; ciò per ragioni diverse:

- difficoltà tecniche legate all'effettiva introduzione dell'ago in articolazione, soprattutto all'anca: è perciò consigliata in tali casi l'esecuzione dell'artrocentesi sotto controllo radiografico;
- scarsità di liquidi biologici presenti in articolazione: se nulla esce dall'ago posto correttamente in articolazione, viene consigliata l'introduzione di 10 ml di soluzione fisiologica sterile, con immediata sua riaspirazione;
- area settica strettamente sequestrata all'interfaccia osso-protesi,

cioè non in collegamento con la cavità articolare: il riscontro sarà solo intra-operatorio;

- terapie antibiotiche in corso: per tale evenienza è utile l'uso di brodi di coltura resinati, in grado di legare e inattivare le molecole di antibiotico; in casi particolari può anche essere decisa la sospensione della terapia antibiotica per circa 10 giorni, lasciando che il processo settico riprenda virulenza e produzione di liquidi siero-purulenti.

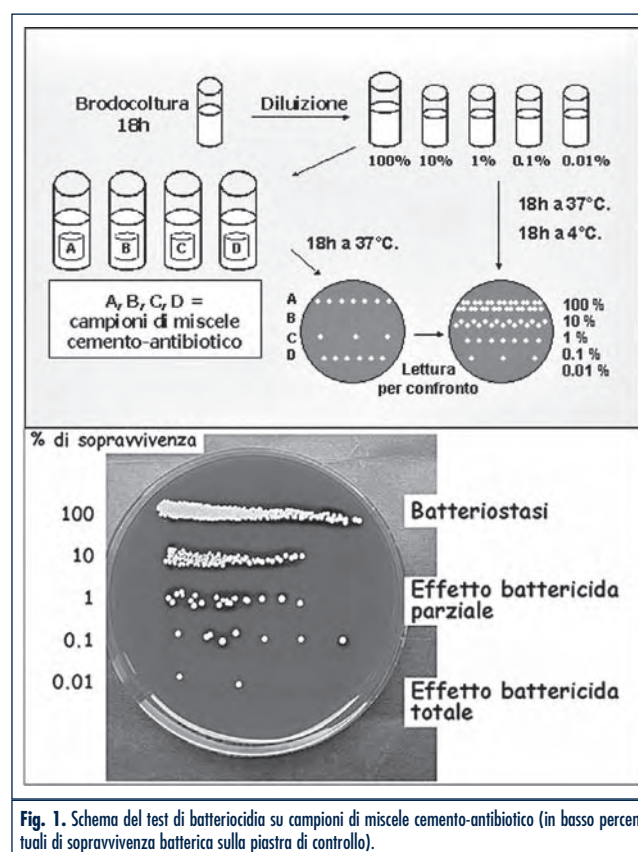
Il liquido aspirato viene inviato ad esame colturale mediante semina con tecnica sterile in brodo per ae/anaerobi e su eventuali terreni selettivi.

Sugli stessi liquidi aspirati va inoltre eseguita la conta leucocitaria e il dosaggio del glucosio; si effettua anche un esame microscopico dopo striscio su vetrino e colorazione di Gram e di Ziehl-Neelsen. In caso di sempre auspicabile buona collaborazione con il Laboratorio di Microbiologia, è opportuna la conservazione del ceppo patogeno dopo l'isolamento e l'identificazione; ciò per eventuali successive prove di batteriocidia, sia del siero in corso di terapia antibiotica, sia delle miscele di cemento-antibiotico (vedi oltre).

Test di batteriocidia su campioni di miscela cemento-antibiotico

Il test di batteriocidia sul siero, secondo la metodica indicata da Duval e Soussy ⁷, è utilizzato per la verifica dell'efficacia degli antibiotici o loro associazioni. Presso il Laboratorio di Microbiologia del nostro ospedale tale metodica è stata adattata allo studio dell'efficacia battericida delle miscele di cemento con antibiotico.

Questa la metodica in dettaglio (Fig. 1):



- preparazione della miscela (possibile solo con antibiotici in polvere) con mescola accurata (circa due minuti);
- realizzazione, con tecnica sterile, di cilindretti di cemento con antibiotico (uguali tra loro grazie a un calco in gomma);
- preparazione di una brodocoltura del germe in studio a carica batterica nota (10^5) dalla quale vengono realizzate piastre di controllo a diluizioni scalari;
- immersione dei cilindretti nella brodocoltura per 24 ore;
- semina della brodocoltura su agar e successiva determinazione delle percentuali di sopravvivenza batterica per conta del numero di colonie rispetto alla piastra di controllo.

Studio istologico intraoperatorio

Nel corso di un intervento chirurgico di rinnovo protesico o di rimozione di blocco spaziatore vengono prelevati campioni tessutali all'interfaccia osso-protesi o osso-blocco o in zone macroscopicamente sospette di stato settico o nei siti di ipercapatazione scintigrafia oppure ancora a livello delle pseudocapsule articolari. Si consiglia di eseguire 2 prelievi per ogni campione tessutale inviato ⁸.

Il materiale deve essere inviato rapidamente (in garze sterili bagnate di soluzione fisiologica) al Laboratorio di Anatomia Patologica e là rapidamente esaminato con metodica estemporanea mediante congelamento rapido in criostato e colorazione con ematosilina-eosina rapida e blu di toluidina; l'istologo esegue la lettura nelle aree più cellulate, identifica ed esegue la conta di granulociti con bordi citoplasmatici distinti. L'indagine, secondo i criteri descritti da Mirra et al. ⁹, è considerata positiva, cioè indicativa di un processo flogistico acuto in atto, quando vengono evidenziati 5 o più polimorfonucleati per campo microscopico ad alto ingrandimento per 5 distinti campi microscopici. Viceversa, l'esame è considerato negativo quando si rileva la presenza di un infiltrato flogistico cronico, con prevalenza di elementi linfoplasmacellulari e macrofagici o presenza di cellule giganti multinucleate del tipo a corpo estraneo (Fig. 2).

Questa tecnica permette di valutare, anche se con una discreta perdita di dettaglio morfologico, la presenza di infiammazione cronica e/o acuta in tempo rapido (10-15 minuti); va detto che la sua sensibilità è strettamente operatoria (chirurgo e patologo) dipendente.

Nel corso dell'intervento campioni tessutali prelevati nelle stesse sedi dei precedenti vengono inviati in formalina ad esame istologico di sezioni permanenti.

Nelle stesse sedi si eseguono prelievi per esami microbiologici successivi.

MOMENTI DIAGNOSTICO-TERAPEUTICI

Diagnosi di infezione di impianto protesico

Il dato clinico è di fondamentale importanza nella valutazione di un paziente con pregressa infezione di impianto protesico; il sintomo cardine è sempre il dolore (non dovuto a stress meccanico) che può essere

associato ad episodi febbrili, arrossamenti e tumefazioni locali, positività al termotatto, zoppia lieve o grave, impossibilità al carico non assistito e limitazioni dell'articolari; nei casi più evidenti si rileva anche la presenza di fistole, secrezioni, deiscenza della ferita chirurgica.

Segni radiografici possibili in caso di infezione cronica sono:

- linee di radiolucenza all'interfaccia osso-protesi o osso-cemento;
- osteolisi focali, cioè aree isolate di relativa osteopenia, con diametro superiore ai 3 mm;
- mobilitazione o migrazione dell'impianto, segnalata anche da rottura della protesi o rottura del cemento o fratture peri-protesiche.

Questi segni possono anche mancare e quando presenti non permettono la diagnosi differenziale con una mobilitazione asettica. Gli esami ematochimici restano indispensabili nella valutazione dello stato generale del paziente; particolare attenzione riserviamo all'andamento nel tempo dei valori della PCR.

Lo studio medico-nucleare è procedura alla quale ricorriamo sistematicamente in caso di diagnosi dubbia, secondo il seguente protocollo:

- Primo tempo = scintigrafia ossea trifasica: le immagini della prima fase (arrivo vascolare) e della seconda fase (blood-pool) valutano l'iperemia sempre presente nelle forme infette; le immagini statiche della terza fase a circa 2 ore dall'iniezione del radiofarmaco (captazione ossea) riflettono il processo riparativo osteoblastico. La metodica è di basso costo, di facile esecuzione e altamente sensibile ¹⁰; essa è però scarsamente specifica per i processi infettivi, in caso di positività va quindi completata con una seconda indagine.
- Secondo tempo = scintigrafia con leucociti marcati: l'uso sequenziale della scintigrafia ossea trifasica (altamente sensibile, ma poco specifica) e dell'esame con leucociti marcati (dotato di alta specificità, ma minore sensibilità) permette di evitare la seconda indagine in un numero consistente di pazienti quando la prima indagine sia negativa; ciò comporta un significativo risparmio di dose per il paziente (i leucociti sono particolarmente radio-sensibili ed esposti ad effetti probabilistici) e di costo (la metodica con leucociti marcati costa circa 4 volte più dell'esame trifasico), consentendo di ottenere alti valori assoluti di sensibilità e specificità e quindi diagnosi precise.

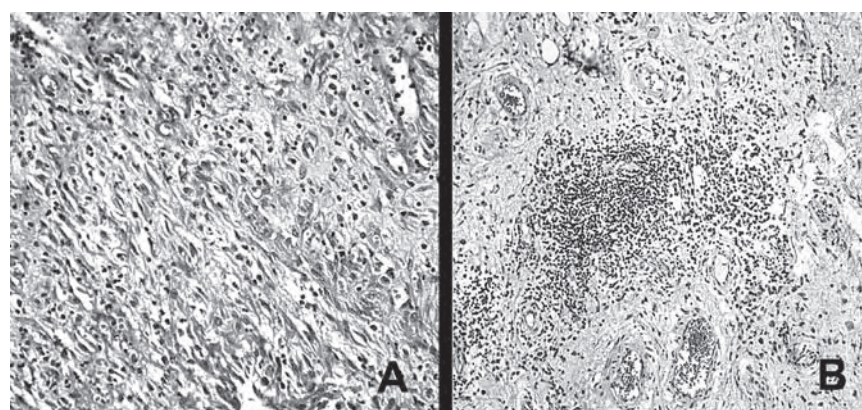


Fig. 2. Flogosi acuta in atto (a) e infiltrato flogistico cronico (b).

- Terzo tempo = scintigrafia con nanocolloidi: subito sequenziale alla precedente in caso di positività della stessa; consente di individuare falsi positivi dovuti al pool midollare e di decidere con maggior sicurezza la rimozione del blocco spaziatore e il reimpianto protesico.

Identificazione batterica e terapia antibiotica sistemica

Momento fondamentale e assolutamente da perseguire è l'identificazione dell'agente eziologico e la definizione della sua antibiotipia; ciò mediante prelievi di materiale purulento gemente da fistole o deiscenze di ferita, oppure ricavato da artrocentesi anche ripetute; l'invio al laboratorio di microbiologia deve essere effettuato con le precauzioni prima ricordate.

Sono possibili temporanee remissioni sintomatologiche dopo artrocentesi: tale procedura rappresenta infatti anche un atto terapeutico (drenaggio di spazio chiuso con riduzione del dolore, rimozione di mediatori di flogosi e di tossine batteriche, riduzione dell'acidosi con maggior efficacia della terapia antibiotica). Tale evenienza, positiva e auspicabile in caso di artriti settiche, non deve ritardare il tempo chirurgico di espanto di una protesi infetta.

La ripetizione dell'artrocentesi, anche per più volte, è indicata in caso di risultato negativo dell'esame colturale sui liquidi articolari aspirati, così come in presenza di microrganismi insoliti.

In caso di persistenza di risposte negative con clinica ed esami strumentali significativamente positivi è consigliato di trattare il paziente come se fosse infetto, in attesa dei riscontri intra-operatori. Se è previsto un reimpianto in un tempo, è possibile l'esecuzione di prelievi tessutali e umorali mediante una piccola biopsia a cielo aperto nei giorni precedenti l'intervento.

In caso di trattamento in due tempi, nel corso del primo di tali tempi chirurgici (che per tutti i tipi di procedure è la rimozione dell'impianto protesico infetto) vengono eseguiti di routine prelievi intra-operatori di liquidi e tessuti potenzialmente infetti, per l'esecuzione di esami istologici e colturali al fine di identificare o confermare l'identificazione del o dei germi patogeni. In un caso di infezione di protesi di ginocchio da noi trattato, nessuna identificazione batterica pre-operatoria fu ottenuta e nessun campione tessutale periarticolare prelevato intra-operatoriamente risultò positivo; solo un sottile strato di materiale purulento fu osservato all'interfaccia piatto protesico-tibia; colture in brodi resinati rilevarono (3 su 3) la presenza di *Staphylococcus epidermidis*.

Si ricorda la possibilità di invio al Laboratorio di Microbiologia anche di frammenti ossei che verranno sottoposti a processo di triturazione (*stomaker*), quindi immessi in brodocolture.

Va ribadito che la sola indagine microbiologica positiva non è sufficiente per porre diagnosi di infezione di artroprotesi, per la possibilità di falsi positivi (soprattutto se non ben condotta); essa è però premessa indispensabile per l'impostazione di una corretta terapia antibiotica.

Il trattamento antibiotico sistemico deve tener conto da un lato dell'antibiotipia (quale farmaco è attivo), dall'altro della farmacocinetica (assorbimento, distribuzione, metabolizzazione, eliminazione) per assicurare adeguata concentrazione antibiotica nel sito di infezione. Altro punto importante, per definire un adeguato schema posologico, è lo stato fisiopatologico del paziente: una puntuale

considerazione di questo aspetto aumenterà l'efficacia del trattamento e ridurrà la possibilità di effetti collaterali, sempre possibili soprattutto nei lunghi trattamenti conservativi.

Il passaggio da una terapia parenterale ad una orale sarà possibile in presenza di un patogeno sensibile a farmaci somministrabili per os, dopo iniziale risposta clinico/laboratoristica al trattamento parenterale.

La valutazione e il monitoraggio del raggiungimento della dose terapeutica possono essere eseguiti in situazioni particolari: la determinazione della MIC e la misurazione del titolo di batteriocidia del siero post-picco e il suo mantenimento ad un valore di almeno 1:8 possono meglio garantire il successo terapeutico.

Scelta dell'antibiotico da miscelare al cemento

Va detto che gli autori (in numero per la verità calante) che propongono ancora oggi le miscele con la sola gentamicina si appellano alla supposta azione battericida delle alte concentrazioni locali della stessa. Ciò è stato escluso dalle nostre indagini sperimentali¹¹ e neppure trova riscontro concettuale esaminando i possibili meccanismi di resistenza batterica agli aminoglicosidi:

- alterazione del legame ribosomiale del farmaco (cioè del sito di attacco del farmaco stesso) per mutazione;
- produzione di enzimi specifici (codificata da plasmidi, quindi trasferibile) che modificano il farmaco (N.B. comparsa di enzimi multipli e ad ampio spettro = ceppi a resistenza multipla);
- ridotta permeabilità dovuta sia a trasmissione plasmidica che ad esposizione al farmaco.

Di tali meccanismi risulta influenzabile dalle alte concentrazioni locali del farmaco solo la riduzione della permeabilità di membrana; ciò non vale per l'alterazione del legame ribosomiale, nè per la produzione di enzimi specifici.

I ripetuti test di batteriocidia da noi eseguiti su campioni di più cementi miscelati con diversi tipi di antibiotico¹¹ e prove di dissimulazione nel tempo¹² ci consentono di proporre le seguenti combinazioni ideali e di sicura efficacia.

Ogni 40 grammi di cemento (1 confezione) miscelare i seguenti antibiotici, in funzione del patogeno identificato:

- stafilococchi OXAR → vancomicina 2 g;
- stafilococchi OXAS → gentamicina 2 g;
- Gram negativi → imipenem-cilastatina 2 g;
- polimicrobismo accertato o presunto → vancomicina 2 g + imipenem-cilastatina 2 g.

(N.B. al reimpianto, in caso di cementazione, dimezzare le dosi sopra indicate)

In casi difficili o dubbi è possibile eseguire il test di batteriocidia di diverse miscele di cemento con antibiotici nei confronti del o dei ceppi batterici effettivamente isolati da quell'infezione protesica.

In casi di infezioni micotiche di impianti protesici o di contaminazioni micotiche di blocco spaziatore¹³, non essendo disponibili antimicotici in polvere da miscelare al cemento acrilico, si ricorre alla terapia sistemica e ad una particolarmente accurata pulizia chirurgica in entrambi i tempi operatori.

Diagnosi di avvenuta sterilizzazione con blocco in sede

Momento critico dei trattamenti in due tempi è la scelta di ripro-

tesizzare solo quando si sia raggiunta la ragionevole certezza che l'ambiente articolare si è sterilizzato (Tab. II).

Gli elementi disponibili a tale scopo sono:

- i risultati degli esami colturali eseguiti al momento dell'applicazione del blocco: essi possono confermare di aver utilizzato un antibiotico adeguato nella miscela con il cemento;
- i dati clinici: sono certi solo in caso di evidente persistenza di stato settico (arrossamento, tumefazione, recidiva di fistolizzazione);
- i dati laboratoristici: i valori di PCR devono normalizzarsi intorno alla terza-quarta settimana dopo il primo tempo chirurgico e devono rimanere bassi; sono possibili falsi positivi;
- gli esami colturali eseguiti su liquidi aspirati mediante artrocentesi allo scadere del periodo intermedio;
- lo studio scintigrafico con leucociti marcati e nanocolloidi: uno studio da noi effettuato con blocco spaziatore in sede ha dimostrato la fattibilità e l'attendibilità di tale indagine (Fig. 3).

Quando la decisione di riprotesizzare è stata presa, sono ancora possibili momenti diagnostici intraoperatori:

- quando l'aspetto macroscopico dell'ambiente articolare è tale da far sospettare fortemente la persistenza di stato settico dopo la rimozione del blocco spaziatore, rinunciamo alla riprotesizzazione, eseguiamo una accurata pulizia chirurgica, effettuiamo molteplici prelievi per esami colturali e applichiamo un nuovo blocco con antibiotico;
- in caso di dati preoperatori incerti, ma senza evidenza macroscopica di persistenza di infezione ricorriamo allo studio istologico intraoperatorio estemporaneo e ad esso ci affidiamo per la scelta di riprotesizzare.

Uno studio su 20 casi continuativi ci ha confermato la costante concordanza tra i dati preoperatori scintigrafici (se completati da indagine con nanocolloidi), lo studio istologico intraoperatorio e lo studio microbiologico su campioni di materiali biologici.

CONCLUSIONI

La quasi ventennale esperienza di trattamento delle infezioni di protesi articolari ci permette di evidenziare due fattori critici di tali procedure:

- preparazione ed esperienza dell'ortopedico (e della sua equipe) nella chirurgia protesica da revisione; in particolare paziente meticolosità nella asportazione di ogni materiale e tessuto settico o necrotico o dubbio nei diversi tempi operatori;

Tab. II. Diagnosi di avvenuta sterilizzazione articolare.

Nel periodo intermedio con blocco in sede

- **MONITORAGGIO CLINICO e LABORATORISTICO (PCR settimanale)**
spesso sufficiente; nei casi dubbi:
- **SCINTIGRAFIA con leucociti marcati**
 - negativa = assenza di infezione
 - positiva → nanocolloidi
 - negativa = infezione in atto → non reimpianto
 - positiva = non infezione → secondo tempo chirurgico

Alla rimozione del blocco spaziatore

- **ESAME VISIVO e ACCURATA PULIZIA CHIRURGICA** mirata dalla scintigrafia
- **ESAMI CULTURALI INTRAOPERATORI** (in attesa di risposta nei giorni successivi)
- **ESAME ISTOLOGICO INTRAOPERATORIO**, mirato dalla scintigrafia
 - negativo → reimpianto
 - positivo → nuovo blocco

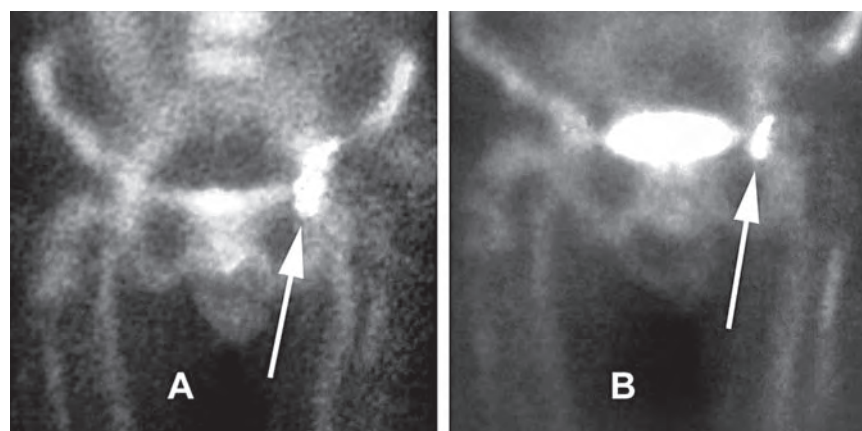


Fig. 3. Studio scintigrafico con blocco spaziatore di ginocchio in sede: positività ai leucociti marcati (a) + positività ai nanocolloidi (b) = falso positivo; concordanza di avvenuta sterilizzazione con i dati clinici, ematochimici e istologici intraoperatori. Reimpianto protesico senza complicanze al controllo dopo 5 anni.

- disponibilità, collaborazione e preparazione specifica di tutte le altre strutture ospedaliere e figure professionali coinvolte: infettivologi, microbiologi, medici-nucleari, anatomopatologi.

I prerequisiti sopra elencati costituiscono garanzia di trattamenti adeguati e di percentuali di successo elevate, di fronte a patologie così impegnative per il paziente e per chi se ne assume la responsabilità della cura.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Arciola CR. Why focus on implant infections? Int J Artif Organs 2005;28:1060-1.
- 2 Ghisellini F, Ceffa R, Mordente G, et al. Mobilizzazione settica di protesi di ginocchio: risultati dei primi 30 casi trattati chirurgicamente. GIOT 2001;27(Suppl.1):498-501.
- 3 Niskanen RO, Korkale O, Pajamäki H. Serum C-Reactive protein levels after total hip and knee arthroplasty. J. Bone Joint Surg 1996;78B:431-3.
- 4 American College of Radiology. ACR practice guideline for performance

- of scintigraphy for infections and inflammation. web site: www.acr.org 2004;31b:735-738.
- ⁵ Duff GP, Lachiewicz PF, Kelley SS. *Aspiration of the knee joint before revision arthroplasty*. Clin Orthop 1996;331:132-9.
 - ⁶ Roberts P, Walters AJ, McMinn DJW. *Diagnosing infection in hip replacement*. J Bone Joint Surg 1992;74B:265-9.
 - ⁷ Duval J, Soussy CJ. *Antibioticoterapia*. Milano: Masson 1981.
 - ⁸ Feldman DS, Lonner JH, Desai P, et al. *The role of intraoperative frozen sections in revision total joint arthroplasty*. J Bone and Joint Surg 1995;77A:1807-13.
 - ⁹ Mirra JM, Amstutz HC, Matos M, et al. *The patology of the joint tissues and its clinical relevance in prosthesis failure*. Clin Orthop 1976;117:221-40.
 - ¹⁰ Sacchetti GM, Ghisellini F, DeConsoli A, et al. *Quantitative scintigraphic evaluation of total knee arthroplasties. A feasibility study*. Clin Orthop 1996;325:181-9.
 - ¹¹ Ghisellini F, Ceffa R. *Manuale-atlante di trattamento delle infezioni di protesi articolari e di utilizzo delle miscele di cemento con antibiotici*. Roma: Mediprint 1997.
 - ¹² Cerretani D, Giorni G, Fornara P, et al. *The in vitro elution characteristics of vancomycin combined with imipenem-cilastatin in acrylic bone-cements*. J Arthroplasty 2002;17:619-26.
 - ¹³ Ceffa R, Andreoni S, Borrè S, et al. *Mucoraceae infections of antibiotic-loaded cement spacers in the treatment of bacterial infections caused by knee arthroplasty*. J Arthroplasty 2002;17:235-8.

Disegno protesico e selezione dell'impianto: dalla morfometria al posizionamento del primo impianto

The prosthetic design and implant selection: from the morphometry up to the positioning of the first implant

S. Marchetti, A. Faldini, G. Calvosa, N. Piolanti, L. Andreani, M. Lisanti¹

RIASSUNTO

I moderni principi di chirurgia protesica di anca iniziano negli anni '60 ad opera di Sir Charnley, tuttavia da allora notevoli sono stati i miglioramenti nel disegno degli impianti e nella scelta dei materiali, creando un variegato universo di possibili accoppiamenti protesici. Scopo di questo lavoro è fornire dei solidi principi morfometrici per operare la scelta del tipo di impianto da eseguire. Tuttavia poiché scegliere la protesi giusta può non voler dire eseguire un buon impianto vengono analizzate i sistemi variegati sistemi di navigazione che possono essere utilizzati al ripristino della morfometria.

Parole chiave: navigazione, planning, protesi, anca, morfometria

SUMMARY

The modern principles of total hip replacement began in years sixty thank to Sir Charnley, however since then remarkable improvements have been performed, in terms of design of the systems and materials, creating a complicated universe of possible prosthetic complexes. Aim of the work is to supply solid morphometric principles in order to operate the choice of the type of system to execute. However since to choose well can not mean to act well, the authors analyzed some of the navigation device those can be used in order to restore the morphometry of the hip.

Key words: navigation, planning, prosthesis, hip, morphometry

INTRODUZIONE

La protesizzazione dell'articolazione coxo-femorale (PTA) è un intervento di recente idealizzazione ed attuazione, ciò nonostante ha conosciuto un'evoluzione tecnica e strumentale tale da non dover essere più ritenuta un intervento artigianale ma un presidio chirurgico vero e proprio, dotato di risultati accertati e di una metodologia oramai riconosciuta ed utilizzata in tutto il mondo.

EVOLUZIONE DELLA PTA

Vogliamo in questa sede soltanto ricordare i lavori di Ollier¹ e di altri illustri ortopedici che hanno codificato nel XIX secolo il trattamento della patologie di anca utilizzando interventi di ostetomia. I primi veri tentativi tuttavia di PTA si rivolgono ad una tecnica di interposizione (artroplastica) e non di protesizzazione (artroprotesi) della testa femorale; vengono pertanto eseguiti all'inizio del XX secolo utilizzando materiali a basso indice di frizione ma sfortunatamente fragili quali: vetro, bachelite e pyrex. Questi tentativi migliorano quando Smith-Petersen utilizzerà una calotta di vitallium (lega di cromo, cobalto e molibdeno) resistente alla fatica e sicuramente non fragile, questa artroplastica permetterà un miglioramento dei sintomi in circa la metà dei pazienti trattati. Nella prima metà del millenovecento (1940-60) Bohlmann², Moore², Thompson ed altri autori eseguono i primi tentativi di sostituzione della epifisi prossimale di femore (endoprotesi) con una testa in vitallium, prima agganciando la testa ad un chiodo triflangiato di Smith-Petersen e quindi utilizzando uno stelo vero e proprio per l'ancoraggio meta-diafisario. Queste protesi femorali monoblocco concettualmente presentavano delle limitazioni dovute: ad un attrito non ancora ottimale fra la protesi e la cavità acetabolare, al basso numero di taglie ed alla precaria tenuta dello stelo (infatti l'interfaccia metallo osso risulterà efficace solo negli anni '90 con la tecnica di *press-fit* e con superfici rugose di 50-400 µm). Le endoprotesi quindi raggiungeranno il loro stato dell'arte alla fine del 1970 quando Gillyerty e Bateman svilupperanno le prime endoprotesi bipolari, costituite da una testa agganciata allo stelo femorale che ruota dentro una ulteriore testa che ruota all'interno della cavità acetabolare (una risposta brillante per ridurre i problemi di frizione delle endoprotesi convenzionali). Negli stessi anni '50 parallelamente Kiaer e Jansen utilizzarono per primi il cemento composto da metil-metacrilato al fine di ancorare la protesi alla superficie endostale. Ma soltanto Charnley sistematizzò sufficientemente la tecnica nel 1958 e quindi pubblicò nel 1960 sulla rivista britannica *Journal of Bone and Joint Surgery* lo studio che diventerà la chiave di volta della protesica cementata con il seguente articolo: *Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur*. A Lord Charnley viene inoltre attribuito il merito di aver introdotto l'utilizzo di una componente plastica all'interno della cavità acetabolare (artroprotesi totale di anca) al fine di ridurre la frizione fra la testa della componente femorale e l'osso innominato creando quella che fu definita la "low friction

¹ Clinica Ortopedica AOUP, Università di Pisa; ² U.O. Ortopedia, Ospedale di Pontedera, Università di Pisa

arthroplasty”³. Non riteniamo necessario addentrarci sugli studi e sui risultati di laboratorio e clinici riguardo la tribologia dei materiali rispetto alle teste femorali e rispetto le loro dimensioni, dobbiamo comunque ricordare che dalle coppe in polietilene di Charnley, attraverso quelle metalliche di McKee, vengono infine elaborati componenti acetabolari con coppa metallica in *press-fit* ed inserti in polietilene e/o ceramica.

Per quanto concerne la metodica di *press-fit*, già utilizzata di fatto nelle componenti femorali delle endoprotesi degli anni '40-50 viene introdotta per quanto concerne l'acetabolo da Ring^{4,5} con tecnica che verrà sviluppata in seguito da altri autori. Tuttavia steli femorali cementati e non cementati trovano la loro evoluzione finale fra gli anni fra il 1980 ed il 2000 con la costruzione di steli non-cementati, in questo periodo le leghe di acciaio e di vitallium vengono parzialmente ma progressivamente abbandonate per utilizzare elementi più biocompatibili come il titanio, con steli retti o anatomici, talvolta rivestiti di idrossiapatite. La letteratura comunque fornisce attualmente dati contrastanti sia sulla sopravvivenza che sulla funzionalità delle PTA per tanto tuttora non siamo in grado di affermare che senza cemento sia meglio oppure che steli anatomici siano più funzionali, quello che possiamo sicuramente sottolineare è che a livello mondiale il trend di questo tipo di intervento è in crescita, in Italia, in particolare, i dati del Ministero della Salute riportano 66.000 interventi di protesica di anca nel 1999 che raggiungono quota 82.000 nel 2004.

Oggi le indicazioni ad eseguire un intervento di PTA si sono allargate rispetto a quelle iniziali (ad esempio sino ad alcuni anni fa la displasia congenita dell'anca era una controindicazione), si ritiene oggi rappresentino indicazione alla sua esecuzione: l'artrosi primitiva e secondaria, le fratture tipo Garden 3 e 4, artriti infiammatorie, le necrosi avascolari, alcune malattie sistemiche che alterino la funzionalità dell'anca, neoplasie primitive e secondarie. La finalità dell'esecuzione di questo intervento sono il recupero dell'articolarietà, il miglioramento della qualità della vita, con finalità pagliativa o terapeutica.

A fronte di un considerevole investimento in termini economici ed umani nello sviluppo della protesica di anca, e nonostante il costo sociale delle patologie trattate con PTA, vi sono ancora luci ed ombre in questa metodica, che per quanto perfezionata può essere latrice di complicanze (sia esse precoci che tardive) spesso spiacevoli e di difficile soluzione; annoveriamo fra le complicanze precoci l'embolia polmonare, la trombosi dell'arto sottoposto alla chirurgia, le fratture iatrogene, la dismetria degli arti, la lussazione e l'infezione. Devono invece essere ritenute complicanze per lo più tardive la mobilizzazione della componente acetabolare o femorale, l'ascesso periprotetico, la rottura di una componente protesica, l'osteolisi e l'infezione da focolai eterotopici. Il tentativo di ridurre la loro

incidenza ha favorito lo sviluppo di uno strumentario sempre più sofisticato, l'utilizzo di materiali particolari, fino a ricercare negli ultimi anni nuove frontiere come la chirurgia mini invasiva. Così iniziano studi di laboratorio e su cadavere, trial clinici prospettici e retrospettivi dedicati a capire la morfometria dell'anca e quindi a creare una nuova articolazione sintetica che risponda meglio alle particolari necessità dell'arto inferiore.

MORFOMETRIA DELL'ANCA

All'inizio degli anni '90, grazie all'utilizzo della tomografia computerizzata spirale ed allo sviluppo di software dedicato di ricostruzione, è stato possibile valutare con estrema accuratezza il disegno, le dimensioni e la disposizione spaziale dell'articolazione coxo-femorale. In particolare viene evidenziato come per l'acetabolo l'inclinazione sia 40 gradi, la sua antiversione 19,5 gradi, l'apertura (A) media 48 mm, la sua profondità (P) 18 mm⁶. In base al rapporto fra A/P (indice di apertura I) ed in base alla localizzazione del centro di rotazione (CRC) cotiloideo rispetto ad A vengono riconosciute tre tipologie di acetabolo (Fig. 1).

Infine appare ragionevole eseguire la valutazione dell'angolo di copertura superiore (CE) descritto da Wiberg nel 1939⁷, ed anche della copertura della parete anteriore e posteriore dell'acetabolo (AASA e PASA rispettivamente, come descritto da Anda 1991⁸). Per quanto concerne il femore gli indici normalmente valutati sono l'angolo di antiversione femorale (AAF) normalmente circa 13 gradi, l'angolo di inclinazione femorale (AIF) normalmente circa 128 gradi. Una particolare menzione deve essere fatta per l'indice di svasatura femorale (ISF) che esprime il rapporto fra la larghezza endostale dell'epifisi prossimale di femore e quella del canale diafisario permettendo in base ai risultati di riconoscere tre tipologie

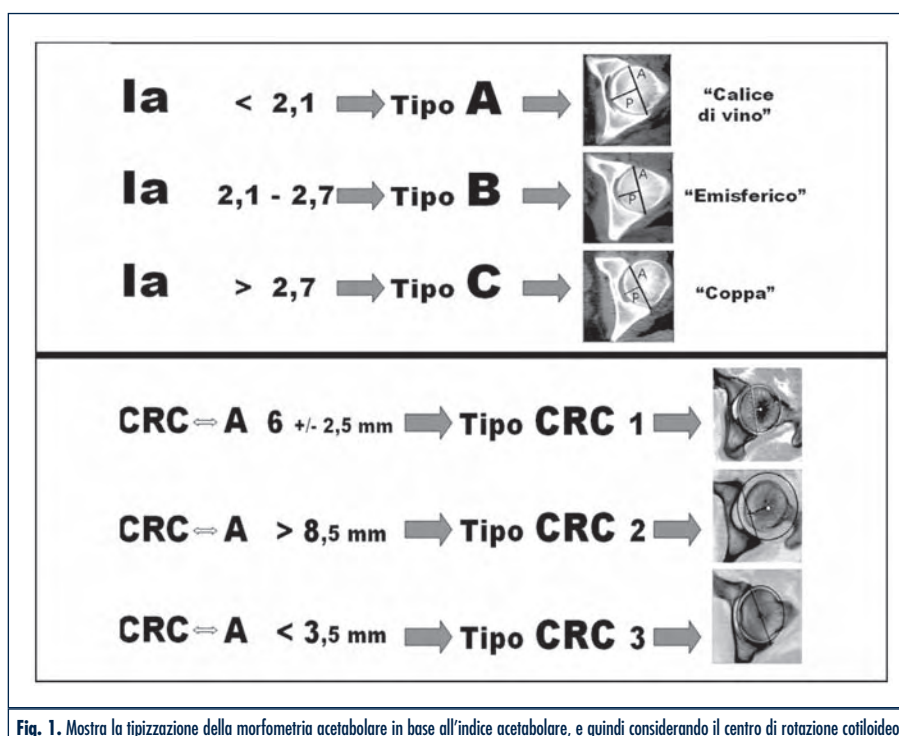


Fig. 1. Mostra la tipizzazione della morfometria acetabolare in base all'indice acetabolare, e quindi considerando il centro di rotazione cotiloideo.

diverse di femore: a "calice di champagne" se $> 4,7$, standard per un ISF compreso fra 3 e 4,7, ed un femore a "tubo di stufa" per $\text{ISF} < 3$ (Fig. 2).

Uno dei parametri più studiati nella valutazione morfometrica del femore è sicuramente l'*offset* (OsF) ovvero la distanza fra l'asse anatomico femorale ed il centro della testa femorale che normalmente presenta valori in media di 38,5 mm. L'*offset* tuttavia non permette una valutazione "dell'altezza del centro di rotazione femorale", per questo motivo è stato sviluppato un ulteriore indice di tipizzazione elaborato in maniera tale di "pesare" sia l'*offset* femorale che l'angolo di inclinazione cervico diafisario. Quest'ultimo parametro utilizzabile nella scelta dello stelo femorale appare essere l'indice di tipologia femorale (Consoli, 2004). Questo parametro viene calcolato come il rapporto Tr/To ovvero fra la tipologia reale che varia in base all'angolo di angolo di antiversione reale rispetto a quello medio/ottimale (128 gradi). L'indice di tipizzazione femorale (ITF) permette di riconoscere tre tipi diversi di femore: A, B e C rispettivamente nel caso questo sia minore di 0,83, compreso fra 0,83 ed 1,15 ed infine in caso sia maggiore di 1,15. Dal punto di sistemico questi femori corrispondono ad un brachitipo, ad un normotipo ed a un longitipo (Fig. 3).

La radiologia convenzionale e la TC permettono un'utile misurazione di questi parametri e vengono utilizzate per eseguire un corretto *planning* preoperatorio che si estrinseca nella scelta del tipo di impianto protesico (cementato o non cementato, anatomico o retto, ecc.), nella scelta delle giuste dimensioni e, nella compensazione di eventuali difetti di metria ecc. Tuttavia una corretta scelta del tipo di impianto non appare sufficiente a garantire un adeguato atto chirurgico. Per questo motivo sono stati sviluppati negli anni degli utili apparecchi di navigazione, da quelli analogico-meccanici che utilizzano l'esperienza del chirurgo (intrinseci al posizionamento del paziente, ed altri estrinseci ed utilizzabili nello strumentario), a quelli maggiormente tecnologici e computerizzati che possono sfruttare moderni sistemi di *imaging* oppure complicati sistemi di elaborazione che sono in grado di rilevare la morfologia dell'anca intraoperatoria ed suoi parametri funzionali.

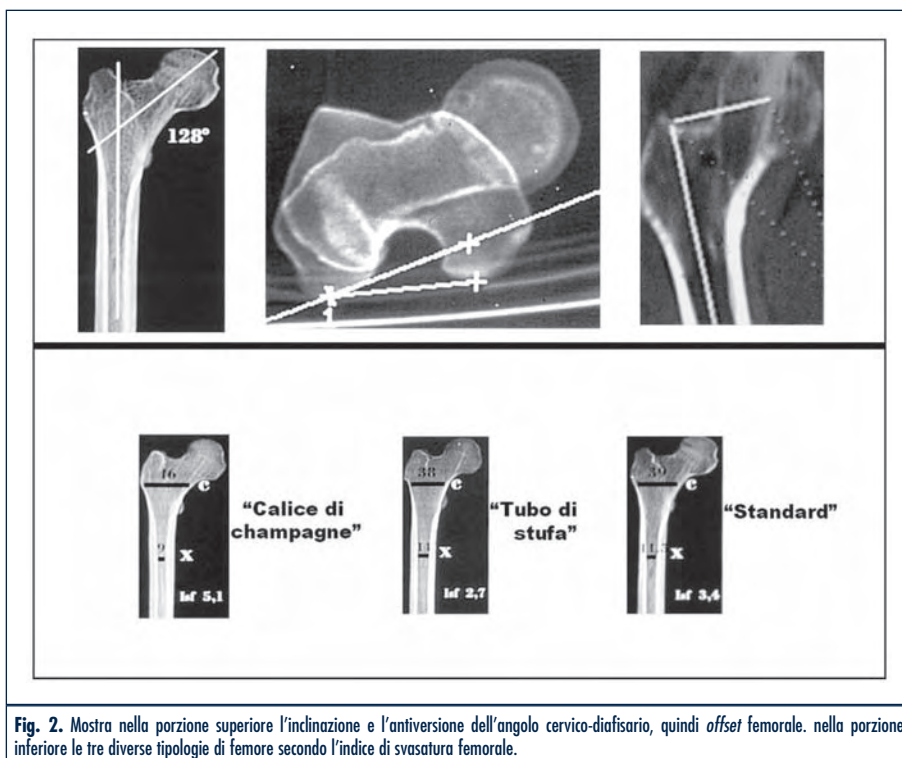


Fig. 2. Mostra nella porzione superiore l'inclinazione e l'antiversione dell'angolo cervico-diafisario, quindi *offset* femorale. nella porzione inferiore le tre diverse tipologie di femore secondo l'indice di svasatura femorale.

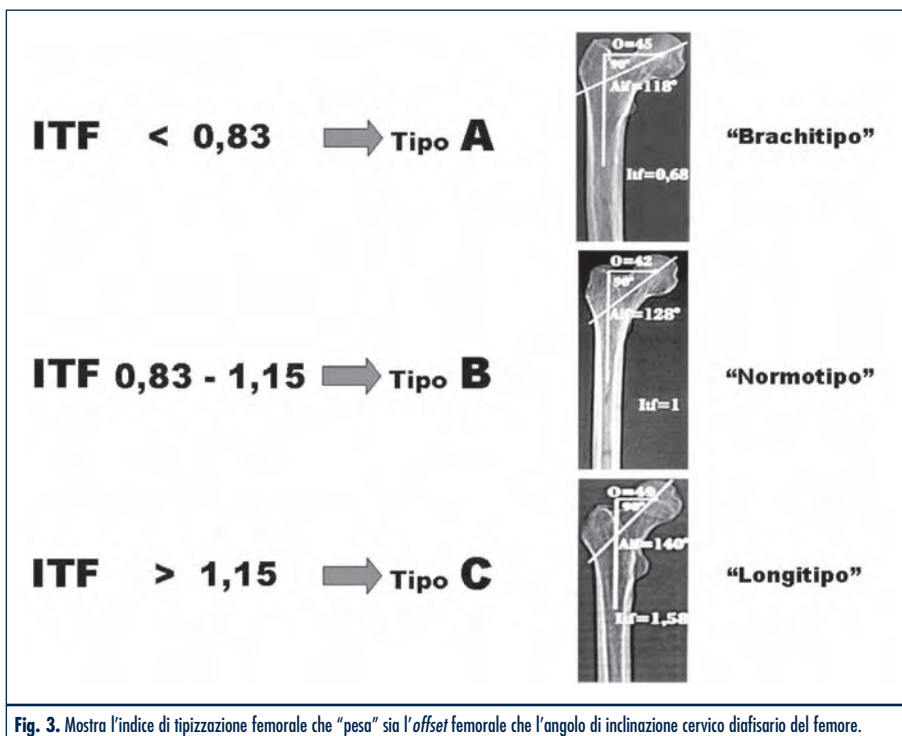


Fig. 3. Mostra l'indice di tipizzazione femorale che "pesa" sia l'*offset* femorale che l'angolo di inclinazione cervico diafisario del femore.

SCelta IMPIANTO PROTESICO

La complessità della scelta dell'impianto protesico appare complicata dalla pletera di ditte più o meno serie attive sul mercato. Possiamo comunque riassumere per brevità che il chirurgo deve operare una

scelta di tipo di concettuale, almeno inizialmente: scegliere un tipo di protesi già utilizzata da anni la cui efficacia ed efficienza siano comprovate oppure “provare” una protesi “nuova” ma con le caratteristiche e con studi di laboratorio che permettano di ritenerla una scelta adeguata. Non volendo addentrarci in questa dicotomia, dobbiamo comunque ricordare che esistono numerose tipologie di coppe e steli che possono ricreare una morfologia standard dell’articolazione dell’anca oppure che possono riprodurre lo stato fisiologico del paziente riportandolo ad una situazione quo ante.

Per quanto concerne la componente cotiloidea, una volta tipizzato l’indice acetabolare del soggetto, sarà impegno del chirurgo utilizzare nel caso di un acetabolo a “calice di vino” (tipo A) oppure di in caso di un cotile tipo B (“emisferico”) un cotile emisferico con tecnica a *press-fit*. Questa scelta risulta ottimale in quanto in queste tipologie la copertura anteriore e posteriore sul piano assiale, sia quella superiore sul piano coronale permettono di avvolgere un cotile emisferico permettendo una buona stabilità primaria e secondaria. Nel caso di un cotile tipo C detto anche a “coppa”, più frequente in casi di displasia lieve, in cui sia le coperture antero-posteriori sia quella superiore del centro di rotazione appaiono in qualche misura deficitarie, appare logico eseguire un impianto con una componente a basso profilo, che possa altresì ridurre la possibilità di una violazione della lamina quadrilatera durante la preparazione della cavità. Possono essere di aiuto nell’incrementare la stabilità della articolazione artificiale l’utilizzo di polietilene con spalletta oppure teste di maggior diametro rispetto allo standard di 28 mm. Nel caso in cui il centro di rotazione cotiloidea sia distante rispetto alla apertura acetabolare possono essere utilizzati cotili con inserto lateralizzante.

Altrettanto essenziale risulta la scelta dello stelo. La tendenza attuale nel nostro paese è quello di utilizzare protesi non cementate, altri paesi come quelli scandinavi sembrano prediligere ancora steli cementati. La scelta sembrerebbe casuale, in realtà l’indice di svasatura femorale (ISF) ⁹ in questo caso rappresenta uno dei parametri più importanti: se $ISF > 4,7$ (femore “calice di champagne”, tipo A) dovrebbe essere utilizzata una protesi anatomica a presa meta-epifisaria, nel caso di ISF compreso fra 3 e 4,7 (tipo “standard”, tipo B) la protesi può essere scelta retta o anatomica in base alla caratteristica diafisaria (diafisi diritta o procurvata), nel caso di $ISF < 3$ (tipo C a “tubo di stufa”) lo stelo dovrebbe essere cementato oppure di tipologia a contatto a tre punti a sezione rettangolare. Vorrei tuttavia ricordare come il femore di tipo C sia particolarmente frequente nei pazienti osteoporotici e come per tanto l’utilizzo di impianti non cementati possano essere forieri di un numero maggiore di fratture intraoperatorie. Particolare attenzione, inoltre, deve essere posta nei femori che presentino angoli di antiversione particolari (come nel caso di coxa vara o valga), questi dovrebbero essere trattati con steli tronco-conici, che permettano di graduare antiversione o retroversione a piacere del chirurgo e secondo lo stato di necessità. L’indice di tipizzazione femorale permette invece di differenziare la scelta dell’impianto in base alle caratteristiche dell’*offset*, infatti nel caso di ITF tipo A trova indicazione uno stelo con collo lateralizzante, nel tipo B uno stelo con angolo di inclinazione standard e nel caso di ITF tipo C (ovvero nel longitipo) trova migliore indicazione l’utilizzo di steli con

collo vago. Alcuni case produttrici permettono di variare queste necessità mettendo a disposizione del chirurgo delle protesi a collo modulare, e nel caso in cui questa possibilità non sia sufficiente l’operatore può cercare un miglioramento della stabilità utilizzando teste protesiche con incastrato di cono morse più lunghi o più corti rispetto agli standard.

PLANNING PREOPERATORIO

Con questo termine tecnico mutuato dalla cultura anglosassone viene indicato quel processo che vede il chirurgo pianificare l’intervento chirurgico scegliendo il modello di protesi più adatto al paziente al fine di ripristinare la normale morfometria dell’articolazione del paziente. Per fare questo normalmente è opportuno avere a disposizione dei radiogrammi standard. Questi vengono eseguiti in ortostatismo con una radiografia diretta del bacino e dell’articolazione coxofemorale interessata. Normalmente la sorgente radiogena viene posizionata a 2 metri in maniera da poter ottenere radiogrammi con fattore di ingrandimento del 10% e poter utilizzare i lucidi dotati del disegno protesico al fine di individuare la giusta taglia. Sul radiogramma di bacino dovrebbero essere individuate tre linee: quella passante per le gocce di Kohler, la linea sovracetabolare ed infine la terza bi-trocanterica (a livello piccoli trocanteri). Vanno altresì individuati i centri di rotazione delle due articolazioni. Queste misurazioni permettono di identificare inoltre eventuali dismetrie presenti, tipizzandole, quantizzandole e permettendo infine la loro correzione già in fase di *planning*.

SISTEMI DI POSIZIONAMENTO PROTESICO

Il corretto posizionamento dell’impianto protesico sembra essere requisito indispensabile per poter garantire un buon risultato, infatti allineamenti non efficaci possono determinare lussazioni dell’impianto, un aumento dell’usura e del particolato, così come fenomeni di *impingement* ¹⁰. La posizione della componente acetabolare appare quella in effetti più variabile e quindi di maggiore difficoltà per il chirurgo, a tutto oggi valgono ancora le raccomandazioni espresse Lewinnek nel 1978 riguardo l’orientamento del cotile ¹¹. Al fine di ridurre le complicanze attribuibili a mal posizionamenti degli impianti protesici, sono stati sviluppati negli anni degli accorgimenti utili al chirurgo per eseguire protesi “a regola d’arte”. Uno dei sistemi sicuramente più utilizzati dal chirurgo sfrutta la posizione a ginocchio flesso dell’arto operato posizionando la gamba perpendicolarmente al piano orizzontale al fine di ottimizzare l’antiversione dello stelo femorale. Con la stessa finalità sono stati sviluppati degli utili accessori applicabili ai sistemi di inserzione della coppa acetabolare e dello stelo in grado di permettere un raffronto della posizione degli strumenti su due o tre dimensioni (Fig. 4).

Negli anni novanta tuttavia, la collaborazione fra ingegneri e chirurghi ha cercato la massima integrazione sfociando nella creazione di unità robotiche in grado di preparare e impiantare nell’osso le componenti protesiche (in particolare lo stelo femorale), l’antesignano di questi è stato sicuramente il sistema CASPAR che ha avuto una seppur limitata diffusione in Italia; mentre rappresentano oggi sue

evoluzioni il sistema Zeus ed Aesop 3000 (questi ultimi tuttavia trovano una più frequente applicazione in altre specialistiche della medicina). Questi sistemi si dimostrano tuttavia spesso costosi, ingombranti e di calibrazione spesso indaginoso. Alla fine degli anni '90 e all'inizio del 2000, alcune ditte investono e mettono sul mercato dei sistemi computerizzati in grado di riconoscere la posizione spaziale di strumenti chirurgici e di relazionarli con la posizione del paziente (navigazione). Questi sistemi possono essere utilizzati nella protesica ortopedica e nella neurochirurgia al fine di minimizzare gli errori dovuti al chirurgo. A differenza degli altri sistemi sino ad allora utilizzati la navigazione permette un *feedback* visivo e numerico rispetto alle coordinate spaziali corrispondenti all'allineamento dello strumentario utilizzato rispetto alle coordinate del paziente. La navigazione della componente acetabolare (quella che attualmente viene ritenuta la più difficile nel posizionamento) ha dimostrato di garantire una maggiore accuratezza nel posizionamento della coppa ma non viene ancora utilizzata routinariamente in quanto determina tempi chirurgici maggiori, è costosa e, dipende dalla metodica scelta, può esporre il paziente ad una ulteriore dose di radiazioni ¹². In fatti possiamo identificare due sistemi di navigazione nella protesica di anca: uno basato su immagini Tc che utilizza scansioni eseguite preoperatoriamente per creare modelli 3D dell'anca, ed uno che non utilizza immagini Tc. Quest'ultimo sistema appare fra i più utilizzati, l'allineamento dell'impianto viene eseguito tramite dei reperi che vengono acquisiti dal chirurgo intraoperatoriamente utilizzando un puntatore ¹² (Fig. 5).

La sequenza tipo che viene utilizzata dal chirurgo in pratica è la seguente (può comunque variare da navigatore a navigatore): deve informare il sistema operativo attraverso l'utilizzo di una tastiera, un mouse e di uno schermo del tipo di protesi da impiantare, quindi posiziona il paziente supino, prepara il campo operatorio e posiziona un reperi elettronico fissato al bacino; a questo punto vengono digitalizzate le tuberosità delle spine iliache anterosuperiori e quelle pubiche. Il paziente viene ora posizionato in decubito laterale (se l'accesso chirurgico prescelto è quello di Gibson-Moore). Lo step successivo prevede il posizionamento di un ulteriore reperi fissato sulla diafisi femorale. Viene eseguita l'incisione e raggiunto il

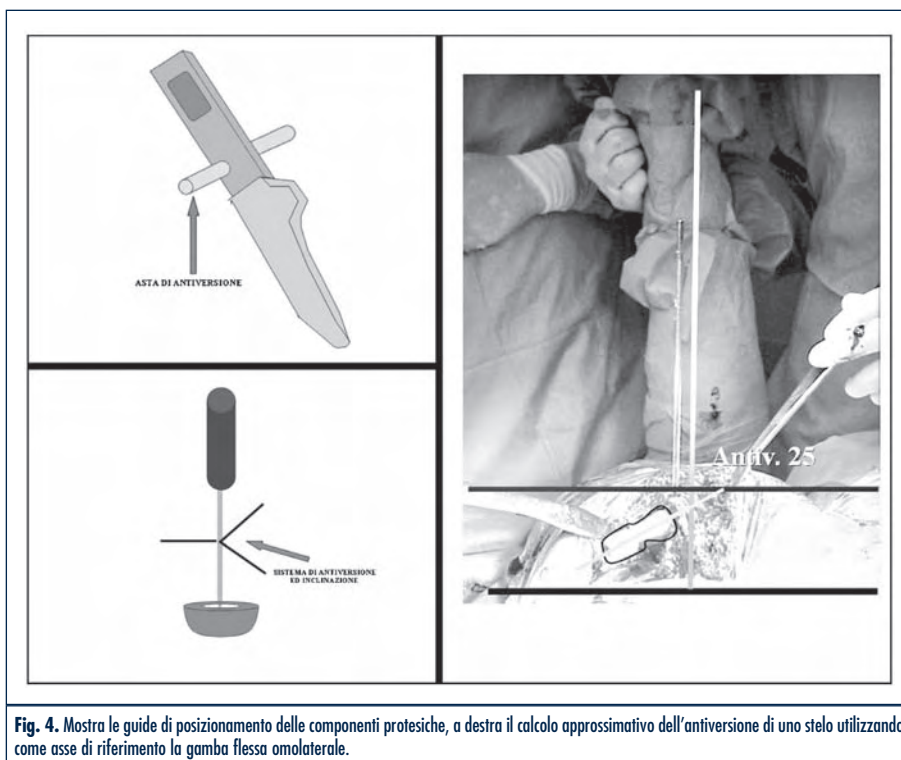


Fig. 4. Mostra le guide di posizionamento delle componenti protesiche, a destra il calcolo approssimativo dell'antiversione di uno stelo utilizzando come asse di riferimento la gamba flessa omolaterale.

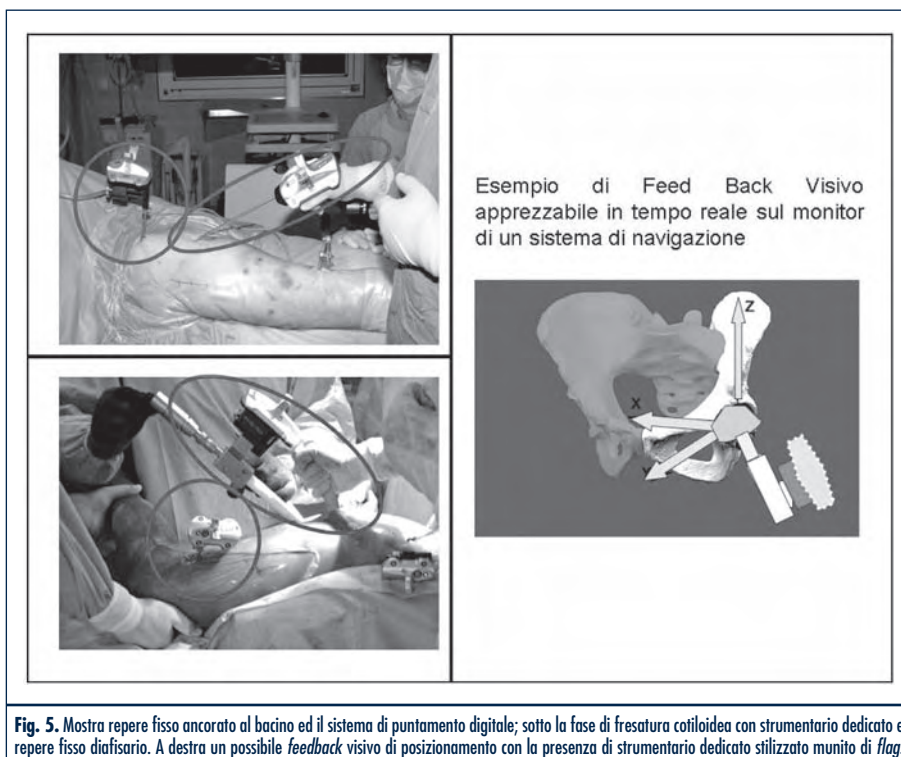


Fig. 5. Mostra reperi fisso ancorato al bacino ed il sistema di puntamento digitale; sotto la fase di fresatura cotiloidea con strumentario dedicato e reperi fisso diafisario. A destra un possibile *feedback* visivo di posizionamento con la presenza di strumentario dedicato stilizzato munito di *flag*.

piano osseo vengono a questo digitalizzati: la fossetta del muscolo piriforme, il cavo popliteo ed il tendine di achille omolaterale. L'arto in toto viene quindi sottoposto a dei movimenti al fine di identificare il centro di rotazione virtuale dell'anca in esame. Viene eseguita la lussazione della articolazione e l'osteotomia del

collo femorale. Quindi con il puntatore vengono digitalizzati altri punti sulla rima acetabolare, sulle faccette semilunari e sulla fovea (previa esposizione del retrofondo nel caso in cui un osteofita a sipario ne obliteri l'accesso). Viene quindi utilizzato il sistema di posizionamento a infrarossi per alesare l'acetabolo ed impiantare il cotile. Similmente viene eseguito il *tracking* delle brocche per il posizionamento finale dello stelo.

CONCLUSIONI

Attualmente non possiamo trarre delle conclusioni universali sul variegato panorama di protesi e sui vari sistemi di posizionamento sia questi meccanici che elettronici presenti in commercio tuttavia dobbiamo rilevare come questi moderni sistemi possano controllare l'antiversione, l'inclinazione e l'affondamento del cotile, l'eterometria dell'arto operato ed il *range* di movimento della articolazione impiantata e quindi la sua stabilità. Questi vantaggi dovrebbero coronarsi con una maggiore longevità dell'impianto. Dobbiamo tuttavia evidenziare anche il lato oscuro di questa metodica, infatti nonostante il miglioramento delle conoscenze morfologiche e la possibilità pressoché completa di ripristinare lo stato quo ante di una articolazione non siamo tuttora in grado di rispondere ad un semplice quesito che spesso il paziente ci pone: "ma quanto durerà la protesi?". A questa domanda le percentuali di longevità spesso rappresentano una risposta parziale. Appare essenziale comunque ridurre e minimizzare le variabili che non sono conosciute o che non possono essere influenzate dal chirurgo; a tale scopo riteniamo fondamentale la corretta conoscenza della morfometria dell'anca e delle caratteristiche salienti di coppe e steli attualmente disponibili in commercio, pensiamo infatti che l'ortopedico debba scegliere l'impianto protesico "adatto" alle caratteristiche dell'anca e non

che le caratteristiche dell'anca debbano essere "adattate" alla protesi scelta. I sistemi di posizionamento sia essi meccanici che digitali infine rappresentano attualmente degli accessori sicuramente utili, ma probabilmente non indispensabili al fine di eseguire un impianto protesico morfotipicamente e spazialmente ben orientato.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Ollier LXEK. *Traite des resection et des operations conservatrices qu'on pent pratiquer sur le systeme osseux*. Paris: G. Masson 1885.
- ² Moore AT, Bohlmann HR. *Metal hip joint: a case report*. Journal of Bone and Joint Surgery 1943;25:688.
- ³ Charnley J. *Total hip replacement by low-friction arthroplasty*. Clin Orthop 1970;72:7.
- ⁴ Ring PA. *Replacement of hip joint*. Ann R Coll Surg 1971;48:344.
- ⁵ Ring PA. *Ring UPM total hip arthroplasty*. Clin Orthop 1983;176:115.
- ⁶ Consoli V, Montano A, Alfieri P, et al. *Studio morfologico strumentale della cavità cotiloidea e della metaepifisi prossimale del femore*. GIOT 1996;22(Suppl.1):139-50.
- ⁷ Wiberg G. *Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint: with special reference to the complication of osteoarthritis*. Acta Chir Scand 1939;83:(Suppl.58).
- ⁸ Anda S, Terjesen T, Kvistad KA, et al. *Acetabular angles and femoral anteversion in dysplastic hips in adults: CT investigation*. J Comput Assist Tomogr 1991;15:115-20.
- ⁹ Consoli V, Marchetti S, Scaglione M, et al. *Deformità angolari dell'anca: limite tra fisiologico e patologico*. Ortopedia News 2004;10:7-14.
- ¹⁰ Schwieger K, Salineros M, Jacobs J, et al. *Orientation of the acetabular component. A comparison of five navigation systems with conventional surgical technique*. J Bone Joint Surg Br 2006;88:1401-5.
- ¹¹ Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, et al. *Dislocations after total hip-replacement arthroplasties*. J Bone Joint Surg Am 1978;60:217-20.
- ¹² Kalteis T, Handel M, Balthis H, et al. *Imageless navigation for insertion of the acetabular component in total hip arthroplasty: is it as accurate as CT-based navigation?* J Bone Joint Surg Br 2006;88:163-7.

Le dimensioni della testa

Diameter of the head

R. Giacometti Ceroni, M. Corbella, C. Pagnuzzato, L. Zagra

SUMMARY

Nowadays the use of big diameter heads in total hip arthroplasty is possible thanks to the new materials with low wear.

The head diameter with either ceramic-ceramic, or ceramic-polyethylene, can be at most 36 mm (and in the coming years even of 44 mm), whereas the use larger diameters is possible only with metal-metal coupling.

The wear, even if is reduced with the use of these new materials, is always directly proportional to the articular diameter. This principle, which is applied to a mechanic joint that works in boundary lubrication regime, is not followed with the use of metal heads. On condition that the two metallic elements have a low clearance and a fine surface finishes, these mechanic joints can work in mild mixed lubrication regime; in this way most of the load is weighted on a elastohydrodynamic film. The increase of the two elements diameter improves the lubrication conditions and so it decreases the volumetric wear.

Nevertheless there are two troubles about these big metallic articulations:

1. the implant loosening caused by an allergic reaction, as Willert showed;
2. the possible deformation of thin metallic cup during the implant procedures. In this way the clearance, and so the sliding system, could be modified leading to a quick and catastrophic volumetric wear.

The introduction of big diameter in total hip arthroplasty implies some advantages:

1. the joint movement increment produced by evident geometric reasons;
2. the decrease of dislocation rate, that is demonstrated by exact geometric reason, but also by clinical evidence;
3. a patient better normality sensation of the articular motion.

This last assertion has not yet been demonstrated.

Quando Sir John Charnley ¹ definì in 22 mm il diametro della testa protesica, non vi fu alcunché d'arbitrario nella sua scelta. Il semplice esperimento del pendolo, che confrontava la durata delle oscillazioni di due giunti articolati con teste di diametro diverso, aveva chiaramente messo in luce la miglior efficienza di quello con diametro minore. Charnley aveva evidenziato il minor attrito (a parità di coefficiente d'attrito) che occorre in un'articolazione di

di diametro minore. 22 mm rappresentava il miglior compromesso fra le opposte necessità di diminuire il diametro, per ridurre l'attrito, e quella di aumentarlo, per non compromettere la stabilità dell'anca. Gli effetti del minor attrito sono come ben noto due: la minor usura, che si traduce in una minor quantità di particelle generate, ed un minor momento d'attrito, cioè della forza tangente alla superficie di contatto osso-protesi, destabilizzante la componente acetabolare.

In realtà, inizialmente, si pose l'accento soprattutto su quest'ultima, e quando l'esperienza clinica decretò la miglior sopravvivenza delle articolazioni di 22 mm rispetto a quelle di 32, fu proprio il momento d'attrito cui venne attribuita la responsabilità dei risultati.

La fondamentale importanza delle particelle d'usura nel determinismo della mobilitazione asettica fu evidenziata solo molto dopo da Willert ². Ma intanto la maggior parte dei chirurghi abbandonò il diametro 32 per ripiegare su di un più rassicurante 28 mm. Perché 28 e non 22 come l'originario di Charnley?

Per due motivi.

Innanzitutto la stabilità articolare ³. Un'articolazione di 22 mm tende più facilmente a lussarsi se l'orientamento articolare non è quello canonico, o se la tensione muscolare è insufficiente. Anche per questo, Charnley, al fine di raggiungere una affidabile tensione muscolare, praticava l'osteotomia del grande trocantere, complicazione non da poco.

Secondariamente si stava diffondendo l'uso di teste modulari di diversa lunghezza, molto utili per ottenere un impianto con l'eumetria desiderata, soprattutto usando steli non cementati, e la modularità era difficilmente ottenibile con un diametro piccolo come il 22.

Una testa metallica, o di ceramica, di 28 mm ed un inserto in polietilene ad alta densità furono quindi lo standard per lungo tempo.

L'approfondimento delle conoscenze e delle esperienze cliniche sulle particelle d'usura determinò un miglioramento delle caratteristiche meccaniche dei materiali tradizionali (finitura di superficie delle teste metalliche, reticolazione del polietilene e, soprattutto, modificazione delle sue tecniche di sterilizzazione e conservazione) e l'offerta di "nuovi" accoppiamenti articolari (metallo-metallo e ceramica-ceramica). L'uso delle virgolette attorno a nuovi s'impone. Di nuovo, infatti non c'era tanto la proposta, datata da molti anni per entrambi, quanto piuttosto la qualità dei materiali e del loro trattamento nel confezionare le articolazioni artificiali, che avevano portato ad un prodotto finale sostanzialmente nuovo nelle caratteristiche meccaniche e di affidabilità.

Con una drastica modificazione delle caratteristiche di usurabilità e, in misura minore, del coefficiente d'attrito, i termini del problema venivano radicalmente modificati rispetto ai tempi di Charnley.

Si potevano quindi sperimentare articolazioni con diametri maggiori, 36, 44 ed oltre.

I vantaggi nell'uso di tali grandi articolazioni risiedono in un maggior arco di movimento, a parità di disegno del collo, e in una minore lussabilità⁴. Entrambe le affermazioni hanno una semplice dimostrazione geometrica. La seconda è stata inoltre dimostrata empiricamente con valutazioni cliniche⁵.

L'incremento d'articolabilità non è solo importante per consentire al paziente qualche grado in più di movimento, ma principalmente per limitare i fenomeni d'urto (*impingement*) fra collo protesico e ciglio dell'inserto. Nel caso d'inserti duri, metallici e principalmente ceramici, un ripetuto urto determina fenomeni di sublussazione o, quantomeno, di sovraccarico del polo opposto dell'inserto che possono portare a rotture o ad usure accelerate.

Tuttavia, permangono limiti ai diametri possibili con accoppiamento ceramica-ceramica. Un inserto di 36 mm rappresenta, per ora, il massimo disponibile, che coniughi un'affidabile resistenza e dimensioni sufficientemente contenute così da poter essere ricoperto da un guscio metallico.

Pure per il polietilene, poiché è necessario mantenere un certo minimo spessore, il massimo diametro dell'inserto è limitato a 36 mm, anche per non introdurre un nuovo standard di poco diverso da quello della ceramica.

Questi limiti non valgono per le articolazioni metallo-metallo ed infatti sono disponibili teste di 44 mm ed oltre.

Anche se il tasso d'usura di questi accoppiamenti è di alcuni ordini di grandezza inferiore a quello del tradizionale polietilene non reticolato-metallo, è pur sempre proporzionale al diametro articolare. Ciò può non essere vero per le grandi articolazioni metallo-metallo, purché si rispettino certe specifiche di finitura di superficie e di differenza di diametro fra testa ed inserto (*clearance*). In questo caso si passa da un regime di lubrificazione marginale, presente in tutte le articolazioni di diametro minore, ad un regime di lubrificazione mista, nel quale la maggior parte dei carichi sono sopportati da uno strato fluido continuo (elastoidrodinamico)⁶. Questa situazione abbassa drasticamente l'attrito e quindi il tasso d'usura; ciò rappresenta indubbiamente un ulteriore vantaggio delle grandi teste di metallo.

Tuttavia, come accade spesso, ad ogni vantaggio si accompagna un possibile rischio. Nel caso delle grandi teste metalliche, questo è costituito dalla eventuale insorgenza di fatti allergici, descritti da Willert⁷, che, seppur rari, possono portare ad una mobilitazione asettica dell'impianto.

Un ulteriore rischio, questo più frequente, è rappresentato dalla deformabilità della coppa acetabolare. Da un lato c'è l'esigenza di assottigliare al massimo queste componenti per rimuovere la minor quantità possibile d'osso e, nel contempo, utilizzare le teste più grandi possibili, dall'altro la stabilità primaria dell'impianto è legata alla sola interferenza fra sede ossea e protesi acetabolare.

È chiaro quindi che un'energica manovra d'impattazione di una coppa, in una cavità ossea di forma non rigorosamente sferica ed inoltre di consistenza variabile da zona a zona, può determinare piccole deformazioni della componente metallica. La differenza di diametro fra testa e inserto è di solito compresa fra 120 e 170 μ ed è stato dimostrato che è sufficiente una deformazione dell'ordine dei 50 μ per compromettere il regime di lubrificazione marginale⁸. Ciò conduce ad un subitaneo aumento dell'attrito che, a sua volta, può indurre una rapida e catastrofica usura. In effetti molti autori, riportando casistiche con grandi articolazioni metalliche, hanno riferito di imponenti, precoci fenomeni di metallosi.

Anche un mal orientamento della coppa può indurre un sovraccarico locale, capace di interrompere il fluido lubrificante.

È quindi necessario da un lato utilizzare componenti acetabolare non troppo sottili e dall'altro utilizzare una tecnica chirurgica prudente, delicata ed accurata.

Oltre ai citati vantaggi, una articolazione di grande diametro comporterebbe per il paziente una maggior sensazione di normalità. Il condizionale è d'obbligo in quanto, finora, non vi è dimostrazione obiettiva di questa sensazione clinica.

Per concludere si può affermare che la tendenza ad aumentare il diametro articolare ha reali giustificazioni. La possibilità di farlo dipende strettamente dall'evoluzione tecnologica, quindi si tratta di una materia in divenire.

Ognuno degli accoppiamenti proposti presenta vantaggi e svantaggi. Non possiamo oggi sostenere l'assoluta superiorità di uno di questi. Solo l'esperienza clinica controllata e l'evoluzione tecnica potranno orientare in modo più preciso.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Charnley J. *Low friction arthroplasty of the hip*. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag 1979.
- 2 Semlitsch M, Willert HG. *Alteration near metallic hip joints: microanalytical investigations by means of spectrophotometry, electron microscopy and micro probe analysis*. Microchim Acta 1971;1:21-337.
- 3 Yuan L, Shih C. *Dislocation after total hip arthroplasty*. Arch Orthop Trauma Surg 1999;119:263-6.
- 4 Bartz RL, Nobel PC, Kadakia NR, et al. *The effect of femoral component head and acetabular size to the prevalence of dislocation*. J Bone J Surg Am 2000;82:1300-7.
- 5 Giacometti Ceroni R, Dalla Pria P. *The development of large ceramic heads to obtain more stable THA with wider range of motion*. Bioceramics in joint arthroplasty. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 2001: 11-2.
- 6 Dowson D, Jin ZM. *Metal-on-metal hip joint tribology*. Proc Inst Mech Eng 2006;220:107-18.
- 7 Willert HG. *Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints. A clinical and histomorphological study*. J Bone J Surg Am 2005;87:28-36.
- 8 Lin ZM, Meakin S, Morlock MM, et al. *Deformation of press-fitted metallic resurfacing cups. Part 1: Experimental simulation*. Proc Inst Mech Eng 2006;220:299-309.

Modularità e *offset*

Modularity and *offset*

A. Toni, F. Traina, A. Sudanese, F. Biondi, M. De Fine, D. Di Motta, F. Pilla

RIASSUNTO

Il ripristino ottimale dell'*offset* del femore è oggi un obiettivo primario nella chirurgia protesica dell'anca. L'*offset* del femore influenza direttamente e proporzionalmente la forza dei muscoli abduttori dell'anca, fondamentali per una corretta funzione articolare. Le protesi monoblocco non permettono di ripristinare o implementare adeguatamente l'*offset* femorale, anche utilizzando i modelli in cui questo è maggiorato. Le protesi modulari, grazie ad una più ampia gamma di possibilità, consentono un ripristino dell'*offset* e della lunghezza degli arti più semplice ed efficace e contestualmente di migliorare intraoperatoriamente la stabilità dell'impianto. In base alla nostra esperienza clinica di oltre 12 anni con protesi modulari, consideriamo la modularità uno strumento molto efficace per ottenere risultati funzionalmente ottimali nella chirurgia protesica dell'anca.

Parole chiave: protesi d'anca, modularità, offset

SUMMARY

To restore the femoral offset is a primary goal of total hip replacement. The abductor muscles strength is directly proportional to femoral offset. Monoblock prostheses do not allow an effective offset restoration, even when the design is provided with an offset extension. Modular prostheses, due to a wide range of possible choices, allow to restore offset and leg length more easily and reliably, and at the same time allow to improve intraoperatively the implant stability. On the basis of a 12 years clinical experience with modular prostheses, we consider modularity really effective to achieve very good functional results after a total hip replacement.

Key words: hip prosthesis, modularity, offset

La sostituzione protesica dell'anca è oggi un intervento chirurgico di grande successo e affidabilità con buoni risultati di sopravvivenza (96-97% ad oltre 10 anni dall'intervento ^{1,2}). In base a questi

dati, oggi l'obiettivo della chirurgia protesica dell'anca non può più essere solo ottenere la sopravvivenza della protesi a lungo termine, ma deve essere anche il recupero ottimale della funzionalità articolare, curando il ripristino della componente muscolare ed il recupero della corretta lunghezza dei due arti ³.

Per tale motivo si è data molta più importanza alla via chirurgica di accesso all'anca, sono stati proposti nuovi tempi chirurgici accessori per ottenere una tensione corretta dei tessuti molli e si sono cercate nuove soluzioni di disegno protesico (protesi monoblocco con *offset* maggiorato, protesi modulari). In particolare il ripristino dell'*offset* femorale è diventato un obiettivo primario del chirurgo dell'anca. 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 comporta una variazione direttamente proporzionale del braccio di leva dei muscoli abduttori dell'anca.

I muscoli del cingolo pelvico, in particolare i muscoli abduttori, generano la forza che dà stabilità e corretta funzionalità all'anca nella deambulazione, specie nella fase di appoggio monopodalico e di slancio dell'arto controlaterale. La forza generata da questi muscoli è proporzionale al loro braccio di leva. Poiché il braccio di leva dei glutei è minore di quello del peso del corpo, ne consegue che la forza che essi devono sviluppare deve essere superiore al peso corporeo, se ciò non avvenisse si avrebbe la zoppia: questa non è altro che uno stratagemma di adattamento del paziente affetto da un'insufficienza muscolare, poiché una traslazione laterale del baricentro del corpo riduce il braccio di leva del peso corporeo che deve essere contrastato dalla forza muscolare.

Nei pazienti che presentano zoppia da insufficienza glutea, il chirurgo può agire (poco) sul muscolo e (molto) sul suo braccio di leva, cioè sull'*offset* dell'anca; agire su entrambi permetterà quindi di ottimizzare il risultato. Nei casi in cui il paziente non abbia un deficit muscolare da ridotto *offset* articolare il chirurgo dovrà essere accurato nel ripristinare l'*offset* preesistente evitando di lateralizzare il centro di rotazione dell'anca (medializzando il cotile), in modo da non aumentare il braccio di leva del peso corporeo.

L'*offset* femorale, valutato radiograficamente, è risultato essere in media di 43,9 mm (intervallo di 27-57 mm) ⁴, questo valore è stato pressoché confermato anche da altri studi: 39 mm *range* 23-55 ⁵; 44 mm *range* 36-56 ⁶; 38,8 mm *range* 32-56 ⁷; 38,7 mm *range* 33,4-44,1 ⁸. Due sono i parametri femorali che causano la variabilità dell'*offset* del femore stesso: la dimensione del femore (femori più grandi hanno *offset* maggiori) e l'angolo cervico-diafisario del femore. Tale parametro varia significativamente, la media è di 124,7° ma

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

Indirizzo per la corrispondenza:

Prof. Francesco Traina, Laboratorio di Tecnologia Medica, Prima Divisione di Ortopedia e Traumatologia, Istituti Ortopedici Rizzoli, via di Barbiano 1/10, 40136 Bologna. Tel.: +39 051 6366550; fax: +39 051 6366863; e-mail: traina@tecno.ior.it

l'intervallo è molto più ampio: 105,7-154,5° °. L'angolo cervico-diafisario determina inoltre la forma vara o valga del femore, il che comporta rispettivamente l'aumento o la diminuzione dell'*offset* senza diretta correlazione con le dimensioni del femore stesso. Dunque, la variabilità femorale non può essere riprodotta semplicemente aumentando l'*offset* al crescere delle dimensioni dello stelo come solitamente capita negli steli monoblocco, poiché si potranno avere femori grandi con *offset* relativamente ridotti (femori valghi), oppure femori piccoli con *offset* elevati (femori vari).

Per incrementare l'*offset* nelle protesi monoblocco si può agire sulla lunghezza del collo della testina modulare e sull'angolo cervico-diafisario. La lunghezza della testina aumenta l'*offset*, ma determina anche contestualmente l'allungamento dell'arto. Un angolo cervico-diafisario più varo aumenta l'*offset*, ma riduce la lunghezza dell'arto. È stato dimostrato che uno stelo monoblocco con unico angolo di collo permette di ricostruire correttamente l'*offset* solo nel 33% dei pazienti. Recentemente sono state introdotte protesi monoblocco con estensione dell'*offset* (*extended*), che, agendo contestualmente e ponderatamente sulla lunghezza e l'angolo della protesi, permettono una traslazione mediale del centro di rotazione senza alcun aumento in lunghezza dell'arto. Ciò nonostante, due sole scelte non riescono a coprire tutte le possibili varianti anatomiche: con due possibilità di angolo di collo, una protesi monoblocco permette la corretta ricostruzione dell'*offset* solo nel 50% dei casi ¹⁰.

Le protesi modulari permettono invece di ripristinare una gamma di possibili varianti anatomiche ben più ampia.

Le protesi modulari da impianto primario possono essere suddivise in 2 tipologie principali. Protesi con modularità della parte prossimale "metafisaria" dello stelo, che derivano concettualmente da protesi da secondo impianto, e protesi con modularità del solo collo, che derivano da protesi da impianto primario. In entrambe i casi le componenti modulari permettono una vasta scelta di *offset*, benché quelle del primo tipo (derivate da impianti da revisione) hanno la prerogativa di una fissazione primaria prevalentemente diafisaria. Nelle protesi con collo modulare la tecnica di impianto dello stelo è identica a quella di una protesi monoblocco di uguale disegno, l'unica differenza è relegata in ultimo alla scelta del collo che corrisponda all'*offset* ed alla lunghezza desiderate.

La nostra esperienza clinica con protesi modulari è prevalentemente relativa a protesi con collo modulare, ed è iniziata nel 1995 con un modello protesico (AnCA Fit, Wright, USA) che consentiva 6 opzioni di sovrapposizione al centro di rotazione dell'acetabolo (alle quali si aggiungeva poi la modularità della testina). Oltre alla possibilità di variare l'*offset*, in 2 delle 6 opzioni (quelle a *offset* standard) poteva essere scelto il grado di antiversione o retroversione (8 o 15°). L'esperienza clinica con tale protesi è stata assai favorevole: in oltre 2218 impianti, infatti, non è mai stato riportato un fallimento dovuto a cedimento meccanico del collo oppure della giunzione fra collo modulare e stelo ¹¹. Rimaneva però una limitazione non superata dal disegno di questa protesi: se si rendeva necessario usare un collo con *offset* ridotto o aumentato, non era possibile associare a tale scelta la eventuale retroversione o antiversione di 8 o 15°. Quindi, si doveva dare priorità ad una delle due possibili opzioni: regolare l'*offset* e la lunghezza dell'arto, oppure

ricercare la massima stabilità, evitando situazioni di *impingement* con il collo retroverso o antiverso.

Recentemente un nuovo modello protesico ha risolto questi limiti, disaccoppiando la scelta dell'*offset* da quella della lunghezza e della anti/retroversione del collo. La soluzione modulare MODULA (Adler Ortho, Italia), dispone di tre differenti *offset*, per ciascuno dei quali sono disponibili tre diverse lunghezze, per un totale di 9 opzioni. Tutte le 9 opzioni sono poi disponibili nella versione ante/retroversa: l'intervallo di *offset* disponibile con il nuovo sistema varia da 28 mm a 54 mm: tali valori coprono interamente gli intervalli anatomici di *offset* femorale, rendendo superflue correzioni ulteriori.

La modularità protesica, aumentando le possibilità di scelta del chirurgo, richiede però una più accurata pianificazione preoperatoria dell'impianto, la quale non deve solo servire a valutare le taglie protesiche più idonee, ma deve essere d'aiuto nella scelta della componente protesica modulare migliore per il ripristino di un buon *offset* articolare e della eumetria degli arti (Figg. 1, 2).

In caso di pazienti artrosici con artrosi primaria e senza gravi deficit muscolari, la scelta dell'*offset* corretto è facile, basta calcolare la distanza fra asse diafisario e centro di rotazione dell'anca: tale valore va mantenuto dopo l'impianto della protesi. In questi casi è assai più importante riprodurre al meglio la posizione del centro di rotazione dell'anca, pianificando opportunamente la posizione del cotile. Una eventuale medializzazione del cotile, se non determina problemi di *impingement* che andranno accuratamente verificati ed esclusi, produce effetti positivi, riducendo il braccio di leva e quindi il momento della forza peso cui può opporsi il momento muscolare generato da una forza più ridotta, con conseguenti minori sollecitazioni su tutta la struttura protesica.

In caso invece di impianto su di un'anca con artrosi secondaria a displasia congenita dell'anca, in cui l'anatomia patologica ha variato il normale *offset* articolare e la lunghezza dell'arto, o nei casi in cui all'artrosi sia associato un deficit muscolare, lo scopo del chirurgo deve essere quello di migliorare le condizioni di funzionamento dell'anca protesizzata, agendo su due fattori: la



Fig. 1. Anca displasica a destra già operata a sinistra con protesi monoblocco e plastica acetabolare.



Fig. 2. Si noti la differenza di offset e braccio di leva fra le 2 protesi impiantate nella paziente. La protesi monoblocco eseguita con plastica dell'acetabolo mostra dei segni precoci di mobilizzazione. Il fallimento dello stelo monoblocco è probabilmente dovuto alla riduzione del braccio di leva dei muscoli abduttori che ha portato ad un aumento delle forze di reazione a livello testina-acetabolo e quindi ad un eccessivo stress protesi-osso acetabolare.

lunghezza del braccio di leva dei muscoli glutei, il centro di rotazione dell'anca.

In caso di displasia d'anca la tecnica chirurgica classica prevede di riposizionare il cotile protesico nel paleocotile, in modo da correggere la dismetria, medializzare il centro di rotazione e aumentare il braccio di leva muscolare. Questo obiettivo richiede però tecniche chirurgiche complesse, non solo più impegnative, ma anche correlate ad un aumento di incidenza delle possibili complicazioni. Infatti, queste tecniche richiedono spesso l'uso di innesti ossei acetabolari e talora prevedono osteotomie in accorciamento del femore. Una soluzione alternativa può essere quella di applicare il cotile protesico tra il neocotile ed il paleocotile, dove spesso lo spessore dell'ileo è sufficiente per ricavare una cavità sufficiente per l'impianto di un cotile di dimensioni medio-piccole. Questa tecnica chirurgica è più semplice ed affidabile, riducendo i rischi di complicazioni. Con le protesi monoblocco, tale scelta comporta invece un risultato funzionale scadente: il braccio di leva dei muscoli abduttori rimane invariato e l'arto rimane in accorciamento. La disponibilità di protesi modulari permette di risolvere questi problemi semplicemente scegliendo il componente protesico più opportuno. Infatti, dopo aver posizionato la componente acetabolare e femorale ricercando la migliore stabilità primaria in base alla anatomia del paziente si può provvedere ad impiantare il cotile dove ci sia più osso idoneo allo scopo (facilitando la chirurgia e rendendola più affidabile); lo stesso vale per lo stelo, che potrà essere posizionato nella diafisi alla ricerca della massima stabilità primaria: solo a questo punto

ci si occuperà del ripristino dell'offset femorale e della lunghezza dell'arto scegliendo la componente modulare più idonea. Inoltre, se i test di stabilità protesica intraoperatoria dovessero manifestare un *impingement*, si potrà provvedere alla scelta di un collo corrispondente per offset e lunghezza a quello prescelto, ma con associata una correzione in retroversione o antiversione, in modo da ottenere una stabilità dell'impianto ottimale.

In conclusione, l'offset femorale è di importanza primaria per il successo funzionale dell'intervento di protesi d'anca. Al pari della lunghezza degli arti, il recupero di un offset ottimale deve essere considerato dal chirurgo come un obiettivo non secondario per una ricostruzione biomeccanica dell'anca efficace dando un beneficio funzionale al paziente. Le protesi modulari permettono di ottenere risultati che protesi monoblocco non sempre possono garantire, poiché permettono di adeguare la geometria dell'impianto alla anatomia del paziente direttamente sul campo operatorio. Infatti, un ripristino ottimale dell'offset permette non solo di ottenere un'anca più stabile, ma anche una deambulazione senza zoppia e più resistente alla fatica, con una conseguente riduzione di dolori peri-articolari, spesso correlabili con l'affaticamento muscolare dei glutei, quando la forza necessaria per riequilibrare la differenza di lunghezza con il braccio di leva del peso corporeo è troppo elevata rispetto alla norma.

BIBLIOGRAFIA

- Malchau H, Garellick G, Eisler T, et al. *The Swedish Hip Registry*. Clin Orthop Relat Res 2005;441:19-29.
- 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.
- 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.
- Davey JR. *Implant issues in using high offset femoral stems*. AAOS Instructional course lecture book, 2003.
- 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.
- Lindgren JU, Rysavy J. *Restoration of femoral offset during hip replacement. A radiographic cadaver study*. Acta Orthop 1992;63:407-10.
- Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, et al. *Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res 2001;388:125-34.
- Dolhain P, Tsigaras H, Bourne RB, et al. *The effectiveness of dual offset stems in restoring offset during total hip replacement*. Acta Orthop Belg 2002;68:490-9.
- Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, et al. *The anatomic basis of femoral component design*. Clin Orthop Relat Res 1988;235:148-65.
- 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.
- Traina F, Baleani M, Viceconti M, et al. *Modular Neck Primary Prosthesis: experimental and clinical outcomes*. Presented as a Scientific Exhibit at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2004 Mar 10-14, San Francisco, CA.

Mininvasività: tessuti molli

Minimally invasive surgery: soft tissues

F. Falez, F. Casella, C. Barresi, F. Favetti, M. Papalia, G. Panegrossi

RIASSUNTO

Tissue Sparing Surgery (TSS) racchiude in un'unica idea i principi di rispetto anatomico, ripristino dell'equilibrio biomeccanico articolare, sacrificio dei soli tessuti patologici aspirando ad un intervento protesico che si "integri" in un'articolazione piuttosto che "sostituirsì" ad essa, allargando i confini biologici e biomeccanici dell'articolazione coxo-femorale al tessuto osseo ed ai tessuti molli circostanti. In questa idea si colloca la chirurgia mini-invasiva orientata sul massimo rispetto delle unità mio-tendinee e fasciali con l'obiettivo di ridurre i postumi e gli esiti funzionali dell'intervento di protesizzazione. Lo stretto rapporto di "parentela" del percorso anatomico-chirurgico tra vie tradizionali e "mini-invasive" giustifica, in alcuni casi, i ridotti vantaggi, in termini di postumi ed esiti, registrato nel corso di diverse verifiche cliniche. Diverso è il giudizio che nella letteratura emerge dalla sperimentazione clinica di vie che hanno modificato o annullato le sezioni mio-tendinee o di vie che hanno esplorato percorsi chirurgici alternativi, derivati dalla combinazione di accessi separati per i due versanti articolari, acetabolare e femorale. Per questo proponiamo, nella descrizione delle singole tecniche chirurgiche, una definizione separata tra vie "a ridotta invasività" e vie "mini-invasive", che possa essere di aiuto nella definizione del rapporto costo/beneficio chirurgico della mini-invasività rivolta ai tessuti molli.

Parole chiave: Mini-invasività, accessi, tessuti molli

SUMMARY

Tissue Sparing Surgery (TSS) is a new surgical philosophy based upon anatomical respect, biomechanical restore and aggression limited to pathologic tissues, aspiring more to global integration that joint substitution for total hip arthroplasty: biologic and bio-mechanic boundaries are then extended to surrounding bone and soft tissues. In this context take place the Minimally Invasive Surgery (MIS), directed to the maximal respect of muscles, tendons and fascia, reducing after-effects and improving outcomes after

joint arthroplasty. The close relationship between "traditional" and some "MIS" surgical approach to hip explains reduced advantages reported in several investigations. Different are results related to surgical exposures that changed or canceled muscular and tendon trans-sections or, moreover, that combine separated approaches for acetabular and femoral side in some innovative techniques. For these reasons, we propose a separate definition between "Reduced Invasivity" and "Minimal Invasivity", to be helpful in cost/benefit ratio analysis of Soft Tissue Sparing Surgery.

Key words: Minimally invasive, surgical approach, soft tissues

INTRODUZIONE

Il concetto di *Tissue Sparing Surgery* (TSS) rappresenta un traguardo nella definizione di mini-invasività chirurgica, racchiudendo in un'unica idea i principi di rispetto anatomico, ripristino dell'equilibrio biomeccanico articolare, sacrificio dei soli tessuti patologici¹.

Ma al tempo stesso essa costituisce un nuovo punto di partenza per l'evoluzione di vie chirurgiche ed impianti: l'esecuzione di un intervento protesico che si "integri" in un'articolazione piuttosto che "sostituirsì" ad essa, allargando i confini biologici e biomeccanici dell'articolazione stessa al tessuto osseo ed ai tessuti molli che le conferiscono le sue doti finalistiche di equilibrio e movimento, diviene ora il nuovo obiettivo.

Accanto alla continua evoluzione degli impianti, ispirata dalla ricerca di sempre migliori prestazioni in termini di integrazione ossea, resistenza all'usura, risparmio di tessuto osseo non patologico, si è delineata nel primo decennio del XXI secolo una filosofia chirurgica mini-invasiva orientata sul massimo rispetto delle unità mio-tendinee e fasciali con l'obiettivo di ridurre i postumi e gli esiti funzionali dell'intervento di protesizzazione articolare.

La riduzione del dolore e del sanguinamento peri-operatorio, il contenimento dei tempi di recupero ed il miglioramento delle prestazioni "attive" della nuova articolazione definiscono oggi uno spostamento dei confini che qualificano il successo globale delle procedure (per un'evoluzione del rapporto tra aspettative/necessità del paziente ed intervento chirurgico e probabilmente per una maggior confidenza e "globalizzazione" della procedura stessa nel mondo ortopedico).

Il volume degli studi e delle applicazioni cliniche negli accessi chirurgici all'anca nell'era "pre-mininvasiva" hanno fatto sì che la maggior parte delle vie chirurgiche ora proposte rappresentino una diretta evoluzione di vie "tradizionali", ridotte per estensione

U.O.C. Ortopedia e Traumatologia, Ospedale S. Spirito in Sassia, Roma

Indirizzo per la corrispondenza:

Prof. Francesco Falez, U.O.C. Ortopedia e Traumatologia, Ospedale S. Spirito in Sassia, L.go Tevere in Sassia 1, 00135 Roma. Tel.: +39 06 68352307; fax: 06-68352309; e-mail: f.falez@flashnet.it

superficiale e profonda o variabilmente modificate nell'entità delle sezioni mio-tendinee.

È il caso questo delle vie mini anteriore, mini antero-laterale, mini laterale diretta e mini postero-laterale.

Lo stretto rapporto di "parentela" del percorso anatomico-chirurgico di approccio ed esposizione articolare giustifica in alcuni casi i ridotti vantaggi, in termini di postumi ed esiti, registrato nel corso di diverse verifiche cliniche a carico di alcune vie mini-invasive (mini laterale diretta, mini posteriore). Diverso è il giudizio che nella letteratura emerge dalla sperimentazione clinica di vie che hanno modificato o annullato le sezioni mio-tendinee necessarie al completamento delle vie tradizionali corrispondenti (mini anteriore, mini antero-laterale) o di vie che hanno esplorato percorsi chirurgici alternativi, derivati dalla combinazione di accessi separati per i due versanti articolari, acetabolare e femorale (Mis-2): in tali casi la maggior complessità ed i maggiori rischi della procedura possono essere ripagati da un significativo incremento delle prestazioni immediate dell'articolazione protesizzata, sia in termini statici che dinamici.

Sulla base di queste considerazioni e di esperienze cliniche dirette, da tempo proponiamo una definizione separata tra vie "a ridotta invasività" e vie "mini-invasive", che possa essere di aiuto nella definizione del rapporto costo/beneficio chirurgico della mini-invasività rivolta ai tessuti molli.

In accordo con diversi altri autori ^{2,3} consideriamo quindi superato il concetto di mini-invasività relativo alla semplice estensione della incisione e della conseguente cicatrice cutanea, seppure essa mantenga un indubbio appeal estetico per i pazienti.

VIE A RIDOTTA INVASIVITÀ

Virtualmente tutte le vie chirurgiche tradizionali di accesso all'anca presentano un margine di ottimizzazione e quindi di riduzione metrica; tuttavia affronteremo quelle che nella pratica clinica hanno riscontrato la maggior diffusione: via postero-laterale e via laterale diretta.

Entrambe sono caratterizzate da un'estensione dell'incisione cutanea (e preferibilmente anche della dissezione profonda) non superiore agli 8-10 cm.

Nella via postero-laterale (Fig. 1) essa può corrispondere ad un tratto dell'incisione tradizionale corrispondente ai rotatori brevi dell'anca ^{4,5} oppure essere eseguita in una sede alternativa come proposto da Sherry et al.: prossimale al grande trocantere ed orientata a 45° posteriormente ed in direzione prossimale rispetto all'asse longitudinale del femore ⁶.

Quest'ultima soluzione permetterebbe di eseguire con un'apposita guida di resezione di effettuare l'osteotomia femorale e la rimozione dell'epifisi senza lussazione, riducendo il traumatismo dei tessuti molli durante tale manovra.

La dissezione profonda è condotta limitando la dissezione della fascia e l'estensione del clivaggio smusso delle fibre del grande gluteo, mantenendo tuttavia inalterata la dis-inserzione dei rotatori brevi stessi (nella via modificata da Sherry non viene di regola distaccato il muscolo quadrato del femore, mentre secondo quanto riportato da alcuni autori in casi senza pronunciate retrazioni e

morfologia coxo-femorale conservata è possibile mantenere inserito il muscolo piriforme ⁷).

Essa mantiene le già buone caratteristiche di recupero funzionale della via tradizionale, basate sull'integrità della muscolatura abduttoria, non modificando le possibili conseguenze biomeccaniche del distacco (pur con successiva re-inserzione) dei rotatori brevi (instabilità posteriore, controllo rotatorio e posturale dell'anca).

Nella via Laterale Diretta, l'incisione cutanea può, oltre che essere ridotta metricamente lungo la linea dell'incisione tradizionale, essere anche modificata per direzione (Fig. 2): alcuni autori anglosassoni ⁸ (che la chiamano mini antero-laterale) conferiscono un'inclinazione variabile in senso postero-anteriore da prossimale a distale all'incisione, che viene così ad incrociare la proiezione cutanea dell'apice del grande trocantere; questo accorgimento avrebbe il vantaggio di facilitare l'esposizione dei piani profondi, di permettere una dissezione più in linea con le sue fibre del tendine del piccolo gluteo e di sfruttare maggiormente l'elasticità cutanea (mantenendo invariata l'incisione fasciale e la dis-inserzione del medio gluteo).

Essa mantiene la semplicità concettuale e gestuale della via tradizionale, riducendo da un lato il traumatismo esercitato sulla cute

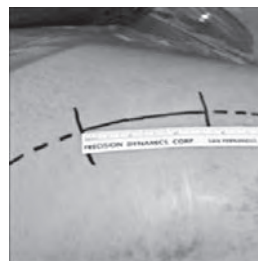


Fig. 1. Via postero-laterale mini-invasiva.



Fig. 2. Via laterale diretta mini-invasiva.

e sul tendine del piccolo gluteo ma mantenendo sostanzialmente invariata dall'altro la dissezione del medio gluteo con possibile deficit transitorio della funzione abduzione (seppur ridotto dalla minore estensione prossimale dell'accesso, di principio contenuta entro la *safe zone* per il nervo gluteo superiore definita Jacobs⁹). In queste vie viene quindi ridotta metricamente l'estensione dell'incisione cutanea, fasciale e mio-tendinea al minimo indispensabile per condurre a termine la procedura di sostituzione protesica, senza tuttavia alterare significativamente il percorso anatomico-chirurgico della dissezione: queste caratteristiche portano ad una ridotta cicatrice chirurgica, non in tutte le casistiche ad un ridotto dolore post-operatorio, a volte ad una modifica dei tempi chirurgici (che spesso, in particolare all'inizio della curva di "adattamento", appaiono aumentati piuttosto che ridotti), ma, in termini funzionali e di perdite ematiche, a risultati praticamente sovrapponibili alle vie chirurgiche tradizionali^{3 10 11}.

La mancata considerazione di questi aspetti è purtroppo spesso alla base di erronee valutazioni in sede di dibattito scientifico da parte dei chirurghi perplessi o apertamente osteggiatori delle tecniche chirurgiche mini-invasive: la sovrapponibilità di risultati frequentemente riportata in studi comparativi tra vie tradizionali e vie mini-invasive è infatti quasi sempre riferita a vie a "ridotta invasività", dalle quali erroneamente ci si aspettano risultati significativamente migliori^{3 11 12}.

VIE MINI-INVASIVE

Esse sono il risultato dell'ottimizzazione di vie precedenti che possedevano in parte già queste caratteristiche (eliminando i tempi chirurgici maggiormente traumatici), ma anche della sperimentazione di vie innovative, con associazione di 2 accessi.

Per questi aspetti peculiari esse si distinguono radicalmente dagli approcci chirurgici precedenti: sono infatti le uniche in grado, a nostro avviso, di influenzare sensibilmente il recupero funzionale grazie al rispetto delle strutture bio-meccanicamente in esso coinvolte; tuttavia impongono a volte alcuni limiti in termini di indicazione e di impianti e spesso presentano difficili curve di "apprendimento".

La percentuale più elevata di complicanze in alcune tecniche chirurgiche rispetto ad altre spiega la non casuale differenza di terminologia che abbiamo impiegato per le due sottoclassificazioni: le vie a "ridotta invasività" richiedono un periodo di "adattamento" per il chirurgo che inizia a ridurre metricamente l'estensione metrica di un accesso con il quale ha già una certa confidenza, mentre le vie "mini invasive", per il loro carattere di innovatività richiedono un vero e proprio "apprendimento" di gestualità chirurgiche in parte o completamente nuove⁵.

Tra gli approcci con queste caratteristiche, quelle che hanno ricevuto una maggior attenzione da parte della letteratura internazionale sono:

1. la via anteriore;
2. la via di Watson Jones;
3. la via MIS-2;
4. la via a doppia incisione diretta.

1) La via anteriore deriva dalla riduzione metrica della via descritta da Heuter, privata della dis-inserzione dei tendini dalla SIAS (tensore della fascia lata [TFL] e retto femorale [RF]), quest'ultimo anche a livello del suo capo riflesso).

L'accesso anteriore mini-invasivo (Fig. 3) viene condotto, a paziente supino, per via smussa tra sartorio e TFL superficialmente e RF e gluteo medio (GM) profondamente¹³. Raggiunto il piano capsulare viene legato il fascio vascolare circonflesso laterale e si accede al collo femorale previa capsulotomia. La resezione dell'epifisi femorale prossimale viene condotta a rapporti articolari mantenuti (cioè senza eseguire manovre di lussazione, difficoltose per la ridotta dissezione e traumatiche per il femore), permettendo così una corretta visualizzazione della cavità acetabolare.

Il canale femorale viene preparato adducendo ed extraruotando l'arto inferiore (e da alcuni autori posizionando un supporto al di sotto della metafisi prossimale per facilitare la presentazione dell'ingresso femorale).

2) La seconda via elencata costituisce l'evoluzione della omonima via tradizionale, privata dei tempi chirurgici di dis-inserzione parziale del tendine distale del GM e distacco del tendine distale del piccolo gluteo (GP) e dell'origine del vasto laterale (VL).

La via di Watson Jones mini-invasiva (Fig. 4), secondo la tecnica di Rottinger¹⁴, viene condotta, a paziente in decubito laterale su letto scomponibile privato dell'appoggio omolaterale all'arto inferiore da trattare, per via smussa tra TFL anteriormente e GM posteriormente nel piano muscolare superficiale e divaricando anteriormente il RF. La resezione dell'epifisi femorale prossimale viene condotta anche in questo caso a rapporti articolari mantenuti ed il canale femorale viene preparato estendendo, adducendo ed extraruotando l'arto inferiore, facendolo cadere posteriormente all'arto inferiore controlaterale.

Entrambe le vie appena descritte sfruttano pertanto una singola incisione per la preparazione dei versanti articolari.

3) Diverso è il principio ispiratore della via mini invasiva a doppia incisione MIS-2 descritto da Berger¹⁵, che associa ad una via anteriore dedicata alla preparazione del solo acetabolo (e quindi estremamente riducibile in termini di incisione cutanea e clivaggio



Fig. 3. Via anteriore mini-invasiva.

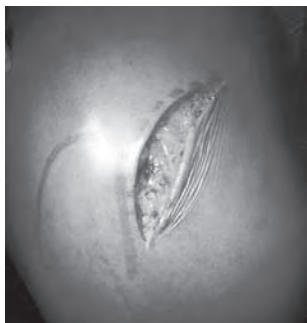


Fig. 4. Via antero-laterale mini-invasiva Watson Jones.

del piano profondo) una via laterale sovra-trocanterica dedicata alla preparazione della sola componente femorale, entrambe con paziente supino (Fig. 5).

La via anteriore, la cui incisione è condotta lungo la proiezione cutanea del collo femorale, percorre i piani di clivaggio della via anteriore, non richiedendo tuttavia interventi traumatici di mobilizzazione del femore prossimale, poiché la presentazione dell'ingresso femorale non diviene più necessaria.

La via laterale, conduce direttamente all'ingresso femorale, che viene ad esso presentato con una semplice manovra di adduzione non forzata sull'arto controlaterale e raggiunto per via smussa tra le fibre del grande gluteo (GG) e del GM.

Una capsulotomia accessoria permette poi il passaggio della componente femorale impiantata dal compartimento extra-capsulare laterale a quello mediale e la riduzione della neo-articolazione.

Tutte e tre queste tecniche chirurgiche sono caratterizzate da un elevato risparmio delle strutture mio tendinee ma presentano alcune intuibili e sostanziali differenze.

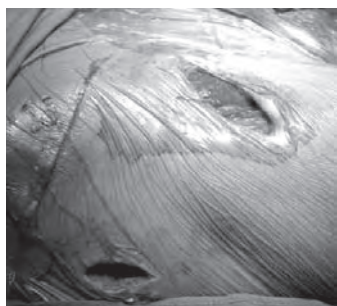


Fig. 5. Via mini-invasiva a doppia incisione MIS-2.

La via anteriore e la via di Rottinger hanno l'indubbio vantaggio di offrire una visualizzazione più classica delle strutture articolari, di condurre l'intero intervento attraverso una singola incisione, di essere estendibili in caso di necessità, di non sfruttare la fluoroscopia, di concedere l'impianto di quasi tutte le componenti femorali disponibili, cementate e non (tranne gli impianti di rivestimento); esse tuttavia richiedono di esercitare sollecitazioni sul femore prossimale non trascurabili, con rischio di provocare fratture e con un potenziale aumento del dolore post-operatorio per trazione e torsione delle strutture capsulari e tendinee.

Tuttavia i rapporti pubblicati^{16 17} testimoniano un significativo miglioramento delle *performances* funzionali nell'immediato post-operatorio, un riproducibile corretto posizionamento delle componenti ed un basso tasso di complicanze, sensazioni e risultati confermati anche nella nostra preliminare esperienza diretta con la via mini Watson Jones (25 casi, follow-up 6-30 mesi): 1 solo caso di frattura intraoperatoria (caso n. 4), nessuna lesione neurovascolare, nessuna lussazione, 2 casi di moderato posizionamento in valgo della componente acetabolare.

La via con doppia incisione riduce invece al minimo tali sollecitazioni, permettendo un significativo contenimento del dolore e della propriocezione post-operatoria, ma al prezzo di associare un secondo accesso, di necessitare della fluoroscopia, di limitare le soluzioni impiantabili alle sole componenti rette senza mantenimento del collo (preparabili e posizionabili secondo vettori rettilinei, a cielo chiuso), di non essere facilmente estendibile.

Il fascino di questa innovativa via chirurgica, alimentato dagli indubbi successi che essa ha presentato nelle mani di chirurghi estremamente specializzati (interventi eseguiti in regime di reale day-hospital, tempi operatori standardizzati, bassa percentuale di complicanze)¹⁵ è stato tuttavia profondamente ridimensionato, sia da autori internazionali che da noi stessi.

Una difficile curva di apprendimento, penalizzata non raramente da un elevato tasso di complicanze^{18 19} (neuroaprassie del nervo femoro-cutaneo laterale, fratture intra-operatorie, posizionamenti sub-ottimali delle componenti, con percentuali che in alcune casistiche sono arrivate rispettivamente fino al 25%, 8% per le prime 2 tipologie di complicanze, al 28% di posizionamenti acetabolari non soddisfacenti ed al 10% di scarso fit con componenti non cementate)²⁰ rende estremamente gravoso per il chirurgo avvicinarsi ad essa, rinunciando alla sicurezza di risultato offerta da vie più familiari, anche mini-invasive²⁰.

In tal senso, la nostra curva di apprendimento ha confermato l'elevato tasso di complicanze specifiche: 15% di lesioni transitorie del nervo femoro-cutaneo laterale, 5% di neuroaprassia del nervo femorale, 5% di fratture intra-operatorie.

Inoltre, le restrizioni imposte dalla tecnica limitano lo spettro di soluzioni impiantabili in pratica ai soli steli femorali retti con testine di diametro inferiore a 32 mm, escludendo soluzioni maggiormente conservative (conservazione del collo) e biomeccanicamente favorevoli (teste di diametro 36 mm o superiore) da noi generalmente preferite.

Infine, i reali vantaggi in termini di recupero funzionale attribuibili strettamente alla via chirurgica, da alcuni autori contestati perché derivati dall'applicazione in gruppi di pazienti selezionati¹⁹ per età e patologia, oltre ad avere un valore transitorio (recuperato

quasi completamente nel breve termine dai pazienti operati con vie tradizionali) sono difficilmente riproducibili nella nostra realtà assistenziale (in particolare la durata dell'ospedalizzazione) per la scarsa *compliance* dei pazienti, per la limitata capacità di assistenza domiciliare programmata e per l'esposizione a critiche che una dimissione estremamente precoce comporterebbe in caso di complicanze successive.

4) Più recentemente Irving²¹ ha proposto una via a doppia incisione che non necessita dell'impiego della fluoroscopia.

Essa combina le due vie che l'autore ritiene più adatte ed in diretta contiguità con i vettori di preparazione acetabolare e del canale femorale: rispettivamente la via anteriore di Heuter e la via postero-laterale di Moore. Non dovendo più adattarle alle necessità di accesso ad entrambi i versanti dell'articolazione, è possibile condurle attraverso incisioni estremamente limitate per estensione e dissezioni atraumatiche. La diretta visualizzazione permetterebbe una maggior versatilità di impianto e restrizioni meno rigide nella selezione dei pazienti candidati.

Tuttavia convince poco, nell'ottica della massima riduzione dei distacchi mio-tendinei, la necessità di distaccare e riflettere comunque i rotatori brevi nella componente postero-laterale della via di accesso, esattamente come è necessario fare nella mini postero-laterale a singola incisione. Inoltre tale associazione potrebbe destabilizzare troppo la neo-articolazione, rischiando di sommare i rischi di lussazione dell'accesso anteriore e dell'accesso di Moore.

LA MINI-INVASIVITÀ SUI TESSUTI MOLLI È REALE?

La rappresentazione delle vie a ridotta e mini-invasività descrive un insieme di percorsi ideali, sviluppati grazie all'ottimizzazione degli spazi ed alla riduzione dei confini anatomico-chirurgici imposti dalle strutture miotendinee e fasciali.

La traduzione pratica di queste indicazioni non è sempre agevole, richiede, come detto sopra curve di "adattamento" e di "apprendimento", doti di rigore anatomico-chirurgico molto spiccate e, tuttavia, espone alla lesione necessaria o involontaria di diverse strutture mio-tendinee.

L'esempio più intuibile e rappresentato dalla MIS-2: l'esecuzione interamente a cielo chiuso del tempo laterale è stata inoltre fortemente criticata poiché comporta un elevato rischio di lesione misconosciuta delle fibre del medio gluteo, inserzione femorale del piriforme e dei rotatori brevi, come anatomico-patologicamente verificato in procedure sperimentalmente eseguite su preparati anatomici²².

Tuttavia, anche per vie con maggiore *confidence*, perché più simili a vie tradizionali, lo stesso tipo di valutazione sperimentale²³ ha evidenziato il rischio di numerose lesioni "accessorie": nella via anteriore una media dell'8% delle fibre del piccolo gluteo veniva danneggiato, comparate con il 18% in corso della via postero-laterale. Una percentuale media del 31% di lesione del tensore della fascia lata e del 12% del capo diretto del retto femorale veniva riscontrata nella via anteriore, ma sorprende soprattutto una percentuale del 50% dei casi di tale via comportava una sezione del piriforme durante la mobilizzazione del femore prossimale.

A conferma di quanto descritto riportiamo una certa frequenza nelle prime procedure da noi eseguite con la via mini Watson Jones di lesioni parziali delle fibre più anteriori del medio gluteo (in una percentuale vicina al 10% dell'intero volume muscolare) ad opera dei detrattori posteriori del cotile, tipologia di lesione scomparsa tuttavia con il maturare dell'esperienza chirurgica.

Probabilmente la natura "parziale" delle suddette lesioni chirurgiche riduce le conseguenze biomeccaniche e sintomatologiche sugli attivatori dell'anca, ma comunque impone un giudizio prudente sul valore di *Tissue Sparing Surgery* di procedure eseguite senza la necessaria esperienza e la massima cautela.

STRUMENTARI DEDICATI E PROTOCOLLI RIABILITATIVI MODIFICATI

Sul finire di questa sintesi sulla mini-invasività rivolta ai tessuti molli, due aspetti meritano a nostro avviso una separata considerazione:

1. La ristrettezza del campo operatorio, sia esso rappresentato da una singola o da una doppia incisione, suggerisce l'adozione di strumentari dedicati per superare il conflitto con i tessuti molli che lo strumentario tradizionale (nato e sviluppato nei decenni passati senza significativi "limiti di spazio") inevitabilmente comporta, con elevato rischio di malposizionamenti e complicanze intra-operatorie. Manici porta *broches* femorali permettono una corretta preparazione femorale riducendo, nelle vie a singola incisione, le forze di leva esercitate sul femore prossimale, limitando la necessità di release capsulari e diminuendo il traumatismo sui tessuti superficiali²⁴. Reamer acetabolari con profilo ridotto e manici angolati (*dog leg*), preferibilmente dotati di guide di orientamento, consentono una più agevole ricerca della corretta abduzione ed antiversione cotiloidea limitando il conflitto con i tessuti molli e permettendo un posizionamento acetabolare contenuto nel *range* ottimale anche in presenza di limitata aggressione muscolare e fasciale o di una parziale visualizzazione diretta^{15 25}. Divaricatori (leve di Homann) con profili *tissue friendly*, ridotta superficie trasversale ed eventuale associazione di fonti di luce a fibre ottiche sono in grado rispettivamente di ridurre il trauma da contatto sui tessuti muscolari e cutanei²⁶, di adattarsi al passaggio di frese acetabolari con profilo periferico intagliato e di migliorare la visualizzazione diretta in presenza di ridotta esposizione¹⁵.
2. L'innovazione chirurgica portata dalle vie mini-invasive ha spinto ad esplorare percorsi riabilitativi accelerati, ricoveri estremamente brevi e protocolli analgesici maggiormente aggressivi: alcuni deterrenti hanno suggerito che, almeno parzialmente, i risultati migliori della chirurgia siano imputabili a scelte diverse in questi 3 campi di intervento, contestandone la preclusione a vie chirurgiche tradizionali. Ancor di più, è stata postulata un insieme di interventi riabilitativi e medici, in grado di migliorare globalmente le *performances* di un intervento chirurgico senza modificarne gli aspetti tecnici tradizionali, definito *Fast-Track Surgery*²⁷. Tuttavia, pur concordando sulle modifiche dei protocolli post-operatori come area di miglioramento per interventi di protesizzazione totale articolare, almeno in parte condizionati da abitudini e prudenza maturate nel passa-

to, abbiamo incontrato nella nostra esperienza diretta maggiori e significative difficoltà nell'applicare a vie chirurgiche tradizionali o a "ridotta invasività" gli schemi terapeutici e riabilitativi che abbiamo utilizzato nelle vie "mini-invasive" (MIS-2 e mini Watson Jones), anche nello stesso paziente (interventi bilaterali *two stage*, comparazione con via mini-laterale diretta e MIS-2/mini Watson Jones).

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Pipino F. *Evoluzione critica della mini-invasività: la Tissue Sparing Surgery*. Lo Scalpello 2007;20:133-4.
- ² Pierannunzi L, De Bellis U, d'Imporzano M. *Approccio laterale diretto conservativo*. Lo Scalpello 2007;20:125-8.
- ³ de Beer J, Petrucci D, Zalzal P, et al. *Single-incision, minimally invasive total hip arthroplasty: length doesn't matter*. J Arthroplasty 2004;19:945-50.
- ⁴ Goldstein WM, Gordon AC, Branson JJ, et al. *Minimal incision total hip arthroplasty. Scientific exhibit in 70th Annual Meeting Proceedings of the AAOS*. New Orleans 2003: 652-3.
- ⁵ Dorr LD. *Single incision Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am 2003;85A:2236-8.
- ⁶ Sherry E, Egan M, Henderson A, et al. *Minimally invasive techniques for total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am 2002;84A:1481.
- ⁷ Bonica J, Murena L, Murena P. *Approccio mini-invasivo postero-laterale all'anca*. Lo Scalpello 2007;20:125-8.
- ⁸ Berger RA. *Mini-incision total hip replacement using an anterolateral approach: technique and results*. Orthop Clin North Am 2004;35:143-51.
- ⁹ Jacobs L, Buxton RA. *The course of superior gluteal nerve in the lateral approach to the hip*. J Bone Joint Surg 1989;71:1239-43.
- ¹⁰ Wright JM, Crockett HC, Delgado S, et al. *Mini-incision for total hip arthroplasty: a prospective, controlled investigation with 5-year follow-up evaluation*. J Arthroplasty 2004;19:538-45.
- ¹¹ Woolson ST, Mow CS, Syquia JF, et al. *Comparison of primary total hip replacements performed with a standard incision or a mini-incision*. J Bone Joint Surg Am 2005;87A:675; author reply 675-6.
- 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;87:701-10.
- ¹³ Kennon RE, Keggi JM, Wetmore RS, et al. *Total hip arthroplasty through a minimally invasive anterior surgical approach*. J Bone Joint Surg Am 2003;85A(Suppl.4):39-48.
- ¹⁴ Bertin KC, Rottinger H. *Anterolateral mini-incision hip replacement surgery: a modified Watson-Jones approach*. Clin Orthop Relat Res 2004;(429):248-55.
- ¹⁵ Berger RA. *The technique of minimally invasive total hip arthroplasty using the two-incision approach*. Instr Course Lect 2004;53:149-55.
- ¹⁶ Rottinger H. *Minimally invasive anterolateral surgical approach for total hip arthroplasty: Early clinical results*. Hip International 2006;16(Suppl.4):42-7.
- ¹⁷ Bombelli M, Mayr M, Tschauner C. *La via di accesso anterolaterale mini-invasiva all'anca (accesso OCM) nella protesi d'anca: considerazioni tecniche e cliniche*. Lo Scalpello 2007;20:123-4.
- ¹⁸ Archibeck MJ, White RE Jr. *Learning curve for the two-incision total hip replacement*. Clin Orthop Relat Res 2004;(429):232-8.
- ¹⁹ Pagnano MW, Leone J, Lewallen DG, et al. *Two-incision THA had modest outcomes and some substantial complications*. Clin Orthop Relat Res 2005;441:86-90.
- ²⁰ Bal BS, Haltom D, Aleto T, et al. *Early complications of primary total hip replacement performed with a two-incision minimally invasive technique*. J Bone Joint Surg Am 2005;87:2432-8.
- ²¹ Irving JF. *Direct two incision total hip replacement without fluoroscopy*. Orthop Clin N Am 2004;35:173-81.
- ²² Mardones R, Pagnano MW, Nemanich JP, et al. *The Frank Stinchfield Award: muscle damage after total hip arthroplasty done with the two-incision and mini-posterior techniques*. Clin Orthop Relat Res 2005;441:63-7.
- ²³ Meneghini RM, Pagnano MW, Trousdale RT, et al. *Muscle damage during MIS total hip arthroplasty: Smith-Peterson versus posterior approach*. Clin Orthop Relat Res 2006;(453):293-8.
- ²⁴ Nogler M, Krismer M, Hozack WJ, et al. *A double offset broach handle for preparation of the femoral cavity in minimally invasive direct anterior total hip arthroplasty*. J Arthroplasty 2006;21:1206-8.
- ²⁵ Ait Si Selmi T, Lustig S, Dojcinovic S, et al. *Morbidity and reliability of total hip implants positioning using the posterior minimally invasive approach: a consecutive series of 100 cases*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 2006;92:752-9.
- ²⁶ Rottinger H. *The MIS anterolateral approach for THA*. Orthopade 2006;35:708-15.
- ²⁷ Wilmore DW. *Therapy which enhances surgical recovery: the potential for multimodality, fast-track surgery in the 21st century*. Nippon Geka Gakkai Zasshi 2000;101:281-3.

La mini-invasività ossea nelle protesi primarie dell'anca

Mini-invasive bone treatment with primary hip arthroplasty

S. Giannini

RIASSUNTO

Il trattamento delle patologie dell'anca in pazienti giovani e attivi rappresenta una difficile scelta terapeutica. I risultati a lungo termine dell'artroplastica convenzionale dell'anca seppur molto soddisfacenti in pazienti anziani, non sono altrettanto positivi in pazienti giovani. Questi scarsi risultati clinici dipendono dalle elevate richieste funzionali dei pazienti più giovani e attivi che possono determinare una rapida usura delle componenti protesiche con conseguente aumento dei fallimenti dell'impianto. Le protesi di rivestimento dell'anca di nuova generazione sono state introdotte per soddisfare le esigenze di una popolazione di pazienti con elevate richieste funzionali. La protesi di rivestimento consente la massima conservazione del *bone stock* del paziente e associa pertanto la mini-invasività ossea a quella dei tessuti molli. Una moderna tribologia dei materiali garantisce inoltre bassissimi tassi di usura. La nostra esperienza con l'impiego della protesi di rivestimento consta di oltre 600 casi. La sopravvivenza media dell'impianto ad un follow-up medio di 24 mesi è attualmente del 98,8%. Sulla base degli ottimi risultati ottenuti nella nostra casistica e dei dati pubblicati in letteratura, si può oggi affermare che la protesi di rivestimento dell'anca è un intervento che rappresenta il trattamento di scelta nei pazienti giovani e/o attivi con patologie invalidanti dell'anca.

Parole chiave: protesi di rivestimento, metallo/metallo, anca; mini-invasività

SUMMARY

The treatment of hip pathologies in young and active patients represents a difficult therapeutic choice. The long-term results of conventional hip arthroplasty, although satisfactory in elderly patients, are poor in young patients. These unsatisfactory clinical results are due to high functional demands in young and active patients that can lead to early wear of the prosthetic component with a consequent increase in implant failure. New generation hip

resurfacing implants have been introduced in order to satisfy the requirements of a patient population with high functional demands. Hip resurfacing implantation enables maximum preservation of bone stock and therefore extends bone mini-invasiveness to the soft tissues. Modern tribology of the material guarantees a very low wear incidence. Our experience in the use of hip resurfacing includes more than 600 cases. The average survivorship of the implant at a follow-up of 24 months is currently 98,8%. On the basis of these excellent results obtained in our series and published in the literature, it can be confirmed that hip resurfacing represents the treatment of choice in young and/or active patients with debilitating hip pathologies.

Key words: resurfacing; metal-on-metal; hip; minimally-invasive

INTRODUZIONE

Gli obiettivi della protesi convenzionale dell'anca consistono nella risoluzione della sintomatologia dolorosa, nel recupero della funzionalità e della deambulazione e nella sopravvivenza dell'impianto a lungo termine. I risultati a lungo termine delle artroprotesi convenzionali dell'anca riportati in letteratura seppur molto positivi nei pazienti anziani, non sono altrettanto soddisfacenti nei pazienti giovani. Numerosi studi hanno evidenziato come nei pazienti con età inferiore a 55 anni la percentuale di fallimenti con necessità di revisione chirurgica sia pari al 19% a distanza di 10 anni, tale percentuale cresce sino a raggiungere il 67% a distanza di 16 anni dall'intervento¹. Questi risultati sono legati alle elevate richieste funzionali dei pazienti giovani e attivi che possono determinare un'eccessiva usura delle componenti protesiche, con conseguente aumento dei fallimenti per mobilitazione dell'impianto.

Le protesi di rivestimento di nuova generazione sfruttano un accoppiamento metallo-metallo (lega metallica di cromo-cobalto-molibdeno) caratterizzato da un bassissimo tasso di usura che ben si accompagna alle elevate richieste funzionali di una popolazione di pazienti giovani e attivi². La protesi di superficie si limita a rivestire con due sottili componenti metalliche il versante acetabolare e femorale dell'articolazione dell'anca senza dover eseguire così alcuna significativa asportazione di tessuto osseo. Essa consente pertanto di conservare totalmente l'intera porzione prossimale del femore; cioè sia il collo che la testa femorale non modificando il diametro originale della testa del femore del paziente. Inoltre, in pazienti giovani con una lunga aspettativa di vita il *bone stock* rappresenta un patrimonio da salvaguardare soprattutto nell'eventualità di una possibile chirurgia di revisione.

Direttore Clinica Ortopedica, Professore Ordinario Università di Bologna, VI Divisione Istituti Ortopedici Rizzoli

Indirizzo per la corrispondenza:

Prof. Sandro Giannini, Istituti Ortopedici Rizzoli, via G.C. Pupilli 1, 40136 Bologna.
Tel.: +39 051 583217; e-mail: giannini@ior.it

Tra i differenti modelli protesici attualmente disponibili, la protesi di rivestimento garantisce il maggior risparmio di tessuto osseo sia rispetto ad una protesi a conservazione del collo che ancor più rispetto ad un'artroprotesi tradizionale. La massima conservazione del *bone stock* del paziente rientra nel concetto della mini-invasività ossea che può essere associata alla mini-invasività dei tessuti molli qualora la protesi di rivestimento sia posizionata mediante un accesso mini invasivo³ (Fig. 1). Se da un lato risulta evidente il maggior risparmio di tessuto osseo sul versante femorale meno evidente lo risulta per ciò che riguarda il versante acetabolare, soprattutto in pazienti con teste femorali di grande diametro⁴. Uno studio randomizzato condotto da Vendittoli et al.⁵ ha dimostrato come la rimozione di tessuto osseo acetabolare nelle protesi di superficie non sia significativamente superiore a quella osservata nelle artroprotesi convenzionali dell'anca. Ulteriori vantaggi delle protesi di rivestimento rispetto alle protesi tradizionali dell'anca sono rappresentati da un più ampio *range* di movimento, un ridotto tasso di lussazioni, un ripristino più anatomico dell'*offset* femorale e della lunghezza dell'arto, una riduzione del fenomeno dello *stress shielding* nel femore prossimale e una più semplice chirurgia di revisione dell'impianto protesico⁶.

I RISULTATI IN LETTERATURA

In letteratura sono presenti numerosi lavori che dimostrano l'efficacia ed i vantaggi offerti dalle protesi di rivestimento. La mini-invasività ossea, l'accoppiamento metallo-metallo e la testa femorale di grande diametro sono i principali responsabili di questi importanti vantaggi.

In uno studio condotto da Daniel et al.⁷ su una serie di 446 protesi di rivestimento in 384 pazienti con meno di 55 anni ad un follow-up medio di 3,3 anni la sopravvivenza dell'impianto è stata pari al 99,78%. Un altro studio condotto da Treacy et al.⁸ ha riportato una sopravvivenza dello stesso tipo di impianto a 5 anni dall'intervento chirurgico in 144 casi pari al 98% (99% se si considerano le revisioni asettiche).

Anche Amstutz et al.⁹ hanno riportato risultati soddisfacenti su 400 protesi di rivestimento con una percentuale di sopravvivenza pari al 94,4% ad un follow-up medio di 3,5 anni.

Nonostante queste casistiche riportino ottimi risultati a medio termine per ciò che riguarda la sopravvivenza dell'impianto, la protesi di rivestimento trova alcuni ostacoli ad una sempre più ampia diffusione a causa della pesante eredità degli insuccessi delle protesi di superficie di prima generazione. Se da un lato l'accoppiamento metallo-metallo e la fissazione non cementata della componente acetabolare hanno risolto possibili cause di fallimento, l'eventuale frattura del collo del femore rimane un forte deterrente per chi si affaccia a questo tipo di chirurgia dell'anca.

In un recente studio multicentrico su 3429 protesi di rivestimento eseguite in 4 anni è stata registrata una percentuale di fratture femorali pari al 1,46% (50 casi) con una media del tempo di comparsa della frattura pari a 15,4 settimane¹⁰. Nel fallimento di questi 50 casi è stato dimostrato avere un ruolo decisivo il posizionamento in varo di più di 5° della componente femorale presente nel 71,1% dei casi e il *notching* della corticale femorale superiore presente nel

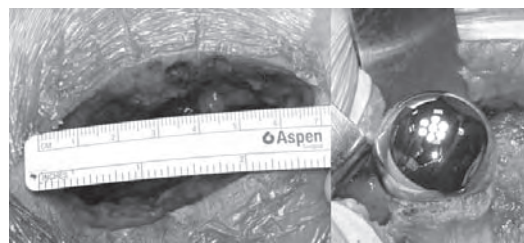


Fig. 1. Protesi di rivestimento impiantata con tecnica mini-invasiva.

46,6% dei casi. L'ipotesi secondo cui la frattura del collo del femore possa dipendere dalla necrosi avascolare è stata recentemente confutata da studi che riportano una bassa incidenza di necrosi avascolare come causa di fallimento dell'impianto ad un follow-up medio di 3 anni¹¹.

Un argomento controverso riguardante le protesi di rivestimento rimane la problematica del rilascio sierico di ioni metallo con possibile danno cronico dall'esposizione dei tessuti ai metalli¹². In uno studio condotto da Daniel et al.¹³, è stato paragonato il livello ematico di ioni cromo e cobalto tra pazienti sottoposti a protesi di rivestimento e pazienti operati di artroprotesi convenzionale con accoppiamento metallo-metallo e testa femorale di 28 mm. Ad un follow-up di 4-6 anni non è stata riscontrata nessuna differenza statisticamente significativa nei livelli ematici di cromo e cobalto tra i due gruppi di pazienti. Il rilascio di ioni metallici ed il loro possibile effetto nocivo a lungo termine rimane tuttavia un argomento controverso che merita di essere monitorato nel caso di ogni accoppiamento metallo-metallo. In letteratura tuttavia non esistono lavori che evidenzino una correlazione fra protesi ad accoppiamento metallo-metallo e l'insorgenza di patologie rilevanti.

CASISTICA ISTITUTI ORTOPEDICI RIZZOLI

Presso la VI Divisione della Clinica Ortopedica Universitaria di Bologna degli Istituti Ortopedici Rizzoli, dal gennaio 2001 al giugno 2007 sono stati eseguiti 600 interventi di sostituzione protesica dell'anca con protesi di rivestimento. Questo impianto è costituito da due componenti metalliche in cobalto-cromo-molibdeno e prevede una fissazione ibrida: superficie *porous-coated* rivestita di idrossiapatite *press-fit* per la componente acetabolare e fissazione con cemento antibiotato per la componente femorale. Le coppe acetabolari hanno diametri compresi fra 44 e 66 mm e le teste femorali tra 38 e 58 mm (ad ogni testa corrispondono due possibili diametri acetabolari). Alcuni impianti protesici prevedono l'utilizzo di coppe da displasia e *bridging cup*, caratterizzate dalla possibilità di inserire 2 viti per migliorare la fissazione primaria. I 600 impianti sono stati eseguiti in 560 pazienti (40 bilaterali), 348 di sesso maschile e 252 di sesso femminile. La diagnosi è stata nel 52% dei casi artrosi primitiva (Fig. 2a, b), nel 22% coxartrosi secondaria a displasia congenita dell'anca (Fig. 3a, b), nel 10% coxartrosi secondaria a esiti di epifisiolisi (Fig. 4a, b) e malattia di Legg-Calvé-Perthes, nel 6% coxartrosi post-traumatica (Fig. 5a,

b), nel 5% coxartrosi secondaria a malattie reumatiche e nel 5% necrosi avascolare. L'età media dei pazienti è di 51 anni (*range*: 15-73) e il follow-up medio è di 24 mesi (*range*: 3-78 mesi).

Tutti i pazienti sono stati valutati mediante scheda *Harris Hip Score* prima dell'intervento e successivamente a 3, 9, 18 e 24 mesi di follow-up. Per tutti i pazienti è stata eseguita una valutazione radiografica agli stessi follow-up verificando il posizionamento delle componenti e la presenza di eventuali radiolucenze evolutive.

Il protocollo di riabilitazione prevede, mobilitazione passiva continua fin dalla prima giornata e verticalizzazione con carico parziale già dalla seconda giornata senza diversa indicazione da parte del chirurgo. La dimissione è stata effettuata in media in sesta giornata post operatoria, ed i pazienti sono stati controllati in ambulatorio ai vari follow-up.

TECNICA CHIRURGICA

Per eseguire l'impianto protesico di rivestimento occorre innanzitutto eseguire un corretto *planning* pre-operatorio utilizzando dei *templates* sovrapposti alle radiografie pre-operatorie del paziente in modo tale da determinare le dimensioni delle componenti e l'orientamento dell'impianto in particolare della componente femorale. Occorre infatti evitare il posizionamento del rivestimento femorale in varo e assicurare, invece, un orientamento in lieve valgismo. Per verificare il corretto orientamento della componente femorale si misura la distanza tra l'apice del grande trocantere e l'intersezione del prolungamento della linea mediana della componente sulla corticale femorale laterale.

Le vie chirurgiche d'accesso per l'impianto di questa protesi possono essere sia laterali che anteriori che posteriori. Nella nostra esperienza abbiamo eseguito la protesi di rivestimento utilizzando principalmente una via d'accesso posteriore all'anca, inizialmente allargata poi progressivamente ridotta ad una mini incisione di circa 8 centimetri. L'incisione viene eseguita con l'anca flessa di 45° inizialmente in modo rettilineo successivamente angolata nella parte prossimale verso la linea mediana per meglio esporre la testa femorale. Attraverso il grande gluteo si raggiunge la regione trocanterica, si identifica il nervo sciatico, si seziona il tendine distale del grande gluteo (questo passaggio non viene eseguito in caso di accesso mini invasivo) e la borsa fino ad esporre gli extrarotatori brevi che vengono sezionati a tutto spessore assieme alla capsula articolare posteriore. Si lussa quindi la coxo-femorale, si esegue la capsulotomia anteriore e si asportano gli osteofiti dal collo del femore facendo attenzione a non asportare tessuti molli. Con un apposito strumentario si misurano il collo e la testa del femore per identificare la giusta componente da impiantare e si isola accuratamente il bordo del cotile. La testa femorale viene dislocata supero-anteriormente in modo da esporre maggiormente la cavità acetabolare. Si procede quindi alla preparazione dell'acetabolo con alesatori emisferici di diametro crescente, esponendo l'osso

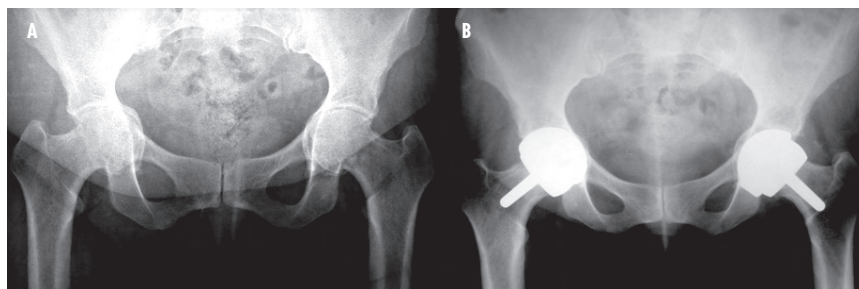


Fig. 2. Donna di 53 anni affetta da coxartrosi bilaterale. Radiografia a 4 anni di follow-up in cui si può notare il corretto ripristino della biomeccanica dell'anca.

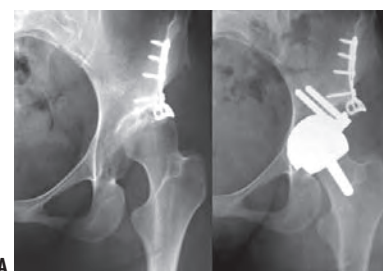


Fig. 3. Donna di 27 anni affetta da displasia di grado 4 di Crowe già operata di tettoplastica. Controllo a distanza di 4 anni. In questo caso è stato utilizzato un cotile da displasia fissato con 2 viti a livello del paleo-cotile.



Fig. 4. Uomo di 16 anni affetto da esiti epifisiolisi. Radiografia a 7 anni di follow-up in cui si può notare l'aumento della densità ossea a livello della femore prossimale.



Fig. 5. Uomo di 24 anni affetto da coxartrosi post-traumatica. Controllo a distanza di 5 anni.

spongioso sottostante. La coppa metallica che ha una superficie porosa rivestita di idrossiapatite viene posizionata con un'inclinazione di circa 45° e un'antiversione di circa 20°. Nel caso in cui sia presente un evidente deficit supero-laterale dell'acetabolo, per alcuni modelli protesici è possibile utilizzare un'apposita componente di rivestimento per displasia, che prevede la stabilizzazione secondaria con viti.

I diversi modelli protesici si avvalgono di differenti sistemi di contrazione della componente femorale. Tuttavia nel caso di un accesso mini-invasivo solamente l'esperienza del chirurgo che si avvale dei reperti anatomici, o l'utilizzo dell'amplificatore di brillantezza permette un corretto posizionamento della componente femorale. Una volta ottenuto l'orientamento desiderato, viene inserito un filo guida nella testa e nel collo femorale. Ciò consentirà successivamente il corretto posizionamento dell'alesatore cilindrico. Il fattore limitante per la determinazione delle dimensioni appropriate delle componenti è il diametro del collo femorale nel suo piano maggiore (in genere coronale). Si usa un calibro per misurare questo diametro e scegliere la componente di dimensioni adeguate, che non violerà le corticali del collo femorale. La violazione della corticale (*notching*) è da evitare per prevenire fratture post-operatorie del collo del femore. Dopo la preparazione della testa femorale si inserisce un drenaggio nella regione trocanterica per ridurre la pressione endomidollare durante il processo di cementazione. Concludendo l'accurata preparazione della testa femorale, con un trapano vengono eseguiti dei fori per la fissazione del cemento. La componente femorale viene fissata con PMMA antibiotato e, dopo che è stata fatta collimare con l'osso sottostante, è tenuta ferma finché la polimerizzazione del cemento è completa; si rimuove il cemento in eccesso e si riduce l'anca.

L'intervento è molto anatomico, non vengono alterate strutture importanti, tutti i tessuti molli sezionati vengono suturati.

RISULTATI

Abbiamo analizzato tutti e 600 gli impianti come descritto precedentemente e abbiamo constatato un notevole e progressivo aumento del punteggio di Harris ai vari follow-up, infatti tale punteggio risultava essere di media 55 nel pre-operatorio mentre al primo follow-up era già aumentato di media a 87 (incremento medio dell'HHS è stato di 30,3 punti (*range*: 3-71; DS = 16,8) per raggiungere 93 a 9 mesi e stabilizzarsi a 18 e 24 mesi su un punteggio di 96. Nel 92% dei casi il ROM era normale e i pazienti riferivano la sensazione di un'anca normale anche durante la pratica di attività sportive anche ad alto impatto. Ovviamente i risultati migliori si sono ottenuti nei pazienti non affetti da coxartrosi secondaria a displasia congenita ma anche in questi pazienti, che in alcuni casi avevano eseguito in precedenza un intervento di protesi tradizionale controlaterale, la sensazione dell'anca trattata con protesi di rivestimento era molto migliore.

Per quanto riguarda le indagini radiografiche non si sono riscontrate radiolucenze evolutive. L'angolo medio di inserimento in valgo della componente femorale è stato di 8,2° (*range*: -10-15°) mentre quello della componente acetabolare presenta un valore medio di 47,5° (*range*: 42-60°).

Nei 600 interventi eseguiti abbiamo riscontrato le seguenti complicanze che non hanno comportato conseguenze per la sopravvivenza dell'impianto: 3 lussazioni post-traumatiche (0,5%), 2 lussazioni non traumatiche (0,3%), 3 paresi del nervo femorale in allungamento di 4 cm in un caso di displasia congenita dell'anca in via di risoluzione (0,5%); 1 paralisi di nervo sciatico (0,16%), 2 rotture del filo guida (0,3%); 1 frattura acetabolare (0,16%) unico caso di incongruenza fra la dimensione della testa femorale e il cotile; 3 complicanze vascolari (0,5%). Due pazienti hanno accusato un perdurare della sintomatologia dolorosa dopo l'intervento chirurgico e sono stati rioperati di rimozione degli osteofiti peri-acetabolari poiché causavano *impingement* con il collo femorale e conseguente dolore. Per quanto riguarda invece le complicanze che hanno comportato una revisione dell'impianto abbiamo registrato: 3 mobilitazioni precoci della componente acetabolare per insufficiente stabilità primaria (0,5%); 3 fratture del collo del femore tutte in pazienti maschi verificatesi rispettivamente dopo 55 e 60 giorni e dopo 2 anni dall'impianto senza un trauma di sufficiente entità (0,5%); 1 necrosi avascolare della testa femorale verificatasi a partire dal secondo mese dopo l'impianto con progressiva varizzazione della componente femorale in una donna di 69 anni in cui probabilmente la qualità ossea non era adeguata a supportare questo tipo di impianto (0,16%). In questi quattro casi si è proceduto agevolmente alla rimozione del collo femorale e all'introduzione di uno stelo retto con testa di grosse dimensioni e accoppiamento metallo/metallo mantenendo così in sede la componente acetabolare. Dai dati attuali della nostra casistica risulta una percentuale di sopravvivenza della protesi di rivestimento pari al 98,8%.

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Il concetto di mini-invasività ossea nelle protesi primarie dell'anca non può prescindere da quello di protesi di rivestimento. La protesi di superficie rivestendo con sottili componenti metalliche entrambi i versanti articolari permette la massima conservazione del *bone stock* del paziente ripristinando una corretta biomeccanica dell'articolazione dell'anca e mantenendo la propriocettività. Inoltre, la mini-invasività ossea della protesi di rivestimento pressoché totale sul versante femorale non richiede un maggior sacrificio osseo sul versante acetabolare⁵ se paragonata all'artroprotesi tradizionale. Nelle mani di un chirurgo esperto, la protesi di rivestimento può essere posizionata con incisioni di 7-8 centimetri associando pertanto al risparmio del tessuto osseo il risparmio dei tessuti molli. Inoltre, la conservazione del *bone stock* durante l'atto chirurgico si mantiene nel tempo in termini di densità ossea del femore prossimale. Kishida et al.¹⁴ hanno analizzato l'effetto della protesi di rivestimento sulla densità minerale ossea (BMD) del femore prossimale. Gli autori hanno eseguito uno studio comparativo fra 13 pazienti (gruppo A) trattati con protesi di rivestimento e 12 con una protesi tradizionale (gruppo B). La BMD è stata analizzata a livello femorale attraverso la DEXA (*dual-energy X-ray absorptiometry*) nelle sette zone di Gruen a 3 settimane e 3, 6, 12 e 24 mesi dall'intervento. Nella zona 1 di Gruen la percentuale di BMD a 24 mesi è circa il 100% di quella pre-operatoria nel gruppo A mentre scende al 89% nel gruppo B. Nella zona 7 di Gruen invece la

BMD aumenta nel gruppo A al 111% mentre decresce nel gruppo B al 83%. Questo studio dimostra come la protesi di rivestimento preservi e migliori la densità minerale ossea nel femore prossimale. Riteniamo pertanto che questo tipo di protesi trasferisca un carico al femore prossimale più fisiologico rispetto alle protesi d'anca tradizionali prevenendo il fenomeno dello *stress shielding* e preservando nel tempo il patrimonio osseo del femore prossimale.

La protesi di rivestimento garantisce un basso rischio di lussazione favorito dall'elevato diametro della testa femorale e in caso di fallimento può essere facilmente convertita in una protesi d'anca convenzionale. I possibili svantaggi rispetto ad un intervento convenzionale di protesi d'anca comprendono il rischio di fratture del collo del femore e di necrosi avascolari della testa ed il rilascio di ioni metallici. Le controindicazioni sono rappresentate da marcata osteoporosi, necrosi massiva della testa del femore e gravissime deformità testa-collo. I risultati funzionali sono ottimi e superiori rispetto a quelli della protesi tradizionale, i tempi di recupero sono assai brevi e vi è la possibilità di svolgere anche attività sportive ad alto impatto. I risultati della nostra casistica sono in linea con quelli riportati in letteratura. Oggi possiamo affermare come le protesi di rivestimento di nuova generazione, con il miglioramento del design, della metodica di fissazione e l'impiego di nuovi materiali offrano un'alternativa efficace nel trattamento delle patologie dell'anca. La mini-invasività ossea che consente questo tipo di impianto rappresenta la soluzione che più si avvicina alla restituzione completa di un'anca patologica. La conservazione quasi totale del *bone stock* inoltre garantisce migliori premesse per una possibile chirurgia di revisione in pazienti spesso molto giovani. La protesi di rivestimento dell'anca è quindi un intervento innovativo e tecnicamente complesso che rappresenta attualmente il nostro trattamento di scelta nei pazienti giovani e/o attivi affetti da patologie invalidanti dell'anca ma che può essere impiegato in tutti i casi di buona qualità ossea.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Malchau P, Herberts P, Soderman P. *Update and validation of results from the Swedisch Hip Arthroplasty Registry 1979-1998*. Procs 67th Annual Meeting of the American Academy of Orthopedic Surgeons, 2000.
- ² Wagner M, Wagner H. *Medium-term results of a modern metal-on-metal system in total hip replacement*. Clin Orthop Relat Res 2000;379:123-33.
- ³ McMinn DJW, Daniel J, Pynsent PB, et al. *Mini-incision resurfacing arthroplasty of hip trough the posterior approach*. Clin Orthop 2005;441:91-8.
- ⁴ Loughhead JM, Starks I, Chesney D, et al. *Removal of acetabular bone in resurfacing arthroplasty of the hip. A comparison with hybrid total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br 2006;88:31-4.
- ⁵ Vendittoli PA, Lavigne M, Girard J, et al. *A randomised study comparing resection of acetabular bone at resurfacing and total hip replacement*. J Bone Joint Surg Br 2006;88:997-1002.
- ⁶ McMinn DJW. *Development of metal/metal hip resurfacing*. Hip International 2003;13(Suppl.2):41-53.
- ⁷ Daniel J, Pynsent PB, McMinn DJW. *Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis*. J Bone Joint Surg 2004;86B:177-84.
- ⁸ Treacy RBC, McBryde CW, Pynsent PB. *Birmingham hip resurfacing arthroplasty a minimum follow-up of five years*. J Bone Joint Surg 2005;87B:167-70.
- ⁹ Amstutz HC, Beaulè PE, Dorey FJ, et al. *Metal on metal hybrid surface arthroplasty: two to six year follow-up study*. J Bone Joint Surg 2004;86A:28-39.
- ¹⁰ Shimmin AJ, Back D. *Femoral neck fractures following Birmingham Hip Resurfacing: a national review of 50 cases*. J Bone Joint Surg 2005;87B:463-4.
- ¹¹ Shimmin AJ, Bare J, Back DL. *Complications associated with hip resurfacing arthroplasty*. Clin Orthop North Am 2005;36:187-93.
- ¹² Merrit K, Brown SA. *Release of hexavalent chromium from corrosion of stainless steel and cobalt chromium alloys*. J Biomed Mater Res 1996;29:627-33.
- ¹³ Daniel J, Ziaee H, Salama A, et al. *The effect of the diameter of metal-on-metal bearings on systemic exposure to cobalt and chromium*. J Bone Joint Surg 2006;88B:443-8.
- ¹⁴ Kishida Y, Sugano N, Nishii T, et al. *Preservation of the bone mineral density of the femur after surface replacement of the hip*. J Bone Joint Surg 2004;86B:185-9.

Cotile *press-fit* a depressione polare. Indicazioni ed esperienza clinica

Press-fit acetabular cup with polar depression. Indications and clinical experience

L. Del Sasso¹, V. Zottola², C. Cavenago²

RIASSUNTO

L'obiettivo di questo studio è valutare i risultati di una componente acetabolare emisferica *press-fit* a depressione polare senza viti con un follow-up medio di 10 anni per determinare se ci siano state perdite di fissazione o aumento di osteolisi durante il periodo considerato. La serie presa in considerazione riguarda gli anni 1995, 1996, 1997 per un totale di 225 anche per 221 pazienti candidate ad essere incluse nello studio dopo un follow-up medio di 10 ± 1 anni. Nessun cotile è stato revisionato a causa della sua mobilitazione. I motivi delle 7 revisioni sono stati 2 volte la mobilitazione asettica dello stelo, 2 volte l'usura del polietilene 2 volte la frattura periprotetica ed 1 volta l'infezione precoce. La sopravvivenza a 10 ± 1 anni del cotile è del 96,9% se si considera come *end-point* la revisione avvenuta per ogni causa. Il punteggio medio dell'HHS a 10 ± 1 anni è stato di 84,9 (*range*: 55-97). La fissazione del cotile Fitmore non si è deteriorata nel tempo e si associa una piccola percentuale di lisi. Le più frequenti necessità di reintervento sono legate a usura dell'inserito o problemi inerenti allo stelo.

Parole chiave: cotile *press-fit*, Fitek, Fitmore, depressione polare

SUMMARY

The purpose of the present study is to evaluate the results of a *press-fit* acetabular cup with polar depression implanted without screws with a 10 year-old mean follow-up to determine if there has been losses of fixation or in osteolysis over time. The serie concerns the years 1995-1996-1997 for a total of 225 for 221 patients run to be included in the study after a middle follow-up of 10 ± 1 years. No acetabular cup had revision due to aseptic mobilization. The reasons for the 7 revisions have been 2 times the aseptic mobilization of the stem, 2 times the polyethylene wear, 2 times the periprosthetic fracture and 1 time the early infection. The survival rate at 10 ± 1 years of the cup was 96,9% with revision for any reason as the end point. The average HHS score at 10 ± 1 years was 84,9 (*range*: 55-97). The fixation of Fitmore acetabular cup did not deteriorated over time and was associated with a low rate of osteolysis. The most common reason for reoperation were wear of the polyethylene insert or due to the stem.

Key words: *press-fit cup*, Fitek, Fitmore, polar depression

INTRODUZIONE

Gli obiettivi primari di un intervento chirurgico di artroprotesi d'anca sono di eliminare il dolore e di ripristinare una buona funzione articolare con un impianto che possa durare per molti anni. Fattori cruciali sembrano essere l'integrazione con l'osso ospite, fattori legati al posizionamento ed all'orientamento del cotile, la stabilità primaria e l'usura dei materiali ¹.

Il cotile *press-fit* con depressione polare offre il vantaggio tecnico di fornire una stabilità intrinseca iniziale. L'evitare le viti addizionali riduce il tempo chirurgico, elimina i rischi di lesione vascolare o nervosa e l'usura da conflitto tra le viti e la cupola. L'impianto a *press-fit* con alesaggio sottodimensionato aumenta la superficie di contatto periferico ^{2,3}. I risultati a 5-6 anni di questo tipo di cotili sono promettenti ma i fallimenti avvengono dopo questo periodo ^{2,4}, per questa ragione abbiamo voluto studiare i risultati a 10 anni sia per quanto riguarda le mobilitazioni che l'aumento delle osteolisi. Dal gennaio 1993 al dicembre 2006 sono state eseguite 1689 protesi totali di anca con un cotile Fitmore in tecnica a *press-fit* senza viti.

L'obiettivo di questo studio è valutare i risultati di questa tecnica dopo un follow-up medio di 10 anni per determinare se ci siano state perdite di fissazione o aumento di osteolisi durante il periodo considerato. Abbiamo preso in considerazione: l'età ed il peso del paziente, l'inclinazione della coppa acetabolare, gli accoppiamenti protesici, lo studio radiografico quantitativo delle linee di radiolucenza, l'evoluzione dei difetti ossei iniziali, le fratture all'atto dell'impianto, l'usura dell'inserito e le cause di revisione della protesi.

MATERIALI E METODI

Lo studio include i pazienti operati nel periodo dal gennaio 1995 al dicembre 1997. Nel periodo considerato 10 ± 1 anni sono state protesizzate 262 anche in 255 pazienti con cotile Fitmore senza viti aggiuntive, durante questo periodo sono stati utilizzati altri cotili ma in questo lavoro abbiamo considerato soli i cotili *press-fit* senza viti aggiuntive e dunque non sono compresi casi di displasia grave e di osteoporosi conclamata. Tutti gli interventi tranne 9 sono stati eseguiti dallo stesso chirurgo. 23 pazienti sono stati persi al follow-up poiché deceduti, ma nessuno di questi pazienti è stato rioperato prima del decesso e nessun controllo radiografico ha rilevato problemi al cotile prima di quella data. 11 pazienti sono stati persi al follow-up. Quindi rimangono candidati allo studio 225 anche per 221 pazienti. 130 pazienti erano donne e 91 erano

¹ Gruppo Ospedaliero S. Donato; ² Azienda Ospedaliera Sant'Anna, Como

uomini, con un'età media al momento dell'operazione di 64 anni con un *range* di 48-82 anni, il peso medio dei pazienti era di 80 Kg con un *range* da 48 a 120 kg. Questo dato è molto preciso perché nella nostra divisione è consolidata l'abitudine di segnalarlo con puntualità e di fotografare la regione da operare e questo ci consente di correlare la qualità del risultato al peso del paziente ovvero di pubblicare se questo fattore può influire sull'usura e la mobilitazione. Le ragioni dell'operazione sono state osteoartrosi (68%), artrite reumatoide (8%), necrosi avascolare (5%), esiti di displasia (14%) ed artrosi post-traumatica (5%). In tutte queste anche è stato utilizzato il cotile Fitmore con alette senza viti a depressione polare (Centerpulse Orthopedics Winterthur Switzerland). La cupola metallica è costruita in titanio ricoperta da Sulmesh, con un *press-fit* di 1,5 mm; il diametro reale è quindi superiore di 1,5 mm al diametro nominale.

Tale cotile presenta un sistema di bloccaggio dell'inserito Snapfit che consiste in un bloccaggio equatoriale a pressione.

Il disegno della componente acetabolare non è stato modificato durante il periodo di studio.

Gli inserti sono stati in polietilene nel 71% (159 anche) dei casi, in Metasul (Centerpulse Orthopedics Winterthur Switzerland) nel 29% (66 anche) dei casi disponibile dal 1988 negli Stati Uniti, non sono mai state utilizzate spallette antilussanti. Nei casi di utilizzo di un inserto in polietilene l'accoppiamento è stato fatto con una testina in ceramica.

Gli steli protesici femorali utilizzati sono stati sia cementati 45 MEM (Centerpulse Orthopedics Winterthur Switzerland) che non cementati 20 Conus (Centerpulse Orthopedics Winterthur Switzerland), 92 Alloclassic (Centerpulse Orthopedics Winterthur Switzerland) o 58 CLS (Centerpulse Orthopedics Winterthur Switzerland). Le testine in Metasul o in ceramica erano del diametro di 28 o 22 mm.

Tutte le protesi sono state effettuate utilizzando la via d'accesso chirurgica laterale diretta con il paziente in posizione supina. L'acetabolo è stato fresato progressivamente con delle frese emisferiche per ottenere un contatto circonferenziale con l'osso subcondrale spongioso e sanguinante. La fresatura finale è stata inclinata fermamente al di sotto della superficie superiore dell'acetabolo per ottenere una configurazione emisferica rispetto all'originaria conformazione. La fresatura finale è stata determinata dal completo contatto della cupola di prova, qualora questa prova non si fosse dimostrata stabile si è continuato con quella successiva seguita da un'ulteriore fresatura, con l'uso di questa tecnica l'acetabolo viene alesato di 1,5 mm meno rispetto alla cupola definitiva, la stabilità finale viene sempre testata dopo un'ulteriore battitura finale per completarne l'affondamento. Nella serie complessiva di 225 cotili abbiamo registrato una sola frattura radiograficamente evidente senza conseguenze cliniche né riflessi negativi sulla stabilità e l'osteolisi. I controlli radiografici in antero-posteriore ed assiale sono stati effettuati nel post-operatorio a 3 mesi a 3 anni a 6 anni ed al momento dello studio. Nei casi in cui è stata necessaria una revisione il controllo radiografico si riferisce a tale periodo. Sono stati segnalati quei cotili in cui la superficie di contatto non era completa. Le linee di radiolucenza e le osteolisi sono state identificate nelle tre zone di DeLee e Charnley per il cotile ⁵. Le

osservazioni sono state effettuate da un solo medico che non ha partecipato all'intervento o alla cura del paziente. Nei controlli successivi all'intervento è stata utile la segnalazione dell'entità e della zona del mancato contatto iniziale per non interpretarlo come linea di radiolucenza o viceversa per segnalarle la scomparsa. Il limite per considerare mobilitata la componente acetabolare è stato stabilito quando si fosse verificata una migrazione o una radiolucenza completa superiore ai 2 mm. Abbiamo valutato i risultati clinici al follow-up di 10 ± 1 anni con l'*Harris Hip Score*, non sono stati raccolti i dati sull'*Harris Hip Score* pre-operatorio ⁶.

RISULTATI

Nessun cotile è stato revisionato a causa della sua mobilitazione. I motivi delle 7 revisioni sono stati 2 volte la mobilitazione asettica dello stelo, 2 volte l'usura del polietilene 2 volte la frattura periprotetica ed 1 volta l'infezione precoce.

La sopravvivenza a 10 ± 1 anni del cotile è del 96,9% se si considera come *end-point* la revisione avvenuta per ogni causa.

Il punteggio medio dell'HHS a 10 ± 1 anni è stato di 84,9 (*range*: 55-97).

Tra le complicanze vanno annoverate le 3 lussazioni che non hanno richiesto una sostituzione delle componenti, 2 paralisi dello sciatico verificatesi nel post-operatorio causate da compressione nervosa ed 1 del femorale parzialmente risoltesi.

L'angolo d'inclinazione medio sulle radiografie in antero posteriore è stato valutato in 42° (*range*: $31-60^\circ$).

Alle radiografie post-operatorie è stata trovata una linea di radiolucenza nel 67% dei casi nella zona 2 ($1/3^\circ$ centrale nella proiezione antero-posteriore) e nella zona 5 ($1/3^\circ$ centrale nella proiezione assiale), nel controllo al follow-up queste erano evidenziabili solo nel 12%.

La presenza di un gap post-operatorio non si associa alla successiva mobilitazione o migrazione del cotile poiché tali aree di mancato contatto sono dovute alla depressione polare del cotile. Questo gap dovrebbe essere segnalato e monitorato nei controlli.

Nei due casi in cui è stata necessaria la sostituzione dell'inserito in polietilene l'inclinazione del cotile superava i 45° in accordo con i dati della letteratura ed i suggerimenti dell'autore.

In quegli anni sono state utilizzate solo teste di diametro 28 mm tranne in 4 casi in cui abbiamo utilizzato il diametro 22 mm.

In nessuno dei casi in cui si sono verificati problemi di usura l'età ed il peso del paziente sembra avere influito.

DISCUSSIONE

Il metodo di ideale di fissazione della componente acetabolare in una protesi totale d'anca rimane in discussione, sia impianti cementati che non cementati hanno fornito buoni risultati in letteratura ⁷⁻⁹. I cotili non cementati promettono risultati superiori nel tempo dovuti all'osteointegrazione che dovrebbe avvenire nel tempo ma la grande varietà di design, la filosofia di osteointegrazione ed i vari materiali utilizzati hanno prodotto risultati contraddittori. I requisiti per l'osteointegrazione sono l'impiego di un materiale ed una superficie osteoconduttore, un intimo contatto con l'osso ed una buona stabilità primaria dell'impianto ⁹⁻¹¹.

Il cotile a depressione polare inserito a tecnica *press-fit* senza viti fornisce risultati comparabili con cupole non cementate fissate con viti^{10 12}.

Anche se progressivamente abbiamo allargato le indicazioni generalmente questo cotile non è stato utilizzato nei casi di osteoporosi conclamata e nei casi di displasia grave. Lo studio su cadaveri di Kwong enfatizza l'importanza della fresatura sottodimensionata sulla stabilità primaria, in relazione alle osservazioni dell'autore noi abbiamo osservato una sola frattura¹².

Le due occasioni di reintervento determinate dalla necessità di sostituire l'inserito usurato, sono state effettuate per evitare l'osteolisi in pazienti asintomatici.

Come riportato da molti autori c'è un importate fattore tecnico che contribuisce al consumo che è il posizionamento del cotile con un angolo di abduzione superiore a 50°^{13 14}.

Limitatamente alla serie di casi presi in esame la pur bassa percentuale di insuccessi sembrerebbe da attribuire più a problemi dello stelo che a problemi del cotile in contrasto con quanto generalmente segnalato dalla letteratura.

Siamo soddisfatti di questo metodi di fissazione per la bassa percentuale di linee di radiolucenza particolarmente per l'assenza di un loro incremento progressivo, cerchiamo di mantenere un angolo di abduzione inferiore di 40° per enfatizzare l'effetto compressivo e ridurre gli effetti di rotazione^{14 15}. In realtà in tutti i casi esaminati a distanza anche quando il posizionamento non ha rispettato queste indicazioni ed il cotile è risultato francamente più orizzontale o verticale nella nostra serie non abbiamo osservato conseguenze negative. Non abbiamo mai utilizzato viti e dunque ci sembra di poter dire che il loro utilizzo non è utile per ottenere risultati eccellenti. Nella valutazione del risultato bisogna tener conto che questo tipo di cotile è stato poche volte da noi utilizzato nei casi di displasia importante e di osteoporosi conclamata. Questa serie non comprende generalmente casi in cui l'indicazione è stata allargata negli anni successivi. Il gap iniziale presente in un gran numero di casi non influenza la stabilità primaria e non rappresenta motivo di fallimento della fissazione ed in un'alta percentuale viene colmato nel tempo dalla crescita ossea. Gli ottimi risultati clinici e radiografici, le rare segnalazioni di radiolucenza attorno all'acetabolo a 10 anni dimostrano l'eccellente compatibilità del Sulmesh nei confronti dell'osso^{4 15}.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Dick W, Morscher E. *Die zementlose Pfannenverankerung*. In: Witt AN, Retting H, Schlengel KF, eds. *Ortopädie in Praxis und Klinik VIII/2*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 1985: 129.
- ² Dorr LD, Wan Z, Cohen J. *Hemispheric titanium porous coated acetabular component without screw fixation*. Clin Orthop 1998;(351):158-68.
- ³ Kim YS, Brown TD, Pedersen DR, et al. *Reamed surface topography and component seating in press-fit cementless acetabular fixation*. J Arthroplasty 1995;10:S14-21.
- ⁴ Morscher E, Berli B, Jockers W, et al. *Rationale of a flexible press fit cup in total hip replacement. 5-year followup in 280 procedures*. Clin Orthop 1997;341:42-50.
- ⁵ DeLee JG, Charnley J. *Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement*. Clin Orthop 1976;(121):20-25.
- ⁶ Harris WH. *Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am 1969;4:737-40.
- ⁷ Wroblewski BM. *15-21 year results of the Charnley low-friction arthroplasty*. Clin Orthop 1986;(211):30-38.
- ⁸ Laupacis A, Bourne R, Rorabeck C. *Comparison of total hip arthroplasty performed with and without cement. A randomized trial*. J Bone Joint Surg Am 2002;84:1823-30.
- ⁹ Maloney WJ, Galante JO, Anderson M. *Fixation, polyethylene wear, and pelvic osteolysis in primary total hip replacement*. Clin Orthop 1999;369:157-69.
- ¹⁰ Soto MO, Rodriguez JA, Ranawat CS. *Clinical and radiographic evaluation of the Harris-Galante cup*. J Arthroplasty 2000;15:139-46.
- ¹¹ Engh CA Jr, Culpepper WJ, Engh CA. *Long-term results of use of the anatomic medullary locking prosthesis in total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am 1997;79:177-84.
- ¹² Kwong LM, O'Connor DO, Sedlacek RC, et al. *A quantitative in vitro assessment of fit and screw fixation on the stability of a cementless hemispherical acetabular component*. J Arthroplasty 1994;9:163-70.
- ¹³ Schmalzried TP, Guttman D, Grcula M, et al. *The relationship between the design, position, and articular wear of acetabular components inserted without cement and the development of pelvic osteolysis*. J Bone Joint Surg Am 1994;76:677-88.
- ¹⁴ Udomkiat P, Dorr LD, Wan Z. *Cementless hemispheric porous-coated sockets implanted with press-fit technique without screws: average ten-year follow-up*. J Bone Joint Surg Am 2002;84:1195-200.
- ¹⁵ Marchetti P, Binazzi R, Vaccari V, et al. *Long-term results with cementless fitek (or Fitmore) cups*. J Arthroplasty 2005;20:730-7.

La protesizzazione della coxartrosi secondaria a displasia con teste di grande diametro

Large femoral heads in total hip arthroplasty in arthritis secondary to congenital hip dysplasia

M.I. Gusso, R. Civinini, C. Carulli, M. Villano, M. Innocenti

RIASSUNTO

L'artroprotesi d'anca nel paziente affetto da coxartrosi secondaria a displasia congenita rappresenta un intervento impegnativo che richiede una specifica tecnica chirurgica, strumentari ed impianti dedicati. L'elemento chiave dell'intervento è la ricostruzione acetabolare con il tentativo di riposizionare il cotile nella sua posizione fisiologica assicurando un valido ancoraggio osseo, nonostante il frequente deficit osseo presente nella sua porzione antero-laterale, che, nelle forme più gravi, preclude la possibilità di eseguire un intervento standard. Accanto alle numerose tecniche tradizionali, una delle ultime innovazioni tecnologiche è quella rappresentata da cotili con accoppiamento metallo-metallo e teste di grande diametro che per molti motivi possono, a nostro avviso, trovare interessanti applicazioni nella protesizzazione dell'anca displasica. Oggetto di questo studio sono i risultati a medio termine di un gruppo di 28 pazienti trattati con tali impianti e controllati con un follow-up compreso fra 2 e 5 anni.

Parole chiave: artroprotesi d'anca, teste femorali di grande diametro, displasia congenita dell'anca

SUMMARY

Total hip arthroplasty in patients with arthritis secondary to congenital hip dysplasia is a demanding procedure, requesting specific surgical technique, dedicated instrumental and peculiar implants. Critical point is the acetabular reconstruction, attempting to positionate the cup in a physiological manner, ensuring a good stability, even the often significant bone defect which precludes a standard surgical procedure. The use of metal-on-metal large femoral heads is one of the latest options in these patients: the authors report the results of these implants at two up to five years follow-up in a series of 28 patients with arthritis secondary to CHD.

Key words: total hip arthroplasty, large femoral heads, congenital hip dysplasia

Dipartimento di Ortopedia e Traumatologia, Chirurgia Plastica e Riabilitazione, II Clinica Ortopedica, Università di Firenze

Indirizzo per la corrispondenza:

Prof. Roberto Civinini, II Clinica Ortopedica, Università di Firenze, largo Palagi 1, 50139 Firenze. Fax: +39 055 432145; e-mail: civi@mcclink.it

INTRODUZIONE

L'artroprotesi totale di anca nel paziente affetto da coxartrosi secondaria a displasia congenita rappresenta un intervento complesso che spesso richiede non solo specifici accorgimenti di tecnica chirurgica, ma anche strumentari ed impianti dedicati.

Per quanto riguarda in particolare il versante acetabolare, la morfologia di un'anca displasica è notevolmente alterata; l'acetabolo è infatti ipoplasico, sfuggente e verticale, ridotto nel suo diametro antero-posteriore, ma soprattutto quasi sempre presenta un deficit osseo nella sua porzione antero-laterale, che, nelle forme più gravi, preclude la possibilità di eseguire un intervento standard. L'elemento chiave della ricostruzione acetabolare è pertanto quello di posizionare il cotile nella sua posizione fisiologica, riuscendo comunque a raggiungere un valido ancoraggio osseo.

Accanto alle numerose tecniche tradizionali, da tempo utilizzate, una delle ultime innovazioni tecnologiche è quella rappresentata da cotili con accoppiamento metallo-metallo e teste di grande diametro che per molti motivi possono, a nostro avviso, trovare interessanti applicazioni nella protesizzazione dell'anca displasica. Oggetto di questo studio sono i risultati a medio termine di un gruppo di pazienti trattati con tale impianti e controllati con un follow-up compreso fra 2 e 5 anni.

MATERIALI E METODI

Dal 2002 al 2005 presso la II Clinica Ortopedica dell'Università di Firenze abbiamo trattato 35 casi di coxartrosi secondaria a displasia congenita in 28 pazienti (23 donne, 5 uomini). L'età media al momento dell'intervento è stata 39,5 anni (*range*: 30-49 anni). In 7 pazienti era presente un'anca displasica bilaterale.

La gravità della displasia è stata classificata secondo il metodo di Crowe¹. In accordo con tale classificazione, nella nostra serie 12 anche risultavano allo stadio 4 di Crowe, 14 allo stadio 3, 6 allo stadio 2, 3 a quello 1.

In 13 pazienti erano stati eseguiti precedenti atti chirurgici: di questi, in 3 casi era stata precedentemente effettuata una osteotomia correttiva.

Nel *planning* pre-operatorio è stata identificata la regione del vero acetabolo mediante il diagramma di Pagnano²; questa è definita come l'area compresa in un triangolo isoscele con l'altezza e la profondità pari al 20% dell'altezza della pelvi; l'angolo infero-mediale della regione è posto 5 mm lateralmente all'inserzione della linea di Kohler con la lacrima. La metà dell'ipotenusa del triangolo è definita come il centro della testa femorale e rappre-

senta il normale centro di rotazione dell'anca. Questo punto viene usato per misurare la distanza tra il centro della testa femorale ed il centro della testina. Questa distanza è stata misurata per ogni anca con una media 4 cm (*range*: 1-7 cm).

Per quanto riguarda la tecnica chirurgica, l'intento è stato quello di posizionare la coppa acetabolare nel vero acetabolo; in 28 casi abbiamo utilizzato un accesso laterale diretto, in 7 casi, per ottenere un sufficiente abbassamento, abbiamo utilizzato una via ileo-femorale allargata che rappresenta l'estensione prossimale lungo la cresta iliaca del convenzionale accesso ileo-femorale. In due casi, abbiamo effettuato un'osteotomia sottotrocanterica derotativa e di accorciamento.

In tutti i casi abbiamo utilizzato articolazioni *Metal-on-Metal* (MoM) con cotili a basso profilo articolati con teste grandi.

La componente acetabolare utilizzata è stata in 25 casi il cotile M2a® (Biomet Inc., Warsaw, IN), in 10 casi il cotile Durom® (Zimmer, Warsaw, IN).

Per quanto riguarda la componente femorale, abbiamo impiantato in 15 casi lo stelo Conus® (Zimmer), in 11 casi lo stelo PPF® (Biomet), in 5 casi lo stelo Alloclassic® (Zimmer), in 3 casi lo stelo S-Rom® (De Puy, Warsaw, IN), in 1 caso lo stelo Wagner® (Zimmer). In 2 casi è stata necessaria una osteotomia femorale.

Il ciclo riabilitativo ha previsto un'iniziale mobilizzazione passiva ed attiva degli arti a letto e successivamente una deambulazione assistita con carico progressivamente maggiore per 30 giorni.

Tutti i pazienti sono stati seguiti con controlli clinici e radiografici a 1 mese, 12 mesi e successivamente ogni anno a seguire.

Dal punto di vista clinico, i pazienti sono stati valutati utilizzando l'*Harris Hip Score* pre-operatorio, post-operatorio ed al più recente controllo ambulatoriale.

La valutazione radiografica pre-operatoria, post-operatoria ed al follow-up è stata eseguita con radiografie standard antero-posteriore di bacino ed ascellare in tutti i casi; in 7 casi è stata eseguita una TC pre-operatoria con ricostruzioni 3D; in 1 caso è stata eseguita una arteriografia.

La valutazione post-operatoria è stata eseguita mediante radiografie convenzionali di bacino ed anca in tutti i casi, in 4 casi con una TC.

I parametri utilizzati per la valutazione radiografica sono stati la migrazione della componente acetabolare, le linee di radiolucenza e la presenza di aree di osteolisi.

RISULTATI

Tutti i 28 pazienti sono stati seguiti con un follow-up minimo di 2 anni. Non abbiamo avuto nessun caso di lussazione. Per quanto riguarda le complicanze, abbiamo avuto un caso di stupor del nervo sciatico, un caso di trombosi venosa profonda trattato con terapia medica, nessuna infezione.

Non sono state eseguite revisioni degli impianti.

La misura delle coppe utilizzate variava da 42 a 50 mm. L'inclinazione media della coppa è stata 55° (*range*: 40-70°).

Il tempo medio operatorio è stato di 120 minuti; in media vi è stata una perdita ematica di 750 ml (*range*: 250-1200 ml).

Dei 28 pazienti, 21 risultano asintomatici, 6 lamentano una lieve dolenzia inguinale, un paziente presenta un deficit della flessione-estensione della caviglia.

Il punteggio secondo il HHS è incrementato da 63,6 punti nel pre-operatorio a 90,2 ± 5 punti nel post-operatorio (77-100). 15 pazienti hanno definito il risultato come ottimo, 9 come buono, 3 come discreto, 1 come insufficiente. Un solo paziente necessitava di ausili per la deambulazione.

In tutti i casi pre-operatoriamente il segno di Trendelenburg risultava positivo; nel post-operatorio negativo in 19 casi, positivo in 9.

Il ROM medio è incrementato da 48 a 105° per la flessione-estensione, da 10 a 35° per l'adduzione/abduzione e da 5 a 20° per l'intra- ed extra-rotazione.

La dismetria media prima dell'intervento era di 5 cm (*range*: 1-7 cm); l'incremento della lunghezza dell'arto è stato in media 4,6 cm (*range*: 2,5-6,0 cm); la dismetria all'ultimo controllo varia da 0 a 2 cm.

All'ultimo controllo radiografico, non vi erano segni di osteolisi o migrazione delle componenti acetabolare e femorale: pertanto, tutti gli impianti sono stati definiti stabili.

DISCUSSIONE

Il trattamento protesico della coxartrosi secondaria a displasia congenita grave prevede il ripristino del fisiologico centro di rotazione e quindi il posizionamento della componente acetabolare nel paleocotile, cercando di ottenere una stabilità primaria anche quando il *bone stock* acetabolare sia scarso.

È infatti da tempo dimostrato come il posizionamento della coppa nel neocotile sia associato ad un'elevata percentuale di allentamenti a distanza. Inoltre, il posizionamento della componente acetabolare nel livello anatomico ha numerosi vantaggi, tra i quali il ripristino della normale biomeccanica dell'anca e della funzione degli abduttori e la possibilità di recuperare la lunghezza degli arti.

L'intervento classicamente utilizzato nell'anca displasica è caratterizzato dall'utilizzo di cotili cementati associati ad innesti ossei, in genere autologhi, per aumentare la copertura acetabolare^{3,4}.

I risultati di questa tecnica, quasi sempre soddisfacenti a breve termine, hanno determinato esiti più variabili ad un follow-up maggiore, e, sebbene alcuni autori riportino buoni risultati anche a lungo termine⁴, in molte casistiche viene riferito un deterioramento dei risultati con il tempo, sia per l'allentamento asettico della componente acetabolare che per il collasso dell'innesto⁵.

Tuttavia, la giovane età di questi pazienti fa preferire l'utilizzo di cotili non cementati: in forme lievi di displasia, utilizzando componenti di dimensioni ridotte, è spesso possibile trovare un ancoraggio stabile⁶; nelle forme più gravi, la copertura acetabolare non è spesso sufficiente e sono necessarie tecniche alternative.

Una prima possibilità è quella di utilizzare componenti standard di dimensioni ridotte posizionate superiormente rispetto alla posizione fisiologica del paleocotile, realizzando quello che viene definito dagli autori anglosassoni un "*high hip center*"⁷. I vantaggi di questo intervento sono legati alla semplicità della tecnica chirurgica che ricerca un ancoraggio dove è presente osso vitale senza ricorrere ad innesti ossei e, se il posizionamento è solo superiore e non laterale, senza influenzare la longevità dell'impianto⁸. Questo approccio presenta tuttavia degli svantaggi legati alla scarsa possibilità di ridurre un'eventuale ipometria, alla maggiore percentuale

di lussazioni in quanto espone ad un possibile *impingement* sull'ischio, ma soprattutto all'aumentato rischio di allentamenti asettici per la modificazione della forze biomeccaniche che agiscono sull'impianto⁹.

Una seconda possibilità è quella di approfondire medialmente la fresatura del cotile, fino a raggiungere una sufficiente copertura acetabolare, anche se per realizzare questo si supera la linea di Kohler o si viola l'integrità della lamina quadrilatera realizzando la *medial protrusion technique*¹⁰.

Sebbene da un punto di vista strettamente teorico tale tecnica presenti sicuramente dei presupposti biomeccanici superiori rispetto al posizionamento superiore¹¹ e vi siano dei risultati clinici soddisfacenti¹², anche per questo tipo di intervento rimangono dei dubbi sull'opportunità di sacrificare ulteriore osso in pazienti con un cotile già ipoplasico.

Anche per i cotili non cementati è comunque possibile incrementare la superficie di appoggio con innesti ossei autologhi dalla testa femorale, per aumentare il patrimonio osseo della porzione anterolaterale quando non sufficiente.

I risultati in letteratura a medio termine sono ampiamente soddisfacenti soprattutto per quanto riguarda l'integrazione dell'innesto¹³. In molte casistiche infatti, l'elemento cruciale di questa tecnica non è solo quello di migliorare la fissazione e la stabilità dell'impianto, ma soprattutto quello di incrementare il patrimonio osseo del paziente. Si tratta infatti di soggetti giovani, che facilmente nel corso della loro vita andranno incontro a più interventi e che sicuramente trarranno beneficio da un intervento che ne incrementi il *bone stock*⁶.

L'attuale evoluzione tecnologica ha permesso un grande sviluppo ed una significativa evoluzione delle proprietà tribologiche dei biomateriali, in particolare con l'introduzione delle superfici di scorrimento alternative al polietilene e cioè gli accoppiamenti metallo-metallo e ceramica-ceramica.

È evidente come la giovane età dei pazienti affetti da displasia e la necessità di utilizzare componenti acetabolari di diametro ridotto, abbia reso questa categoria di pazienti come i più indicati a ricevere accoppiamenti alternativi.

Un tempo precluse all'utilizzo clinico in quanto esposte ad un'eccessiva usura, le teste di grande diametro possono ora trovare un'applicazione clinica grazie alle nuove soluzioni tribologiche, sia con superfici di scorrimento "dure" e cioè metallo-metallo e ceramica-ceramica, nonché con i polietileni di ultima generazione, cioè *cross-linked*, la cui usura sembra essere indipendente dal diametro della testina¹⁴.

Il grande diametro aumenta di fatto l'arco di movimento, ma soprattutto aumenta la stabilità intrinseca dell'impianto in quanto aumenta la distanza necessaria per raggiungere il punto di spostamento della testa oltre il quale si realizza la lussazione¹⁵. Queste caratteristiche trovano pertanto un'applicazione specifica nell'anca

displasica in quanto aumentano la tolleranza per l'orientamento della componente cotiloidea. È infatti così possibile sfruttare al meglio il ridotto patrimonio osseo acetabolare a disposizione posizionando il cotile in posizione più verticale e più antiversa, senza tuttavia aumentare il rischio di lussazioni.

Nella nostra esperienza, i cotili a profilo ribassato con teste di grande diametro ci hanno permesso di raggiungere sempre una fissazione primaria nel paleocotile anche quando l'osso acetabolare risultava ipoplasico; in nessun caso, inoltre, abbiamo avuto una lussazione ed i risultati preliminari a medio termine non evidenziano segni radiografici di allentamento.

BIBLIOGRAFIA

- Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. *Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip*. JBJS 1979;61:15-23.
- Pagnano MW, Hanssen AD, Lewallen DG, et al. *The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty: Long term results in patient who have Crowe type 2 congenital dysplasia of the hip*. JBJS 1996;78A:1004-14.
- Gerber SD, Harris WH. *Femoral head autografting to augment acetabular deficiency in patients requiring total hip replacement: A minimum five year and an average seven year follow-up study*. JBJS 1986;68A:1241-8.
- Stringa G, Pitto RP, Di Muria GV, et al. *Total hip replacement with bone grafting using the removed femoral head in severe acetabular dysplasia*. Int Orthop 1995;19:72-6.
- Mulroy RD Jr, Harris WH. *Failure of acetabular autogenous graft in total hip arthroplasty: Increasing incidence. A follow-up note*. JBJS 1990;72A:1536-40.
- Anderson JM, Harris HM. *Total hip arthroplasty with insertion of the acetabular component without cement in hips with total congenital dislocation or marked congenital dysplasia*. JBJS 1999;81A:347-54.
- Russotti GM, Harris WH. *Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study*. JBJS 1991;73A:587-92.
- Schutzer SF, Harris WH. *High placement of porous-coated acetabular components in complex total hip arthroplasty*. J Arthroplasty 1994;9:357-9.
- Yoder SA, Brand RA, Pedersen DR, et al. *Total hip acetabular component position affects component loosening rates*. Clin Orthop 1988;228:79-87.
- Dunn HK, Hess WE. *Total hip reconstruction in chronically dislocated hips*. JBJS 1976;58A:838-45.
- Johnston RC, Brand RA, Crowninshield RD. *Reconstruction of the hip: a mathematical approach to determine optimum geometric relationship*. JBJS 1979;61A:639-52.
- Hartofilakidis G, Stamos K, Karachalios T, et al. *Congenital hip disease in adults: Classification of acetabular deficiencies and operative treatment with acetabuloplasty combined with total hip arthroplasty*. JBJS 1996;78A:683-92.
- Barrack RL, Newland CC. *Uncemented total hip arthroplasty with superior acetabular deficiency: femoral autograft technique and early clinical results*. J Arthroplasty 1990;5:159-67.
- Muratoglu OK, Bragdon CR, O'Connor DO, et al. *Larger diameter femoral heads used in conjunction with a highly cross linked ultra high molecular weight polyethylene*. J Arthroplasty 2001;16:24-30.
- Falez F, Panegrossi G, Laurenti F. *Testine protesiche di grande diametro: razionale scientifico*. GIOT 2000;26:189-94.

Casi particolari. Chirurgia protesica dell'anca negli esiti di osteotomie

Special cases. Total hip arthroplasty after previous osteotomy

P. Rossi, P. Sibelli, F. Castoldi, M. Bruzzone, R. Rossi

RIASSUNTO

Le osteotomie acetabolari e femorali sono spesso il trattamento chirurgico scelto nelle affezioni dell'anca nei pazienti giovani. Tuttavia esse sono da considerarsi come interventi per ritardare un eventuale impianto protesico e non devono perciò inficiarne i risultati. Possono presentarsi diverse problematiche nella protesizzazione di un'anca precedentemente sottoposta ad osteotomia femorale o acetabolare. Le modificazioni anatomo-patologiche e le cicatrici dei precedenti interventi possono rendere l'accesso problematico. I mezzi di sintesi sono spesso ottimamente osteointegrati e la loro rimozione può risultare difficoltosa ed indebolire la struttura ossea. Le modificazioni dell'anatomia correlate direttamente o indirettamente all'osteotomia richiedono un'attenta preparazione del femore e dell'acetabolo e una corretta scelta e posizionamento dell'impianto, onde evitare fratture intraoperatorie e malposizionamento delle componenti. Questa revisione della letteratura valuta gli aspetti e le difficoltà tecniche che si possono incontrare in questo tipo di chirurgia, presentando anche i principali risultati riportati in letteratura.

Parole chiave: protesi totale dell'anca, osteotomie femorali, osteotomie acetabolari, pianificazione operatoria, complicanze

SUMMARY

Femoral or pelvic osteotomies often are the preferred treatment for patients presenting with hip disease symptoms at a young age. However, such interventions are to be considered as time saving procedures and must not compromise the future possibility of THA. Several problems may be encountered in implanting a total hip prosthesis after proximal femoral or acetabular osteotomy. Anatomical distortion and scarring from previous surgery make the surgical exposure more hazardous. Previous placed internal fixation devices often are covered with bone, and their removal alone constitutes a significant operation and can weaken the bone surrounding the following implant. The anatomical changes due to the displacement of the osteotomized fragments and the dense, cancellous bone in the femoral canal at the level of the osteotomy require careful reaming in broaching the femoral canal and the acetabulum and in selection and positioning of the implant, to

avoid cortical perforation or fracture and malpositioning of the cup or the stem. Our review was designed to evaluate and outline the technical aspects and challenges of doing THA in patients with prior femoral or acetabular osteotomy. We also present a summary of the main results of THA in patients with a previous osteotomy reported in literature.

Key words: total hip replacement, femoral osteotomy, acetabular osteotomy, surgical planning, complications

INTRODUZIONE

Con lo sviluppo ed il miglioramento della chirurgia protesica dell'anca, le indicazioni ad eseguire osteotomie correttive femorali o acetabolari si sono naturalmente ridotte.

Lo scopo di un'osteotomia acetabolare o femorale è quello di modificare l'anatomia patologica articolare per ritardare l'evoluzione verso un'artrosi secondaria (in particolar modo nella displasia congenita, nel morbo di Perthes, nell'osteonecrosi della testa del femore). Raggiunto tale obiettivo, il riscontro clinico è quello di una scomparsa dei sintomi ed un miglioramento della funzionalità articolare protratto nel tempo. In questo modo la necessità di eseguire un impianto protesico è rinviata nel tempo (*time saving procedures*), con i vantaggi di preservare la struttura ossea e di garantire un buon livello funzionale. I risultati tuttavia sono inficiati da una progressione della malattia, anche se rallentata: le percentuali di fallimento riportate in letteratura vanno dal 18 al 30% ai 10 anni e attorno al 60% ai 15 anni¹⁻³. La soluzione chirurgica ottimale diventa dunque l'impianto di una protesi totale d'anca, che presenta in questi casi problemi particolari legati alle alterazioni dell'anatomia del femore e dell'acetabolo, all'eventuale presenza di mezzi di sintesi, ad esiti cicatriziali a livello dei tessuti molli; questi fattori possono aumentare il rischio di complicanze intra- e post-operatorie: aumento dei tempi chirurgici, un maggior sanguinamento, fratture intraoperatorie, malposizionamento dell'impianto.

Tenuto conto di questi elementi è necessario nella programmazione dell'intervento valutare accuratamente con l'*imaging* la situazione anatomo-patologica da risolvere.

OSTEOTOMIE FEMORALI

Le modificazioni anatomiche e le aderenze causate dalla cicatrice chirurgica possono rendere difficile l'intervento sin dall'accesso. È consigliabile una generosa capsulotomia e un *release* dei tessuti

Dipartimento di Ortopedia, Traumatologia e Medicina del Lavoro, Ospedale Mauriziano Umberto I, Università di Torino

molli sono fondamentali per ridurre gli stress meccanici torsionali sul femore durante la manovra di lussazione.

La presenza di mezzi di sintesi ben integrati con l'osso, aumenta il coefficiente di difficoltà dell'intervento. In fase di pianificazione pre-operatoria, va valutato il tipo di mezzo di sintesi presente e gli strumenti appropriati per rimuoverlo. La rottura dei mezzi di sintesi è evento tutt'altro che raro, e rende ancor più problematica la loro rimozione, che sovente lascia un osso considerevolmente più fragile, aumentando il rischio di fratture intraoperatorie. A tale proposito ove possibile è meglio procedere alla rimozione dei mezzi di sintesi dopo la manovra di lussazione.

Alcuni autori peraltro consigliano, nei casi più complessi, l'intervento in due tempi, procedendo inizialmente alla rimozione dei mezzi di sintesi, lasciando il tempo all'osso di guarire, colmando eventuali difetti ossei con trapianti di osso omologo o autologo.

Ferguson et al.², in una casistica di 215 interventi, hanno riscontrato un esame colturale positivo sui mezzi di sintesi rimossi in 28 casi (13%), anche se solo uno di questi casi ha poi sviluppato un'infezione.

Durante la preparazione del canale diafisario, occorre considerare le deformità anatomiche (metafisarie e/o diafisarie) che si devono affrontare, a causa sia dell'alterata morfologia del femore prossimale, sia della presenza di callo osseo endostale a livello del focolaio di osteotomia.

Il collo femorale può essere angolato in varo o in valgo, retroverso o antiverso. Una spiccola di corticale mediale del collo femorale può occupare in parte il canale femorale a livello metafisario. Inoltre, la pregressa presenza di mezzi di sintesi determina il rimodellamento dell'osso circostante: l'osso trabecolare metaepifisario talvolta diventa sclerotico come osso corticale. La preparazione del canale femorale e l'inserzione dello stelo possono risultare difficoltose e si possono verificare o fratture diafisarie o del gran trocantere.

Il *planning* pre-operatorio è fondamentale, e valuta la sede, il tipo ed il grado della deformità: ciò permetterà di prevedere eventuali osteotomie correttive da eseguire intraoperatoriamente e di scegliere il modello protesico più adatto al caso.

In caso di un'osteotomia metafisaria valgizzante, la corticale mediale del femore risulterà rettilinea, impedendo di fatto l'utilizzo di protesi anatomiche a riempimento metafisario e suggerendo invece l'utilizzo di uno stelo conico retto o piccolo cementato o di una protesi modulare. Al contrario, in presenza di un'osteotomia metafisaria varizzante, le opzioni chirurgiche sono maggiori, consentendo anche l'utilizzo di uno stelo anatomico. Le osteotomie che abbiano determinato deformità rotazionali fanno preferire steli conici a fissazione diafisaria o cementati di piccole dimensioni che consentano la correzione sul piano coronale ed il ripristino della corretta versione femorale (Fig. 1).

È preferibile evitare di eseguire osteotomie metafisarie in quanto le piccole dimensioni del frammento prossimale renderebbero problematica una sintesi stabile, e l'utilizzo di mezzi di sintesi o innesti ossei strutturali massivi a tale livello aumenterebbe in maniera considerevole il rischio di instabilità dell'impianto. Pertanto, se necessarie, le osteotomie per correggere le deformità prossimali vanno eseguite a livello sottotrocanterico in quanto più semplicemente stabilizzabili con la protesi stessa.



Fig. 1. Impianto di protesi totale d'anca non cementata a stelo conico in esiti di osteotomia sottotrocanterica in flessione utilizzata per trattare una osteonecrosi idiopatica della testa femorale.

Anche le deformità diafisarie vanno attentamente valutate: se distali, basterà utilizzare uno stelo sufficientemente corto, se più prossimali occorrerà valutarne il grado di deformità angolare. Nei casi con minore deformità si potranno utilizzare steli di piccole dimensioni, nei casi con maggiore deformità angolare o *ad latus* occorrerà associare un'osteotomia di correzione (meglio obliqua o cupuliforme che trasversale), utilizzando uno stelo non cementato come "mezzo di sintesi" intramidollare. In questo caso, l'osteotomia renderà più semplice anche la preparazione del canale diafisario e la rimozione del callo osseo endostale a livello del focolaio osteotomico. L'utilizzo di steli cementati in questi casi non è consigliato, poiché l'inevitabile fuoriuscita di cemento a livello del focolaio osteotomico può comprometterne la guarigione.

Particolare attenzione dovrà esser posta in questa fase all'introduzione degli strumenti per evitare perforazioni o fratture diafisarie del femore durante la fresatura. Spesso risulta efficace l'utilizzo di una fresa ad alta velocità per perforare e rimuovere eventuale tessuto osseo formatosi all'interno del canale.

In ogni caso, la scelta del tipo d'impianto e di fissazione dipende dalle preferenze del chirurgo: considerazioni generali sono sovente la difficoltà di raggiungere una buona stabilità primaria con un impianto non cementato e di ottenere una buona cementazione se si preferisce un impianto cementato. Qualsiasi impianto venga scelto, esso dovrà essere di una lunghezza tale da bypassare le zone ossee a minor resistenza o sottoposte a maggior stress biomeccanica, utilizzando eventualmente innesti ossei di rinforzo prossimalmente e distalmente rispetto all'apice dello stelo.

La letteratura non fornisce indicazioni univoche circa i risultati di protesi totali d'anca in esiti di osteotomie femorali (Fig. 2).

Ferguson, Cabanela e Ilstrup² riportano difficoltà tecniche in questo tipo di impianti nel 23% dei pazienti.

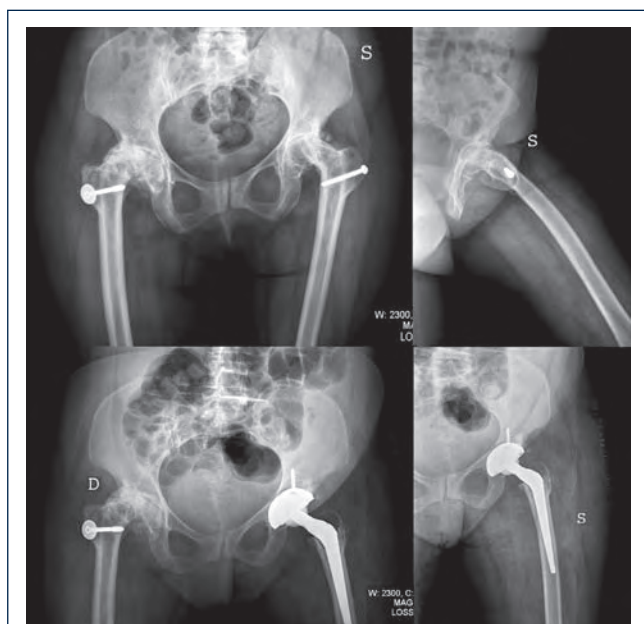


Fig. 2. Impianto di protesi totale d'anca in esiti di osteotomia bilaterale di abbassamento del trocantere in paziente affetto da displasia congenita dell'anca.

I risultati riportati in letteratura di casistiche di protesi cementate (con l'utilizzo di tecnica di cementazione di I generazione) in esiti di osteotomia femorale prossimale hanno rivelato risultati inferiori a lungo termine rispetto a quelli ottenuti in impianti standard ^{2,4}, con percentuali di revisione femorale del 18% ai 5 e 10 anni. L'utilizzo di tecniche di cementazione di seconda generazione ha comunque sensibilmente migliorato i risultati ⁵.

L'utilizzo di componenti femorali non cementate è dibattuto in questi casi, ed ha comunque dimostrato un ottimo *outcome* nel lungo follow-up ⁶.

Secondo Shinar e Harris ⁵, i fattori associati a fallimento dell'impianto sono la presenza di osteotomia sottotrocanterica, una importante deformità angolare dell'osteotomia, e l'uso di componenti femorali *custom made* di piccole dimensioni. Tutti i fattori sopracitati appaiono comunque, anche a giudizio degli autori, fortemente correlati tra loro e con la severità della patologia di base. Fondamentale comunque risulta la qualità della cementazione.

In ogni caso, pur riconoscendo le maggiori difficoltà tecniche e gli accresciuti rischi intraoperatori, Haverkamp et al. ⁷ hanno dimostrato su un'ampia casistica come il follow-up a lungo termine di un impianto cementato non sia inficiato da una precedente osteotomia femorale. Tale rilievo era già stato evidenziato da Boos, Krushell et al. ⁵, pur confermando le difficoltà aggiuntive di impianto di protesi totale d'anca negli esiti di osteotomia femorale: gli autori consigliano di procedere, quando indicato, preferibilmente ad una osteotomia periacetabolare nei casi di displasia per evitare di modificare la morfologia femorale.

OSTEOTOMIE ACETABOLARI

Lo studio pre-operatorio deve essere eseguito su radiogrammi del bacino in proiezione antero-posteriore, alare ed otturatoria e con

uno studio TC (anche tridimensionale), volto ad evidenziare eventuali pseudoartrosi dei focolai osteotomici e anomalie morfologiche dell'acetabolo; in particolare i deficit della colonna posteriore, che se non evidenziati porterebbero al rischio di impiantare la componente acetabolare in retroversione, causando instabilità dell'impianto. In tal senso, l'utilizzo di innesti ossei (autologhi dalla testa femorale o omologhi) a ricostruzione della parete posteriore può essere un'opzione chirurgica.

Altrettanto importante è la valutazione del *bone stock* mediale, che può risultare compromesso negli esiti di diversi tipi di osteotomie di bacino.

Fondamentale per il successo dell'impianto è ottenere una buona copertura ed una soddisfacente fissazione della componente acetabolare: per ottenere ciò possono essere utilizzate componenti acetabolari di piccole dimensioni, correttamente medializzate, oppure anelli da revisione o componenti cementate, associando innesti ossei per ricostituire la massa ossea. Uno studio di Hashemi-Nejad, Haddad et al. ⁸ non ha evidenziato differenze in termine di altezza e lateralizzazione del centro di rotazione tra pazienti sottoposti ad impianto di protesi totale d'anca in esiti di osteotomia di Chiari e popolazione di controllo. Il posizionamento anatomico del centro di rotazione dell'anca secondo gli autori era più facilmente ottenibile utilizzando una minima quantità di innesti ossei, ottenendo così una buona copertura. Lo studio giunge alla conclusione che l'osteotomia di Chiari, oltre a ritardare una eventuale protesizzazione d'anca, può facilitare la ricostruzione acetabolare influenzando positivamente sui risultati a lungo termine.

Come per il femore, anche a livello acetabolare una precedente cicatrice può complicare l'accesso chirurgico. Inoltre, eventuali ossificazioni eterotopiche vanno rimosse: questo porta ad un incremento dei tempi operatori ed a una maggiore perdita ematica.

Per quanto riguarda i mezzi di sintesi eventualmente presenti, in certi casi possono interferire con la fresatura acetabolare e vanno quindi rimossi parzialmente o totalmente. Talora la rimozione completa dei mezzi di sintesi richiede un accesso molto più ampio.

Importante in questi casi è la disponibilità in sala operatoria di strumenti per tagliare il metallo o rimuovere le viti, che possono così essere rimosse dal versante interno dell'acetabolo senza così ampliare l'accesso chirurgico.

Numerosi lavori hanno valutato i risultati di protesi totali d'anca in pazienti precedentemente sottoposti ad osteotomia sovracotiloidea secondo Chiari: le modificazioni anatomiche date dall'osteotomia migliorano sensibilmente i risultati dell'impianto della componente cotiloidea in termine di posizionamento e stabilità ⁹⁻¹¹, con diminuzione della perdita ematica e dei tempi chirurgici ⁸. Minoda et al. ¹² hanno invece riscontrato una situazione opposta, con incremento dei tempi operatori e della perdita ematica nel gruppo di pazienti prima sottoposti ad osteotomia di Chiari, in virtù delle aderenze cicatriziali legate al precedente intervento. Il lavoro evidenzia altresì come lo spostamento mediale del frammento inferiore e lo spostamento laterale dell'ileo alterino la biomeccanica articolare, con aumento del braccio di leva degli abduttori (e quindi diminuzione delle forze agenti sull'articolazione), ma verticalizzazione (e quindi incremento) dell'angolo di azione di tali forze: questa situazione può potenzialmente risultare svantaggiosa per l'*outcome* a lungo termine dell'impianto.

Alcuni affermano che il miglioramento anatomico e biomeccanico di un'anca sottoposta ad un'osteotomia correttiva di bacino può facilitare il corretto posizionamento dell'acetabolo e favorire una più rapida ripresa funzionale postoperatoria.

Uno studio di Peters, Beck et al.¹³ ha mostrato come i risultati clinici di protesi totali d'anca impiantate in pazienti prima sottoposti ad una tripla osteotomia innominata siano inferiori a quelli ottenuti in pazienti standard, soprattutto per quanto riguarda il parametro dolore, riflettendo la maggior difficoltà tecnica dell'intervento. Non sono state trovate invece differenze per quanto riguarda la funzione e le complicanze.

Parvizi, Burmeister e Ganz¹⁴ hanno evidenziato come una precedente osteotomia periacetabolare non infici in alcun modo i risultati di un'eventuale successiva protesi d'anca, purché si considerino alcune importanti implicazioni tecniche circa le variazioni di versione acetabolare e lo spostamento delle "U" radiologiche. Le complesse alterazioni dell'anatomia acetabolare riguardanti l'incisura, la fossa, la versione e talvolta anche il tetto acetabolare devono essere valutate e comprese attentamente, analizzando anche l'anca controlaterale come repere di normalità. Fondamentale è comunque evitare di impiantare la componente acetabolare in retroversione. Gli autori sottolineano come la colonna posteriore dell'acetabolo risulti normalmente normorappresentata e la qualità dell'osso non venga inficiata dal precedente intervento, pertanto come sia possibile utilizzare cup standard da primo impianto, senza necessità di rinforzare con *grafting* il tetto acetabolare. Inoltre in questo tipo di osteotomia non è praticamente mai necessaria la rimozione dei mezzi di sintesi. I fattori che possono incidere sui risultati a lungo termine di questo tipo di impianti sono la giovane età dei pazienti, l'elevata richiesta funzionale, l'eventuale associata presenza di deformità a livello femorale ed acetabolare (ad esempio, di un falso acetabolo) o di iniziale coxartrosi già prima dell'osteotomia, ed infine eventuali disordini neurologici associati.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Morita S, Yamamoto H, Hasegawa S, et al. *Long-term results of valgus-extension femoral osteotomy for advanced osteoarthritis of the hip.* J Bone Joint Surg Br 2000;82:824-9.
- ² Ferguson GM, Cabanela ME, Ilstrup DM. *Total hip arthroplasty after failed intertrochanteric osteotomy.* J Bone J Surg 1994;76B:252.
- ³ Iwase T, Hasegawa Y, Iwasada S, et al. *Total hip arthroplasty after failed intertrochanteric valgus osteotomy for advanced osteoarthritis.* Clin Orthop 1999;(364):175-81.
- ⁴ Boos N, Krushell R, Ganz R, et al. *Total hip arthroplasty after previous proximal femoral osteotomy.* J Bone Joint Surg Br 1997;79:247-53.
- ⁵ Shinar AA, Harris WH. *Cemented total hip arthroplasty following previous femoral osteotomy: an average 16-year follow-up study.* J Arthroplasty 1998;13:243-53.
- ⁶ Breusch SJ, Lukoschek M, Thomsen M, et al. *Ten-year results of uncemented hip stems for failed intertrochanteric osteotomy.* Arch Orthop Trauma Surg 2005;125:304-9.
- ⁷ Haverkamp D, de Jong PT, Marti RK. *Intertrochanteric osteotomies do not impair long-term outcome of subsequent cemented total hip arthroplasties.* Clin Orthop Relat Res 2006;444:154-60.
- ⁸ Hashemi-Nejad A, Haddad FS, Tong KM, et al. *Does Chiari osteotomy compromise subsequent total hip arthroplasty?* J Arthroplasty 2002;17:731-9.
- ⁹ Lack W, Windhager R, Kutschera HP, et al. *Chiari pelvic osteotomy for osteoarthritis secondary to hip dysplasia. Indications and long-term results.* J Bone Joint Surg Br 1991;73:229-34.
- ¹⁰ Ohashi H, Hirohashi K, Yamano Y. *Factors influencing the outcome of Chiari pelvic osteotomy: a long-term follow-up.* J Bone Joint Surg Br 2000;82:517-25.
- ¹¹ Scher MA, Jakim I. *Combined intertrochanteric and Chiari pelvic osteotomies for hip dysplasia.* J Bone Joint Surg Br 1991;73:626-31.
- ¹² Minoda Y, Kadowaki T, Kim M. *Total hip arthroplasty of dysplastic hip after previous Chiari pelvic osteotomy.* Arch Orthop Trauma Surg 2006;126:394-400.
- ¹³ Peters CL, Beck M, Dunn HK. *Total hip arthroplasty in young adults after failed triple innominate osteotomy.* J Arthroplasty 2001;16:188-95.
- ¹⁴ Parvizi J, Burmeister H, Ganz R. *Previous Bernese periacetabular osteotomy does not compromise the results of total hip arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res 2004;(423):118-22.

Protesi d'anca in esiti Perthes ed epifisiolisi

Total hip replacement after Perthes disease and slipped capital femoral epiphysis

P.P. Calderoni, F. Traina, C. Masetti, A. Galvani, E. Tassinari, D. Di Motta, F. Pilla, A. Toni

RIASSUNTO

La chirurgia protesica dell'anca in esiti di malattie infantili è spesso una chirurgia complessa per l'anatomia patologica propria di queste malattie, per la giovane età dei pazienti ed anche per la deformità anatomica residua dagli interventi chirurgici correttivi eseguiti in età pediatrica. Abbiamo eseguito una revisione della nostra casistica di protesi d'anca impiantate per coxartrosi secondaria a malattia di Perthes ed epifisiolisi della testa del femore. Dal 1990 al 2006 abbiamo eseguito 39 impianti in esiti di Perthes e 34 in esiti di epifisiolisi. I risultati clinici e di sopravvivenza ad un follow-up medio di 6 anni sono molto buoni, abbiamo registrato un solo fallimento nel gruppo di pazienti affetti da epifisiolisi. In base alla nostra esperienza, riteniamo che per la buona riuscita dell'intervento chirurgico sia necessario eseguire una pianificazione preoperatoria molto accurata e, quando possibile, impiegare protesi con collo modulare e superfici articolari resistenti all'usura.

Parole chiave: malattia di Perthes, epifisiolisi del femore, protesi d'anca

SUMMARY

Total hip replacement after sequelae of childhood hip disorders is often a troublesome procedure for the pathologic anatomy of the diseases, for the young age of the patients and for the deformity created by previous osteotomies. We have reviewed our experience in total hip replacement after Perthes disease and slipped capital femoral epiphysis (SCFE). Between 1990 and 2006, 39 patients with Perthes disease and 34 patients with SCFE underwent a hip revision in our Department. The average 6-year clinical and survival results are very promising, we have recorded only one failure in the SCFE group. We believe that to achieve good long term results a careful preoperative planning, modular stems and hard bearing surfaces are mandatory.

Key words: Perthes disease, slipped capital femoral epiphysis, total hip arthroplasty

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

Indirizzo per la corrispondenza:

Prof. Francesco Traina, Istituti Ortopedici Rizzoli, Laboratorio di Tecnologia Medica, Prima Divisione di Ortopedia e Traumatologia, via di Barbiano 1/10, 40136 Bologna.
Tel.: +39 051 6366550; fax: +39 051 6366863; e-mail: traina@tecno.ior.it

INTRODUZIONE

L'intervento di protesi d'anca in esiti di patologie infantili è solitamente un intervento di elevata difficoltà chirurgica. Questa difficoltà dipende non solo dalla anatomia patologica delle patologie infantili e dalla giovane età dei pazienti, ma più spesso dalla deformità anatomica residua dagli interventi chirurgici correttivi eseguiti in età pediatrica. Per questo motivo, per ottenere risultati soddisfacenti, è necessario un accurato *planning* preoperatorio, che nella maggior parte dei casi non può essere eseguito su di una radiografia standard del femore, poiché questa non è sufficiente per valutare la complessità delle alterazioni anatomiche ¹. Inoltre, prima di approcciarsi a questa chirurgia, bisogna valutare la necessità di tempi chirurgici accessori, quali osteotomie femorali derotative, trocanteroplastiche per il corretto riposizionamento dell'inserzione dei muscoli abduttori dell'anca, *release* delle parti molli o del nervo sciatico in caso di allungamenti dell'arto superiori ai 3 centimetri ². Quindi è necessario procedere alla scelta dell'impianto protesico che meglio si adatti alla anatomia del paziente, che abbia le caratteristiche tribologiche necessarie per garantire una durata nel lungo periodo anche se sottoposto ad un'elevata attività, e che sia il più possibile poco invasivo, in modo da poter preservare un *bone stock* sufficiente per un possibile reintervento.

La patologia infantile che più frequentemente comporta un intervento di protesi d'anca in età adulta è la displasia congenita dell'anca. Molto è stato scritto sul trattamento di questa artrosi secondaria, mentre poco è stato pubblicato riguardo agli esiti di altre due patologie infantili che portano ad artrosi dell'anca: la malattia di Legg-Perthes-Calvé e l'epifisiolisi della testa del femore.

MALATTIA DI LEGG-CALVÉ-PERTHES

La malattia di Legg-Calvé-Perthes (LCP) è una necrosi asettica della testa femorale, ad eziologia sconosciuta ed eredità multifattoriale, probabilmente con patogenesi vascolare. Fu descritta indipendentemente ad inizio secolo da Legg, Calvé, Perthes ³⁻⁵ e Waldenstrom ⁶. La prevalenza nella popolazione pediatrica è stata stimata di 23 casi su 100.000. La malattia colpisce soprattutto i maschi (rapporto maschi/femmine di 5/1), ma è più grave nelle femmine. L'estensione della necrosi è molto variabile ed è più frequentemente monolaterale (88% dei casi). L'età di esordio è tra i 4 e gli 8 anni, la prognosi è dipendente dalla età di insorgenza e dalla deformità residua della testa del femore a raggiunta maturità scheletrica. La maggior parte dei pazienti in classe III-IV

di Stulberg presenta una coxartrosi secondaria dopo i 40 anni, questa è più precoce invece nei pazienti in classe V. La chirurgia protesica dell'anca può essere complicata in questi casi dalla forma allungata del gran trocantere e dal collo corto della testa del femore esito dell'arresto precoce dell'accrescimento del femore prossimale, dagli esiti delle precedenti osteotomie e dall'insufficienza glutea solitamente presente se sono state eseguite più operazioni chirurgiche.

EPIFISIOLISI DELLA TESTA DEL FEMORE

L'epifisiolisi è una patologia dell'accrescimento caratterizzata dallo scivolamento della cartilagine epifisaria sulla metafisi femorale a livello della cartilagine di coniugazione, tale da costituire la cosiddetta coxa vara dell'adolescenza. L'incidenza nella popolazione pediatrica è di 2 casi ogni 100.000. Colpisce più frequentemente le popolazioni polinesiane e quelle di razza nera. L'età di insorgenza è solitamente tra i 10 e i 16 anni nei maschi e tra i 10 e i 14 anni nelle femmine, colpisce più frequentemente bambini obesi e il femore sinistro. Non c'è consenso nella comunità scientifica se sia necessario eseguire delle osteotomie correttive nei casi più gravi, anche per l'elevato rischio secondario di necrosi della testa del femore. Sono comunque state descritte e sono frequentemente praticate delle osteotomie derotative intertrocanteriche. L'artrosi secondaria della testa del femore insorge precocemente nella maggior parte dei pazienti e le deformità multiplanari esito degli interventi correttivi eseguiti in età pediatrica, rendono spesso molto difficile la protesizzazione femorale.

Scopo di questo lavoro è fare una revisione della nostra esperienza di protesi d'anca in artrosi secondaria a Perthes ed epifisiolisi, per valutare la sopravvivenza a lungo termine delle protesi, ma anche per individuare i possibili strumenti utili per superare le difficoltà chirurgiche riscontrate.

MATERIALI E METODI

Dal 1990 al 2006 sono giunti alla nostra osservazione ed abbiamo trattato con protesi d'anca 39 pazienti affetti da coxartrosi secondaria a Perthes e 34 ad epifisiolisi.

Perthes

Dei 39 pazienti 10 erano femmine (25,6%) e 29 maschi (74,4%), l'età media al momento dell'intervento era di 39 anni (19-65), il BMI era superiore a 25 nel 17,9% dei casi (sovrappeso) e superiore a 30 nel 15,4% dei casi (obesi). Diciannove pazienti erano in classe A di Charnley, 12 in classe B, 8 in classe C. All'ultimo controllo, il follow-up medio dell'intervento di protesi d'anca è risultato essere di 6 anni (1-14).

Epifisiolisi

Dei 34 pazienti 14 erano femmine (41,2%) e 20 maschi (58,8%), l'età media al momento dell'intervento era di 43,5 anni (15-74), il BMI era superiore a 25 nel 41,2% dei casi (sovrappeso) e superiore a 30 nel 14,7% dei casi (obesi). Ventidue pazienti erano in classe A di Charnley, 10 in classe B, 2 in classe C. All'ultimo controllo, il

follow-up medio dell'intervento di protesi d'anca è risultato essere di 5,1 anni (1-12).

RISULTATI

Abbiamo registrato 3 complicanze maggiori solo nei casi di protesi secondarie a Perthes: 1 ematoma che ha richiesto un drenaggio chirurgico e 2 paralisi di SPE che hanno lasciato parziali deficit motori anche a distanza dall'intervento.

Tutti gli impianti in esiti di Perthes sono in sede, una protesi impiantata in esito di epifisiolisi è stata reimpiantata a 3 anni dall'intervento per mobilizzazione asettica.

DISCUSSIONE

Scopo di questo lavoro era di valutare la sopravvivenza a lungo termine di protesi d'anca eseguite in artrosi secondaria ad epifisiolisi della testa del femore e di malattia di Perthes e di individuare le possibili soluzioni tecniche ai problemi riscontrati in corso di intervento chirurgico.

In base ai nostri risultati la percentuale di successi a lungo termine è molto buona nonostante nel Perthes l'età media all'intervento fosse minore (39 contro 43,5), mentre i pazienti sovrappeso o obesi fossero più della metà nell'epifisiolisi (55,9%) e solo un terzo (33,3%) nel Perthes.

Questi buoni risultati trovano riscontro nei pochi lavori pubblicati in letteratura su questo argomento.

Boss⁷ ricontrollando 74 protesi eseguite in femori con esiti di osteotomia ha riscontrato una più elevata incidenza di complicazioni rispetto ad una normale popolazione di controllo ma non differenze di sopravvivenza a lungo termine. Risultati comparabili sono riportati da Breusch⁸, che ha trovato una sopravvivenza a 10 anni delle protesi impiantate in esiti di osteotomia del 94% dei casi. In entrambe questi studi però non tutte le osteotomie erano state eseguite in esiti di epifisiolisi o Perthes e un reale confronto con la nostra popolazione selezionata di pazienti non è del tutto possibile. Amstutz⁹, revisionando la sua casistica di protesi di rivestimento eseguite in casi di esiti di Perthes ed epifisiolisi, ritiene incoraggianti i risultati da lui ottenuti, anche se sottolinea come l'intervento con protesi di rivestimento sia in questi casi particolarmente difficile e che non conceda la possibilità di ripristinare una buona biomeccanica dell'anca.

Nella nostra esperienza abbiamo preferito utilizzare protesi di disegno tradizionale e quando possibile protesi modulari, avendo come obiettivo primario anche un buon ripristino della biomeccanica dell'anca, cercando, ove possibile, di aumentare l'*offset* del femore e quindi il braccio di leva dei muscoli abduttori e di recuperare la dismetria fra gli arti (Figg. 1, 2). Per evitare l'usura dei materiali dovuta alla giovane età dei pazienti, abbiamo preferito utilizzare protesi con accoppiamento articolare in metallo o ceramica. Inoltre, abbiamo sempre eseguito una pianificazione preoperatoria computer assistita basata su immagini TC¹⁰. Questa tecnica di studio preoperatorio ci ha consentito di ridurre al minimo le complicanze quali fratture femorali intraoperatorie e lussazioni protesiche da malposizionamento delle componenti (di fatto assenti nella nostra casistica).



Fig. 1. Coxartrosi bilaterale secondaria a Perthes.

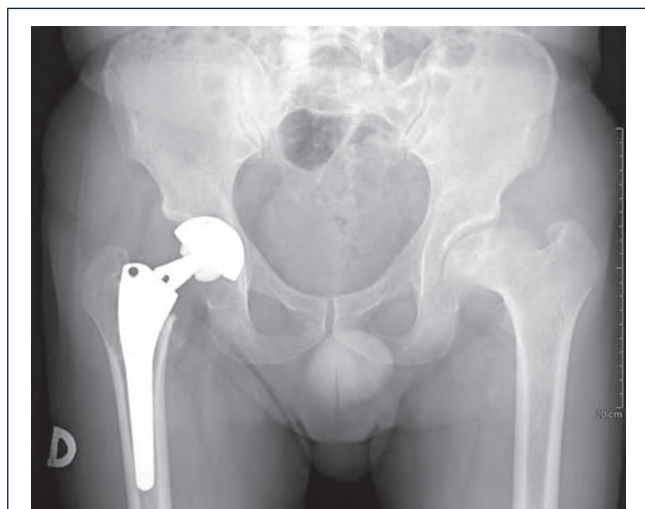


Fig. 2. Si noti come con una protesi con collo modulare sia stato possibile ripristinare l'offset femorale preoperatorio, in questo caso molto grande, senza variare la lunghezza degli arti. Il recupero dell'offset femorale preoperatorio è molto importante per un ottimale recupero della funzione biomeccanica dell'anca, poiché ad esso è direttamente proporzionale il braccio di leva degli abduttori. Una buona funzione dei muscoli abduttori garantisce una deambulazione senza zoppia e riduce il dolore postoperatorio derivante dall'affaticamento muscolare. In un caso come questo l'impiego di una protesi di rivestimento non avrebbe permesso di ripristinare perfettamente la biomeccanica articolare.

L'importanza di uno studio preoperatorio molto accurato trova conferma nel fatto che in tutte le esperienze è stata riscontrata un'elevata incidenza di complicanze intra- e post-operatorie. Anche nella

nostra esperienza, benché la percentuale di complicanze maggiori è risultata essere minore rispetto ad altri, la percentuale di paralisi del nervo sciatico riscontrata è molto superiore rispetto alla normale incidenza in una popolazione di artrosi primarie. Questa complicanza è stata dovuta probabilmente ad un insufficiente *release* delle parti molli periarticolari e soprattutto all'eccessivo stiramento del nervo dovuto all'allungamento dell'arto protesizzato. Nei casi di esiti di Perthes, in cui la patologia è spesso monolaterale, il recupero della dismetria è un obiettivo primario della chirurgia, deve però essere ponderata ed oggi in un unico tempo chirurgico non eseguiamo più allungamenti superiori ai 3 centimetri.

Una accurata pianificazione preoperatoria ha ridotto inoltre il tempo di intervento chirurgico, che è risultato essere non molto superiore a quello di interventi standard, e di ridurre il sanguinamento perioperatorio. In questi casi il nostro protocollo di preparazione all'intervento con un programma di predeposito di emazia autologhe non è variato rispetto alla normale routine.

In conclusione, riteniamo l'intervento di protesi d'anca in esiti di malattia di Perthes ed epifisiolisi, tecnicamente complesso ma, quando accuratamente pianificato ed eseguito con protesi modulari, di buon risultato clinico a lungo termine

BIBLIOGRAFIA

- Xenakis TA, Beris AE, Malizos KK, et al. *Total hip arthroplasty for avascular necrosis and degenerative osteoarthritis of the hip*. Clin Orthop Relat Res 1997;(341):62-8.
- Gent E, Clarke NM. *Joint replacement for sequelae of childhood hip disorders*. J Pediatr Orthop 2004;24:235-40.
- Perthes GC. *Concerning arthritis deformans juvenilis*. 1910. Clin Orthop Relat Res 2006;(451):17-20.
- Legg AT. *An obscure affection of the hip joint*. 1910. Clin Orthop Relat Res 2006;(451):11-3.
- Calve J. *On a particular form of pseudo-coxalgia associated with a characteristic deformity of the upper end of the femur*. 1910. Clin Orthop Relat Res 2006;(451):14-6.
- Waldenstrom H. *Der obere tuberkulose collumnerd*. Z Orthop Chir 1909;24:487.
- Boos N, Krushell R, Ganz R, et al. *Total hip arthroplasty after previous proximal femoral osteotomy*. J Bone Joint Surg Br 1997;79:247-53.
- Breusch SJ, Lukoschek M, Thomsen M, et al. *Ten-year results of uncemented hip stems for failed intertrochanteric osteotomy*. Arch Orthop Trauma Surg 2005;125:304-9.
- Amstutz HC, Su EP, Le Duff MJ. *Surface arthroplasty in young patients with hip arthritis secondary to childhood disorders*. Orthop Clin North Am 2005;36:223-30.
- Toni A, Traina F, Viceconti M. *Computer-assisted tridimensional preoperative planning in hip revision surgery*. Chir Organi Mov 2003;88:273-80.

L'artroprotesi non cementata d'anca nel trattamento dell'anca anchilotica

Cementless arthroplasty in ankylotic hip

G. Vicenzi¹, P.G. Vasina², A. Sudanese³, M. Palmonari³, A. Toni³

RIASSUNTO

Lo studio si propone di analizzare i risultati dell'artroprotesi non cementata nel trattamento dell'anca anchilotica. Si riportano 20 casi operati dal 1990 al 2004. I risultati clinici, secondo la classificazione di Harris (*Harris Hip Rating System*, HHRS), dimostrano un importante miglioramento della motilità nel 70% dei pazienti, con recupero della normale escursione articolare nel 40%. Nel 65% permane ipotrofia della muscolatura glutea con conseguente zoppia, da lieve a moderata. Nel 25% dei pazienti residua dolore al rachide lombare o alle ginocchia. I risultati radiografici sono favorevoli: non abbiamo revisioni per mobilizzazioni protesiche del cotile o dello stelo, solo un caso di usura del polietilene a 12 anni dall'intervento con mobilizzazione del cotile. Tra le complicanze precoci riportiamo una lussazione secondaria all'ipotrofia glutea. La dismetria preoperatoriamente presente in 16 casi (media 2,5 cm) è risultata corretta in 8 casi, dimezzata in 7 pazienti, inalterata in 1 caso (> 3,5 cm). Infine, mediamente ad 8 anni e 6 mesi dall'intervento e secondo la classificazione HHRS, i risultati sono stati eccellenti nel 20% dei casi, buoni nel 55%, discreti nel 20% e mediocri nel 5%.

Parole chiave: artroprotesi non cementata, anca, anchilosi

SUMMARY

The purpose of this study is to analyze the results of cementless arthroplasty for ankylotic hip treatment. A total of 20 cases submitted to arthroplasty for the treatment of ankylotic hip are reported. The clinical and functional results, using Harris Hip Rating System (HHRS), showed an important improvement in 70% of the cases, with recovery of normal joint excursion in 40%. In 60% of cases persisted hypotrophy of the gluteal muscles with consequent mild to moderate limping. In 25% of patients persisted lumbar or knee pain. Radiographic results were favourable: no revision for prosthetic loosening is reported, but one case with massive wear and pending socket loosening at 12 years follow-up. As early complication is reported 1 dislocation, caused by hypotrophy of the gluteal muscles. Leg length discrepancy which was present preoperatively in 16 cases (mean 2,5 cm) was corrected in 8 cases, reduced by

half in 7 cases and remained > 3,5 cm in 1 case. In conclusion, at 8,6 years follow-up and upon HHRS, results have been excellent in 20%, good in 55%, fair in 20% and poor in 5%.

Key words: cementless total hip arthroplasty, hip, ankylosis

Questo studio segue un lavoro analogo pubblicato nel 1994¹ e ritenuto ormai superato, riferendosi a materiali e tecniche protesiche ormai obsolete.

Per anchilosi dell'anca si intende la totale perdita della motilità dell'articolazione coxo-femorale. Questa condizione può conseguire ad un atto chirurgico oppure insorgere spontaneamente in seguito a varie patologie: spondiloartrite anchilopoietica, artrite settica, tubercolosi osteoarticolare, artrosi post-traumatica, epifisiolisi, emiplegia.

L'intervento di conversione dell'anca anchilotica in un'anca protesizzata presenta una soluzione al problema clinico-funzionale, nonostante le difficoltà che può presentare.

La difficoltà di questo tipo di intervento è rappresentata dalle importanti alterazioni dell'osso, dei tessuti molli e dalla grave ipotrofia dei muscoli estensori ed abduttori, responsabili del difficile recupero funzionale e del maggior rischio di lussazione.

I vantaggi della conversione di anche anchilotiche utilizzando protesi cementate sono stati ben documentati in questi anni¹⁻⁷, esistono invece pochi studi che valutano i risultati ottenuti utilizzando protesi non cementate. Soltanto Kim et al.⁸ affermano risultati sovrapponibili tra protesi cementate e non cementate.

L'obiettivo di questo studio multicentrico è quello di analizzare i risultati clinici e radiografici dell'impianto di un'artroprotesi non cementata per il trattamento dell'anca anchilotica.

MATERIALE E METODO

Dal giugno 1990 al giugno 2004 sono stati inseriti in uno studio multicentrico di artroprotesi non cementata su anca anchilotica 18 pazienti, 2 dei quali operati bilateralmente (20 interventi).

Si trattava di 9 maschi e 9 femmine, 11 impianti sono stati eseguiti a destra e 9 a sinistra. L'età media dei pazienti al momento dell'intervento era di 56 anni (min. 19, max. 80).

Quattro pazienti (4 anche) erano portatori di artrodesi chirurgica e 14 pazienti (16 anche) di artrodesi spontanea: secondaria in 8 casi a spondiloartrite anchilopoietica, in 3 casi post-trauma, in 3 casi ad artrite settica ed in 1 caso ad emiplegia.

Il tempo trascorso tra l'anchilosi dell'anca e l'impianto di artroprotesi variava tra 2 e 62 anni (media di 24,6 anni). Valutando tale

¹ Reparto di Ortopedia, Ospedale di Imola, Bologna; ² Reparto di Ortopedia, Ospedale di Argenta, Ferrara; ³ I Divisione di Ortopedia, Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna

periodo in relazione all'etiologia, si rileva che mentre nelle anchilosi chirurgiche la media era di 41 anni (min. 38, max. 47), nelle anchilosi spontanee questo valore era di molto inferiore: 20,8 anni (min. 2, max. 60). Mentre tutti i pazienti con anchilosi chirurgica presentavano un atteggiamento dell'anca corretto (flessione 10-15°, adduzione 10°, lieve extra rotazione), solo 6 casi con anchilosi spontanea tale posizione risultava idonea.

La dismetria degli arti, presente in 16 casi, è stata valutata misurando la distanza tra la spina iliaca antero-superiore ed il malleolo tibiale: in 10 casi era presente una dismetria < 1 cm; in 6 casi superava tale valore (media di 3,5 cm).

Inoltre, 10 pazienti soffrivano di gonalgia omolaterale (in 2 di questi casi bilaterale), 14 di lombalgia e 5 di coxalgia controlaterale. Tutti i pazienti avevano, prima dell'intervento, una marcata ipotrofia della muscolatura abduttoria dell'anca evidenziabile clinicamente.

Sono state impiantate in tutti i casi artroprotesi non cementate.

I nostri pazienti sono stati controllati ad un follow-up medio di 8 anni e 6 mesi (min. 3, max. 15).

La valutazione clinica e funzionale pre e post operatoria è stata eseguita utilizzando la classificazione di Harris (*Harris Hip Rating System*, HHRS).

La presenza di ossificazioni pericapsulari è stata valutata secondo i criteri di Brooker et al.

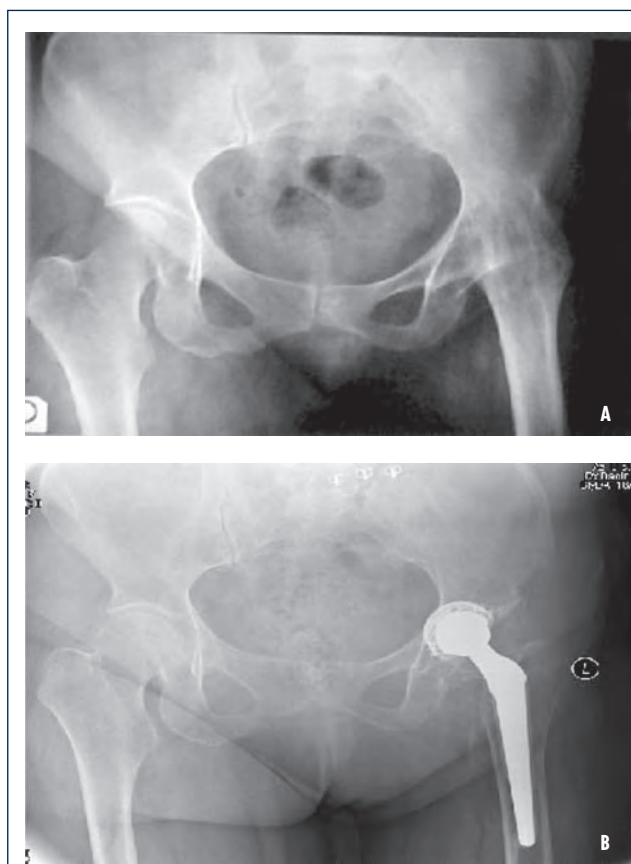


Fig. 1. Donna di anni 67 con anchilosi dell'anca sinistra da 43 anni per artrite settica (a); controllo a 5 anni della sostituzione protesica (b).

RISULTATI

Dolore

All'ultimo controllo clinico, il 75% dei pazienti non presentava dolore, il 25% presentava dolore lieve, occasionale, che non comprometteva le normali attività quotidiane. Nessun paziente ha presentato dolore intollerabile o disabilità totale.

Zoppia

La zoppia era assente nel 35% dei pazienti, lieve nel 40%, moderata nel 25%. Il 35% dei pazienti non utilizzava ausili, il 65% dei pazienti necessitava occasionalmente di supporti.

Spostamenti

Il 25% dei pazienti era in grado di compiere spostamenti illimitati, il 50% spostamenti oltre il chilometro, il 15% dei pazienti limitati entro i 500 metri e il 10% deambulava solo in casa. Nessun paziente era costretto a letto o in carrozzina.

Appoggio

Il 45% dei pazienti riferiva di essere in grado di fare le scale normalmente, il 55% dei pazienti utilizzava un appoggio o il corrimano. Non abbiamo rilevato nessun paziente al quale risultasse impossibile salire le scale.

Scarpe

Il 50% dei pazienti era in grado di mettersi le scarpe e calze con facilità, il 35% dei pazienti riusciva con difficoltà, il 15% dei pazienti non era in grado di farlo autonomamente.

Seduta

L'80% dei pazienti poteva stare seduto per almeno un'ora senza alcun tipo di problema, il 20% dei pazienti iniziava ad avere dei fastidi dopo circa mezz'ora.

Dismetria

Dei 16 pazienti con dismetria, in 8 casi questa risultava corretta, in 7 casi si era ottenuta una correzione del 50% ed in un caso era rimasta inalterata (> 3,5 cm). Segnaliamo la pericolosità di allungamenti estemporanei superiori a 4 cm².

Riassumendo, dei 20 casi rivalutati il 20% è stato classificato come eccellente, il 55% come buono, il 20% è stato classificato come discreto ed il 5% come mediocre.

In 6 dei 10 pazienti, che soffrivano di gonalgia omolaterale prima della conversione protesica, si è risolta la sintomatologia dolorosa, nei restanti 4 è stata eseguita un'artroprotesi di ginocchio in tempi successivi. Dei 14 pazienti, che soffrivano di lombalgia, 11 hanno risolto il problema, in 3 permane una saltuaria lombalgia di grado lieve. In 2 casi su 5, che presentavano coxalgia controlaterale su base artrosica, è stato necessario eseguire intervento di artroprotesi. Nel 60% dei casi, nonostante intensa attività riabilitativa, persisteva insufficienza della muscolatura abduttoria con zoppia e fenomeno di Trendelenburg. In 4 pazienti si sono verificate complicazioni post-operatorie, tra cui 2 trombosi venose profonde, risoltesi senza ulteriori complicanze, 1 lussazione di protesi nell'immediato

post-operatorio ed una paralisi del nervo femorale, trattata con elettroterapia del quadricipite e risoltasi totalmente nell'arco di 2 mesi.

I 18 pazienti (20 anche) sono stati valutati radiograficamente (1 solo con *gait analysis*) prima e dopo l'operazione: non abbiamo riscontrato in nessuna delle revisioni segni di mobilizzazione della componente femorale o acetabolare, ma soltanto l'usura del polietilene in un caso rioperato 15 anni dopo la disartrodesi. In 3 casi sono comparse ossificazioni eterotopiche periprotetiche di grado 3 ed in un caso di grado 4 (paziente affetto da emiplegia e scarsamente collaborante).

DISCUSSIONE

Bisogna innanzitutto sottolineare il fatto che i risultati di questo tipo di chirurgia non sono comparabili con quelli di un normale primo impianto, in quanto l'anatomia locale è maggiormente sovvertita, a volte con l'aggiunta di altre patologie ortopediche associate. La letteratura⁶ ci riferisce che un cedimento protesico non dipende dalla durata dell'anchilosi e che i migliori risultati si ottengono nelle anchilosi spontanee piuttosto che in quelle chirurgiche, forse perché c'è un maggior rispetto del centro di rotazione.

Il paziente con artrodesi, che chiede di essere sottoposto a sostituzione protesica, abbandona una situazione di sostanziale benessere dell'anca (considerando l'assenza di una sintomatologia dolorosa) per affrontare un destino più incerto e con il desiderio di risolvere i propri problemi funzionali. Dunque deve essere fortemente motivato per sostenersi anche quando dovesse affrontare risultati inferiori all'attesa. Nella nostra esperienza, la motivazione più frequente risiedeva nel desiderio di riacquistare l'articolarietà, di eliminare il dolore alle articolazioni vicine e di eliminare la dismetria.

L'efficacia dell'intervento di artroprotesi in un'anca artrodesizzata nel risolvere i dolori lombari, la dismetria e le gonalgie è apparsa ben evidente in questo studio ed in letteratura¹⁻⁷: nella nostra esperienza, infatti, 11 dei 14 pazienti hanno completamente o quasi completamente risolto i dolori lombari lamentati nel prima dell'intervento, 6 dei 10 pazienti hanno completamente o quasi completamente risolto i dolori del ginocchio.

Si può, dunque, affermare che la disartrodesi, in caso di patologie delle articolazioni viciniori, ha ottima efficacia nei confronti delle algie vertebrali. La *gait analysis*⁴ ha dimostrato una notevole diminuzione dopo l'intervento del movimento abnorme del bacino. Discreti miglioramenti sono rilevabili nel ginocchio omolaterale e nell'anca controlaterale.

Nonostante quanto osservato, è importante considerare che il paziente con un'anchilosi posizionata correttamente mantiene un'ottima funzionalità per lungo tempo e che i sintomi delle arti-

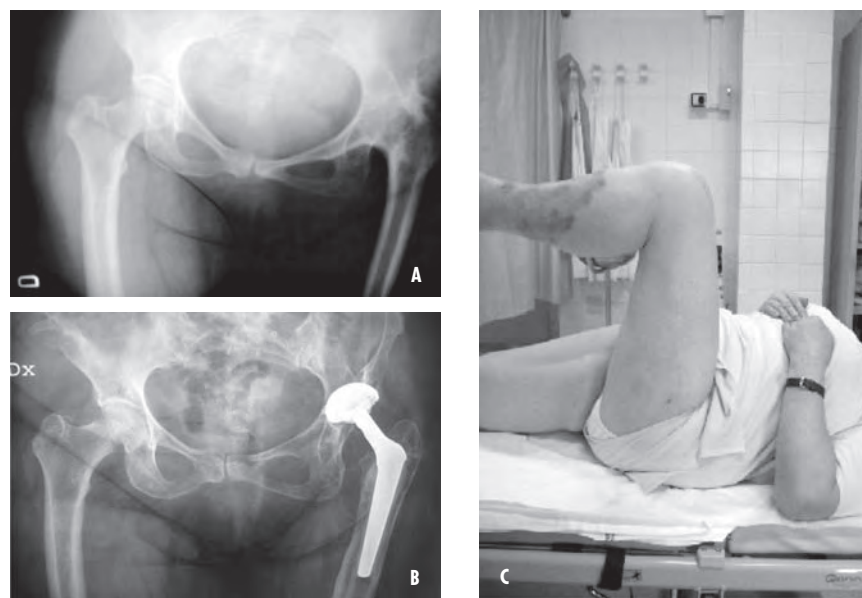


Fig. 2. Donna di anni 62 con anchilosi dell'anca sinistra da artrite specifica da 42 anni (a); controllo a 4 anni della sostituzione protesica, si segnala la irregolarità della corticale dovuta a pregressa osteotomia sottotrocanterica (b); flessione fino a 90° dell'anca operata, la paziente è stata operata anche di protesi di ginocchio omolaterale (c).

colazioni adiacenti diventano importanti non prima di 20 anni⁹⁻¹¹. Le anchilosi "malposizionate", invece, causano una sintomatologia dolorosa alle articolazioni adiacenti molto più rapidamente^{12,13}.

Circa la tecnica chirurgica, questo tipo di intervento presenta un alto grado di difficoltà, determinato soprattutto dalla mancanza della rima articolare, che ostacola il riconoscimento del livello dell'osteotomia cervicale. Per questo, un'accurata pianificazione preoperatoria permette di orientarsi, facendo riferimento alla distanza preventivamente calcolata rispetto al piccolo trocantere, che va identificato intraoperatoriamente. Nei casi più complessi (pazienti con anca artrodesizzata da lungo tempo con alterata anatomia del collo) è opportuno eseguire un controllo radiografico intraoperatorio del livello di osteotomia.

Per quanto attiene al femore, i tempi successivi non si discostano da quelli classici della protesi femorale. Circa il cotile, invece, dopo l'osteotomia residua un moncone osseo formato dall'acetabolo e dall'epifisi ad esso fusa. Se l'anatomia risulta di facile interpretazione, potendo ben riconoscere le vestigia dell'acetabolo, si può procedere alla resezione con sega oscillante del tessuto osseo corrispondente all'epifisi, avendo sempre cura di preservare la parete cotiloidea posteriore.

In caso contrario, si procederà a fresare la cavità per l'acetabolo protesico nella residua testa femorale fino al tessuto spongioso iliaco. Talora abbiamo osservato che, approfondendo la fresatura nell'osso iliaco, è possibile riconoscere le vestigia corrispondenti alla lamina subcondrale del cotile e dell'epifisi, il che permette di definire con precisione la sede del paleocotile. In assenza di queste vestigia, ci si deve affidare alla valutazione della profondità residua dello strato osseo spongioso rispetto alla lamina ossea che delimita medialmente l'ileo, facendo riferimento al valore calcolato nella pianificazione pre-operatoria. Può risultare che il cotile sia troppo

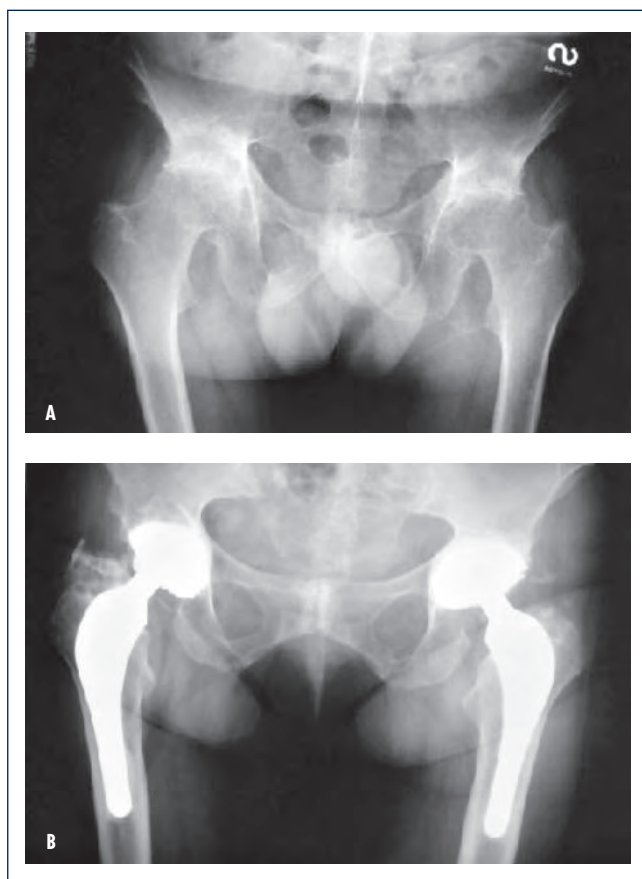


Fig. 3. Maschio di 52 anni operato per esiti di spondilartrosi anchilopietica con anchilosi dell'anca destra da oltre 20 anni (a); controllo dell'intervento di protesi a 15 anni, il paziente è stato operato bilateralmente (b).

profondamente inserito nell'ileo: in questo caso occorre eseguire una resezione del bordo acetabolare per evitare un'interferenza con il femore nella flessione ed adduzione dell'anca.

Ancora più complessa può risultare la ricostruzione dell'apparato muscolare abduttore. La valutazione dello stato della muscolatura abduttrice, come già scritto in letteratura^{1,3}, è un passaggio fondamentale dal quale può dipendere il buon esito dell'intervento. È quindi di estrema importanza eseguire un'attenta valutazione pre-operatoria della muscolatura glutea attraverso la palpazione clinica delle contrazioni dei muscoli abduttori dell'anca anchilotica, paragonandola a quella controlaterale, quando non anchilotica; se la contrazione risulta insufficiente e l'anca è bloccata in una posizione accettabile, la protesizzazione dovrebbe essere rifiutata. In letteratura sono state proposte alcune alternative alla valutazione clinica, tra cui l'EMG^{7,14,15} la TC¹ o la valutazione intra operatoria dello stato della muscolatura glutea³. Va ricordato che si può riscontrare un'ottima validità glutea anche a 12 anni dall'anchilosi⁴, grazie alle contrazioni isometriche. Nella nostra esperienza siamo ricorsi quasi sempre alla sola valutazione palpatoria delle masse muscolari.

Nei nostri casi abbiamo rilevato un'alta percentuale (20%) di ossificazioni pericapsulari di grado elevato (terzo e quarto di Brooker). In accordo con la letteratura, riteniamo opportuno eseguire radioterapia post-operatoria o terapia farmacologica al fine di prevenire la

formazione di ossificazioni nei pazienti con malattia spondilitica, nei pazienti che abbiano già presentato ossificazioni dopo l'intervento di protesi controlaterale e negli interventi chirurgici particolarmente indaginosi.

I risultati ottenuti, così come quelli della letteratura, giustificano l'indicazione a questo atto chirurgico, sebbene il paziente debba essere informato della necessità di un lungo periodo riabilitativo (fino a 2-5 anni) per ottenere una ripresa funzionale, spesso parziale, dei muscoli abduttori dell'anca, ipotrofici a causa della lunga inattività, rendendo talvolta indispensabile il ricorso ad uno o due bastoni. Al riguardo va ricordato che i muscoli glutei possono migliorare per 2-3 anni o più dopo l'intervento^{3,5}.

CONCLUSIONI

L'intervento di trasformazione dell'artrosi dell'anca in artroprotesi è un intervento complesso. Occorre effettuare, a priori, una valutazione palpatoria delle masse muscolari per accertare l'integrità dei muscoli abduttori, in caso contrario l'intervento è sconsigliato per l'elevato rischio di esitare in una anca instabile e/o insufficiente. In tal caso, ci si dovrà limitare ad un'osteotomia di direzione nel caso sia rilevante l'atteggiamento patologico dell'anca anchilotica.

Quando siano presenti sufficienti masse muscolari abduttrici, l'intervento può essere eseguito, informando il paziente dei possibili rischi di insuccesso funzionale, sintetizzabili nel fatto che circa 1/3 dei casi recupera scarsa motilità, 2/3 presentano zoppia accentuata, circa 1/6 deve fare uso continuo di due bastoni. Ma i vantaggi sono tanti: l'intervento permette il significativo miglioramento della motilità dell'anca, la correzione o un'importante riduzione della dismetria e la scomparsa della lombalgia, quando non secondaria a patologia primitiva del rachide.

Tali risultati riportati devono, a nostro avviso, essere giudicati favorevolmente e, seppur con le cautele sopra riportate, devono incoraggiare all'indicazione di disartrosi e applicazione di protesi d'anca soprattutto nel paziente giovane in relazione al grande vantaggio funzionale che consegue ad una tecnica corretta.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Toni A, Bueno Lozano AL, Sudanese A, et al. *L'artroprotesi nell'anca anchilotica*. Chir Organi Mov 1994;74:251-63.
- 2 Howard MB, Bruce WJ, Walsh W, et al. *Total hip arthroplasty for arthrodysplasia*. J Orthop Surg 2002;10:29-33.
- 3 Hamadouche M, Kerboull L, Meunier A, et al. *Total hip arthroplasty for the treatment of ankylosed hips: A five to twenty-one-year follow-up study*. J Bone Joint Surg 2001;83A:992-8.
- 4 Benedetti MG, Montanari E, Catani F, et al. *Preoperative planning and gait analysis of total hip replacement following hip fusion*. Comput Methods Programs Biomed 2003;70:215-21.
- 5 Kilgus DJ, Amstutz HC, Wolgin MA, et al. *Joint replacement for ankylosed hips*. J Bone Joint Surg Am 1990;72:45-54.
- 6 Strathy GM, Fitzgerald RH. *Total hip arthroplasty in the ankylosed hip: a ten-year follow-up*. J. Bone Joint Surg 1997;70A:1181-9.
- 7 Amstutz HC, Sakai DN. *Total joint replacement for ankylosed hips*. J. Bone Joint Surg 1975;57A:619-25.
- 8 Kim Y-O, Oh S-H, Kim J-S, Lee S-H. *Total hip arthroplasty for the treatment of osseous ankylosed hips*. Clin Orthop Relat Res 2003;414:136-48.

- ⁹ Callaghan JJ, Brand RA, Pedersen DR. *Hip arthrodesis. A long-term follow-up.* J Bone Joint Surg Am 1985;67:1328-35.
- ¹⁰ Roberts CS, Fetto JF. *Functional outcome of hip fusion in the young patient. Follow-up study of 10 patients.* J Arthroplasty 1990;5:89-96.
- ¹¹ Sponseller PD, McBeath AA, Perpich M. *Hip arthrodesis in young patients. A long-term follow-up study.* J Bone Joint Surg Am 1984;66:853-9.
- ¹² Gore DR, Murray MP, Sepic SB, et al. *Walking patterns of men with unilateral surgical hip fusion.* J Bone Joint Surg Am 1975;57:759-65.
- ¹³ Kerboul M. *Le retentissement sur le rachis et le genou des déformations invétérées de la hanche:* In: *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT.* Paris: Expansion Scientifique Française 1990: 129-49.
- ¹⁴ Arlaud LV, Legre G, Aubaniac JM. *Arthroplasty of the hip after none fusion. Report of 13 cases.* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1990;76:411-9.
- ¹⁵ Lubahn JD, Evarts CM, Feltner JB. *Conversion of ankylosed hips.* Clin Orthop 1980;153:146-52.

Protesi *custom-made* dell'anca in particolari patologie in soggetti giovani

Custom-made hip prosthesis in selected cases in young subjects

F. Cigala, F. Sadile

RIASSUNTO

Nel dipartimento di Ortopedia dell'Università "Federico II" di Napoli dal 1995 al 2006 sono stati eseguiti 5 impianti su misura di anca per coxartrosi gravi, esiti di patologie congenite o acquisite. L'osteopenia e le notevoli modificazioni della forma del cotile e del femore hanno reso necessaria la richiesta di impianti tecnologicamente più avanzati. In tutti i pazienti secondo le indicazioni della ditta costruttrice interpellata sono state eseguite indagini radiografiche del bacino, del femore e indagini TC per acquisire informazioni utili per la costruzione della protesi e la strumentazione per applicarle. Le ditte che hanno provveduto a fornire le protesi sono state tre: Tornier, Symbios Orthopédie, Link. Il chirurgo ha scelto il tipo di impianto basandosi sulla propria esperienza per la scelta della fissazione con cemento o senza sia per la componente acetabolare sia per la componente femorale. Tutti gli interventi sono stati eseguiti dallo stesso chirurgo con via di approccio laterale, rispettando gli esatti livelli del taglio suggeriti dalla ditta per il collo femorale. In tutti i casi l'infezione dello stelo femorale è avvenuta senza difficoltà utilizzando le brocche costruite per l'occorrenza. Le maggiori difficoltà si sono evidenziate per il cotile che si è dovuto cementare sempre, per difficoltà a raggiungere una stabilità primaria. In un caso il cotile inviato dalla ditta è risultato sovradimensionato per cui si è rimediato con un cotile cementato più piccolo. In tutti i casi gli impianti sono ancora stabili e funzionanti. Uno stelo è stato rimosso a tre anni di distanza e sostituito con uno stelo Wagner tradizionale.

Noi crediamo che le protesi *custom-made* siano nel complesso affidabili anche se il chirurgo deve esaminare con molta cura il design proposto dalla ditta costruttrice prima dell'impianto, ed in particolare per quanto riguarda il cotile, al fine di prevenire qualsiasi evenienza avversa intraoperatoria.

Parole chiave: protesi di anca su misura, età giovanile

SUMMARY

Since 1995 to 2006 at the Orthopaedic Department of Naples University "Federico II" there were implanted 5 custom-made prosthesis in severe congenital sequelae or secondary pathological conditions of the hip. Osteopenia and the noticeable pathological modifications of the shape of the acetabulum and of the proximal femur requested some technologically advanced custom-made hip implant. In all cases according to instructions of suppliers special

divided on millimetres x-rays were implemented by CT data to accomplish the construction requirements of prosthesis itself and their dedicated instruments. All prosthesis were constructed by Tornier, Symbios Orthopédie and Link. The choice of the implants are based on the surgeon experience with or without cement as for the acetabular component as for the femoral stem. All cases are operated on by the same senior surgeon by lateral approach, by accurately respecting the cuts suggested by the suppliers. In all cases the stem fixation was easy to obtain by using the dedicated rasps. More difficulties were found at the acetabular side; it was necessary to cement all cups because of lack of primary stability. Only ones a larger estimated cup was substituted by a routine poly cemented smaller one. In all cases but one the implants are stable and functional at the time of writing. At 3 years of follow-up one femoral loosening was substituted by a traditional Wagner's cementless stem.

Finally, custom-made hip prosthesis are to be considered useful and reliable; the surgeon must accurately check the design made on the basis of CT scan and divided on millimetres x-rays before its implantation particularly concerning about the acetabular cup to prevent any intraoperative problem.

Key words: custom made hip prosthesis, youth

INTRODUZIONE

Nel Dipartimento di Ortopedia e Chirurgia di Urgenza dell'Università "Federico II" di Napoli, dal 1995 al 2006 sono stati eseguiti 5 impianti *custom-made* di anca in pazienti molto giovani affetti da coxartrosi gravi per esiti di patologie congenite ed acquisite. In tutti i pazienti l'applicazione di una protesi *custom-made* si è resa necessaria perché nessun modello disponibile sul mercato sarebbe stato in grado di risolvere la complessa patologia.

L'osteopenia, le notevoli modificazioni della forma del cotile e del femore, le dimensioni ridotte hanno reso indispensabile la richiesta di impianti personalizzati che potessero essere introdotti nell'organismo con le più alte possibilità di successo.

In questo lavoro si presentano i casi, si precisano le difficoltà incontrate nelle fasi di impianto ed i risultati ottenuti con l'intento di trasmettere un'esperienza che possa essere di utilità per trattare al meglio particolari patologie.

MATERIALI E METODI

Dal 1995 al 2007 abbiamo eseguito 5 impianti *custom-made* di anca (2 Symbios, 2 Link, 1 Tornier) in 4 pazienti, 3 di sesso femminile e 1 di sesso maschile. Una paziente è stata operata bilateralmente. Le

Dipartimento di Ortopedia, Università "Federico II", Napoli

Tab. I. Dati dei singoli pazienti.

Caso	Nome	CC	S	Causa	DDN	I intervento	II intervento	III intervento	IV intervento	F-U
1	ZF	657 18752	F	AS	9-78	CM Link dx Cotile cementato 44 Stelo cementato 12-12-2001	Ristelo cementato Testa Sulzer 23-04-04			3 anni
2	BR	1002 6028 18444	F	Still	1-78	CM Symbios dx Cotile cementato 44 Stelo non cementato Testa 22 collo corto 20-12-96	Cm Symbios sin Cotile cementato Stelo non cementato 40 Testa 22 collo corto 17-10-97	Mini CM Link GD 31-5-99 Minilink GS 2-4-2001	Protesi CM di femore 05-06	Anca dx 11 anni Anca sin 10 anni Gin sin 5 anni Fem. dx CM 1 anno
3	CR	4362 19157	F	PCF in PIPT	6-84	CM Tornier dx Cotile cementato 42 Stelo non cementato Testa 22 collo corto 17-11-97				10 anni
4	GE	22653	M	NOCD	1-71	CM dx Link Cotile cementato 38 Stelo CM non cem. Testa 28 collo corto 5-12-2005				2 anni

CC = cartella clinica; S = sesso; Causa: vedi testo; DDN = data di nascita; CM = custom-made; F-U: controllo a distanza.

patologie trattate sono state: esiti di artrite settica neonatale (AS = caso 1); morbo di Still (caso 2); pseudoartrosi del collo del femore in pseudoipoparatiroidismo (PCF in PIPT = caso 3); nanismo osteocondrodistrofico (NOCD = caso 4). Nella Tabella I sono riassunti i dati dei singoli pazienti. Ogni paziente è stato sottoposto ad indagini radiografiche ed esami TC come richiesti dalle ditte che hanno permesso lo studio e la ricostruzione tridimensionale dell'articolazione coxo femorale. Due pazienti (casi 2 e 3) non erano in grado di assumere la posizione eretta prima dell'intervento. L'anestesia è stata di tipo spinale selettivo in tutti i pazienti. In tutti i casi si è eseguito un approccio chirurgico laterale in decubito supino con parziale distacco del medio gluteo dal grande trocantere tranne che per il caso 1. Tutti i cotili sono stati cementati al contrario degli steli, se si esclude il caso 1 (Fig. 1c). Nel caso 1 l'acetabolo è stato ricostruito con innesto osseo. Tutti i pazienti sono stati sottoposti a terapia antibiotica preoperatoria. Tutti i pazienti sono stati trasfusi. Non abbiamo avuto alcuna complicazione intraoperatoria; il decorso non è stato diverso da quello dei pazienti operati di routine. La fisioterapia è stata disposta a seconda della patologia di base e dei problemi fisici e psichici di ciascun paziente. Tutti i pazienti sono stati controllati radiograficamente nell'immediato post-operatorio ed in seguito annualmente. Più in particolare:

– Caso 1: la paziente operata all'età di 4 anni di trocanteroplastica per esiti di artrite settica neonatale, dopo numerosi interventi per eguagliare gli arti, all'età di 23 anni chiede di avere un'anca mobile e non dolente. Data la particolare conformazione dell'anca (Fig. 1a) si ricorre ad una protesi CM (Fig. 1b, c) che

possa ripristinare un collo ed un braccio di leva. La paziente, dopo 15 giorni dall'intervento (Fig. 1d, e) e per circa 3 anni (Fig. 1f, g) è soddisfatta, ma lo stelo cementato non regge al carico e viene sostituito nel 2004 con uno stelo Wagner (Fig. 1h).

- Caso 2: la paziente, affetta da morbo di Still, non in grado di assumere la posizione eretta, viene operata, una prima volta all'età di 18 anni, all'anca destra con protesi *custom-made*. La paziente molto soddisfatta viene operata l'anno successivo all'anca sinistra ed in seguito alle due ginocchia con *minilink* semivincolate (Fig. 2A-B). Nel periodo postoperatorio, si frattura il femore destro che, operato di osteosintesi con placca di Mennen, non guarisce (Fig. 2b). Si decide di impiantare una mega protesi *custom-made* di femore *in toto*, articolata alla tibia. L'indicazione viene accettata e la protesi viene poi applicata all'Istituto Rizzoli (Fig. 2c).
- Caso 3: in una paziente affetta da pseudoartrosi del collo del femore destro, con necrosi della testa, non in grado di camminare, si decide di impiantare una protesi *custom-made* all'età di 13 anni (Fig. 3a-c).
- Caso 4: il paziente affetto da nanismo osteocondrodistrofico non potendo più deambulare per i forti dolori decide di ricorrere ad un impianto protesico (Fig. 4a). Durante l'intervento, mentre il posizionamento dello stelo non offre particolari difficoltà, il cotile fornito non può essere impiantato perché risulta sovradimensionato. Si ricorre ad un cotile 38 della Symbios che viene cementato. L'intervento riesce bene ed il paziente è soddisfatto (Fig. 4b); a 2 anni di distanza si ordina un altro impianto per

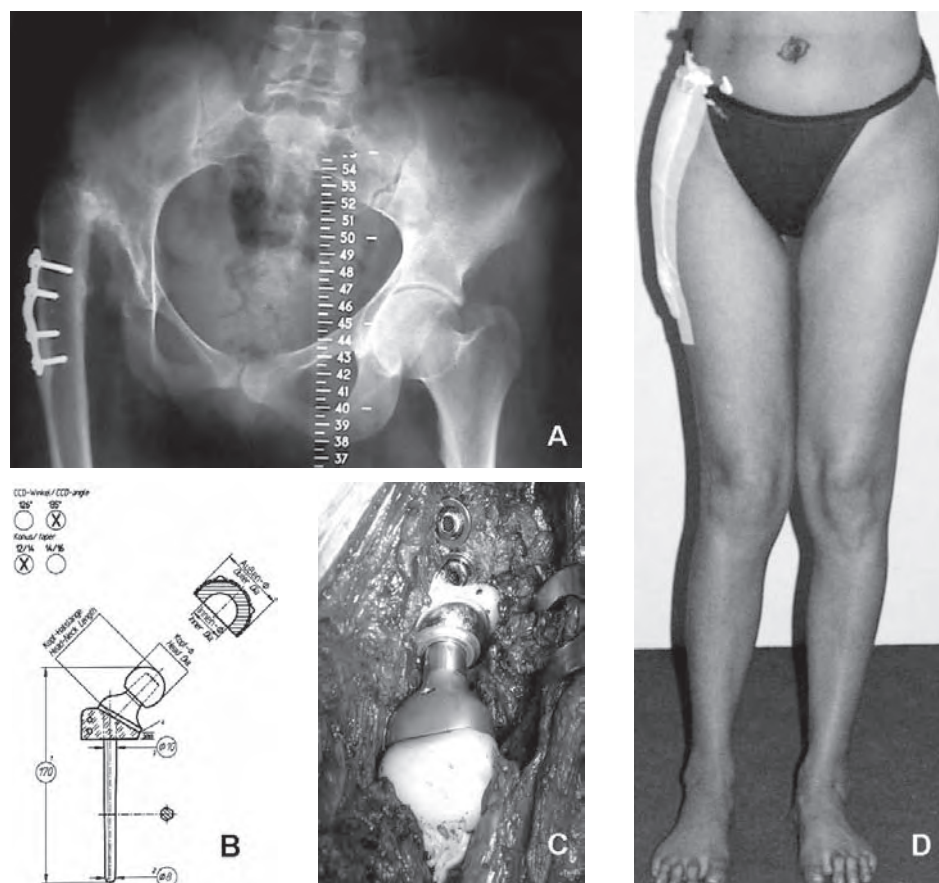


Fig. 1 (a-d). Radiografia preoperatoria (a); schema proposto dal produttore (b); impianto finale intraoperatorio (c); ortostasi a 15 giorni dall'intervento (d).

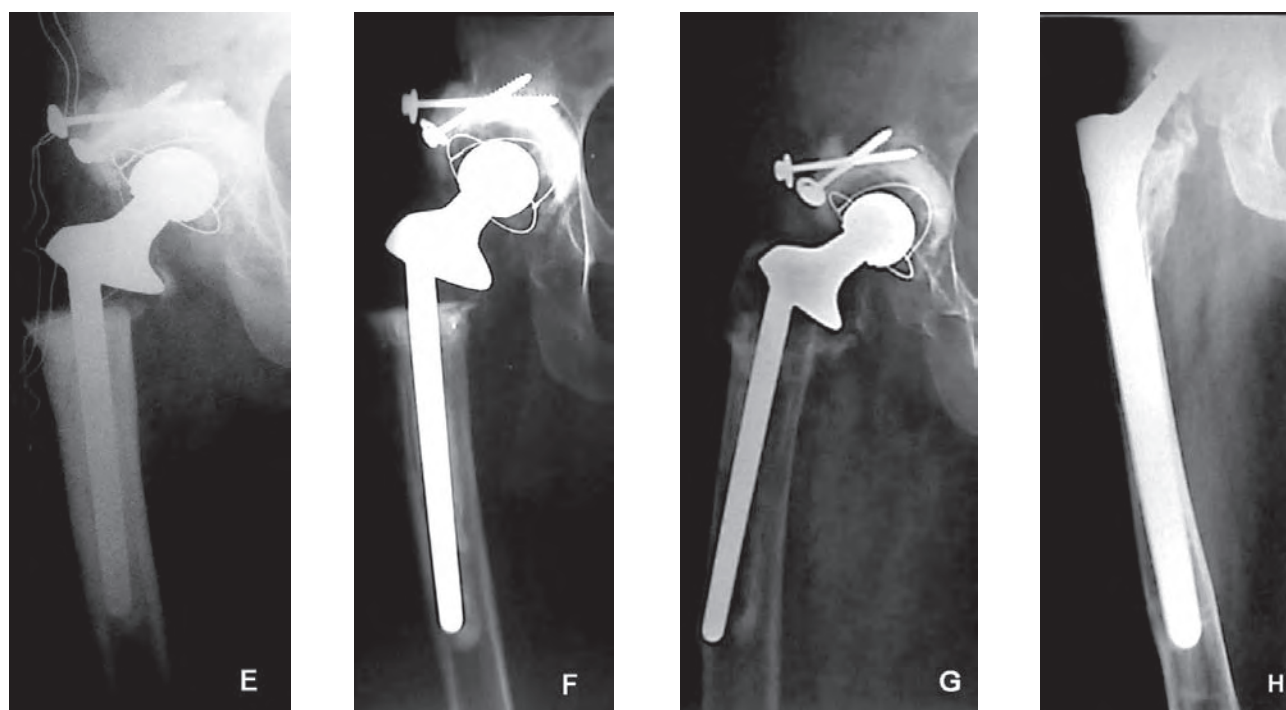


Fig. 1 (e-h). Radiografia postoperatoria immediata (e), a 12 mesi (f), a 3 anni (g) e dopo reimpianto dello stelo Wagner a 3 anni di follow-up (h).

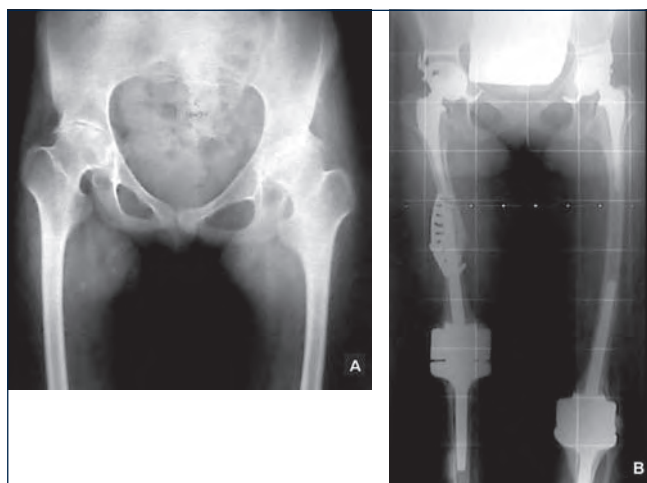


Fig. 2 (a, b). Radiografia preoperatoria (a). Dopo 11 anni dall'impianto bilaterale di anca (e delle ginocchia) (b) notare l'accorciamento femorale destro per pseudartrosi angolare mediolaterale.

l'anca sinistra implementando la richiesta con ulteriori tagli TC del bacino per non incorrere di nuovo nella mancata corrispondenza fra l'impianto proposto e la zona ricevente.

RISULTATI

Data la diversità delle patologie e il coinvolgimento di più articolazioni nella maggior parte dei pazienti la valutazione dei risultati è stata eseguita senza tener conto di sistemi a punteggio. Si è preferito investigare su alcuni parametri quali: il dolore, la mobilità articolare, la capacità di assumere la posizione eretta, di camminare e di svolgere compiti che prima non erano possibili. Si è inoltre dato particolare importanza al giudizio dei singoli pazienti sulla bontà dell'intervento finalizzato al raggiungimento di quanto era stato prospettato e su quanto essi desideravano ottenere. Più in particolare, nel caso 1 l'anca destra protesizzata è perfettamente funzionante a 3 anni di distanza (Fig. 1h); nel caso 2, a 10 anni di distanza, la protesi non presenta segni di mobilizzazione né di intolleranza (Fig. 2b); nel caso 3, a 10 anni di distanza, la paziente è autonoma e deambula correttamente (Fig. 3d); nel caso 4, il paziente è soddisfatto a 2 anni di distanza (Fig. 4c).

DISCUSSIONE

L'esperienza è certamente piccola, ma nel complesso positiva e permette di fare alcune considerazioni esaminando singolarmente i casi succintamente descritti. Nel caso 1, analizzando con maggior cura l'anca si sarebbe potuto evitare di programmare una protesi *custom-made* ricorrendo direttamente all'utilizzo di uno stelo standard lungo come quello applicato con successo nella revisione. Nel caso 2 gli impianti hanno perfettamente risposto alle attese della paziente e dell'operatore. Il canale femorale non è stato danneggiato da raspe che potessero assottigliare il debole spessore delle corticali e gli steli sono stati inseriti perfettamente, senza difficoltà. La scelta di cementare i cotili è stata effettuata sul campo operatorio, perché la stabilità primaria non appariva garantita; molte zone

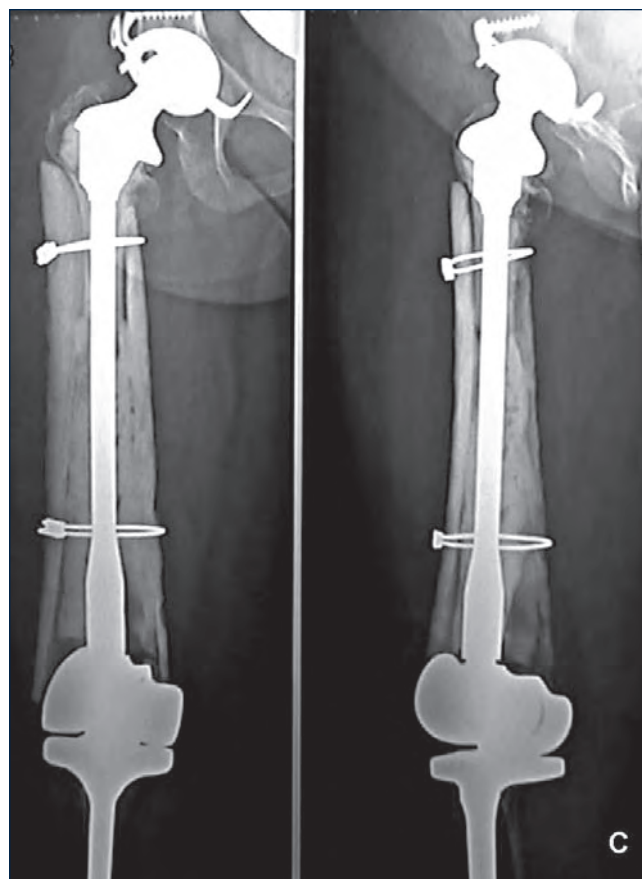


Fig. 2c. Controllo radiografico ad 1 anno dall'impianto totale di femore rivestito con osso di banca, cementato (prof. M. Mercuri).

dell'acetabolo, infatti, aggredite dalla sinoviale, erano state bonificate ma non in maniera regolare con *curettes*. A 10 anni di distanza gli impianti erano perfettamente funzionanti. La frattura del femore destro avvenuta dopo l'applicazione di una protesi di ginocchio

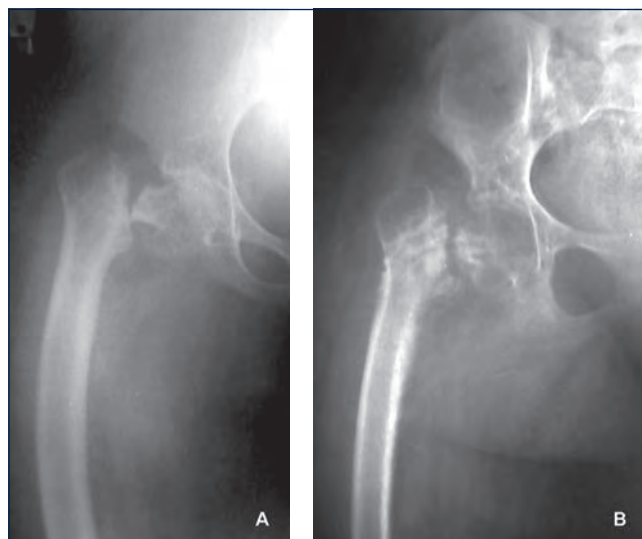


Fig. 3 (a, b). Quadro radiografico dopo frattura del collo del femore trattato con osteosintesi minima (a). Quadro di pseudartrosi del collo con osteopenia dopo rimozione dei mezzi di sintesi (b).

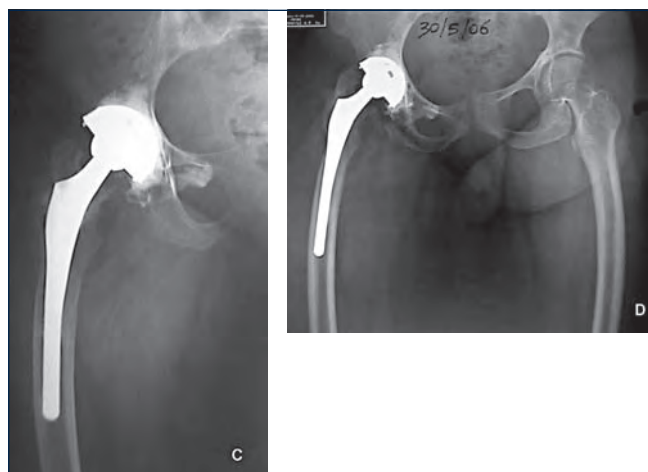


Fig. 3 (c, d). Controllo radiografico immediato (c) e a distanza di 10 anni (d).

semivincolata, pochi giorni dopo l'intervento, insegna che l'alesaggio, anche di pochi millimetri, in certe ossa è da evitare. Nel caso 4 si è dovuto ricorrere ad un cotile di 4 mm. più piccolo per poter completare in maniera corretta l'intervento programmato senza indebolire eccessivamente l'acetabolo. È stato l'unico caso dove, a nostro giudizio, la ricostruzione TC non è stata esente da errore ed avremmo potuto avere delle notevoli difficoltà intra-operatorie se non avessimo avuto a disposizione una soluzione alternativa.

La ricostruzione TC non è esente da errore. Nel 1989 Capello asseriva che l'entità di un errore con rilevazioni TC era da stimare fra il 10% ed il 40%. Nel lavoro sono accuratamente descritte le condizioni per le quali la TC può incorrere in errore. Esse sono: 1) maggiore apparente densità della zona studiata a causa della durezza dei raggi di incidenza; 2) effetto di volume parziale per artefatti che alterano la definizione dei bordi in esame; 3) altro effetto di volume distorto riguarda l'arrotondamento di superfici con nette differenze di densità; 4) errore di ingrandimento del rilevatore rispetto alla posizione del paziente; 5) errore di calibrazione tra la sorgente ed il rilevatore di raggi X; 6) altri errori sono relativi alla taglia del paziente ed alla difficoltà di mantenere una costante immobilità durante l'esame; 7) per ultimo esiste anche la possibilità di errore nella trasmissione delle immagini scannerizzate e quelle inviate alla ditta costruttrice. In definitiva per evitare di scoprire eventuali errori di progettazione solo in sala operatoria è necessario un controllo accurato delle dimensioni dell'impianto prima dell'intervento. Oggi si richiedono programmi particolarmente accurati per ottenere le migliori misurazioni possibili, ciononostante è sempre possibile che l'impianto possa non essere del tutto idoneo.

CONCLUSIONI

L'impianto *custom-made* per particolari patologie complesse dell'osso ed in presenza di uno scheletro di taglia ridotta è l'unico in grado di mettere il chirurgo in condizione di ottenere un risultato buono sul piano funzionale e durevole nel tempo, limitando notevolmente i rischi connessi alla chirurgia protesica comune. È



Fig. 4a. Quadro radiografico preoperatorio.

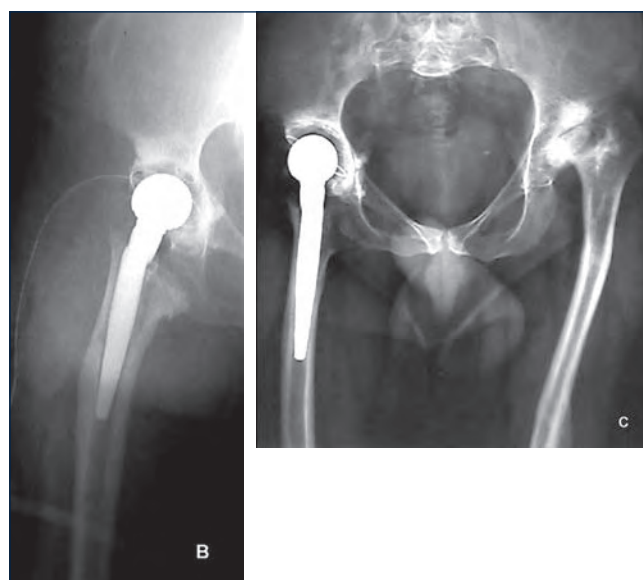


Fig. 4 (b, c). Controllo radiografico immediato (b) e a distanza di 2 anni (c).

necessario però non affidarsi completamente alle proposte delle ditte fornitrici degli impianti ma bisogna controllare punto per punto le dimensioni proposte prima di entrare in sala operatoria sapendo che i programmi TC possono a volte indurre i costruttori in errore. Persiste infatti il pericolo di errore legato alla taglia del paziente e alla difficoltà a mantenere la costante immobilità durante l'esame anche se l'attuale indagine viene eseguita in un tempo minore; un altro possibile problema è la valutazione spaziale di una superficie sferica come l'acetabolo.

BIBLIOGRAFIA

- Bargar WL. *Shape the implant to the patient. A rationale for the use of custom-fit cementless total hip implants.* Clin Orthop 1989;249:73-8.
- Capello WN. *Fit the patient to the prosthesis. An argument against the routine use of custom hip implants.* Clin Orthop 1989;249:56-9.

- ³ Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, et al. *The anatomic basis of femoral component design*. Clin Orthop 1988;235:148-51.
- ⁴ Randelli G, Del Bo P, Visentin O, et al. *Protesi "Custom Made"*. Relazione SIOT 1994.
- ⁵ Salvi V, Busceti R, Gino GC. *Sistema protesico a costruzione intraoperatoria "Identifit"*. Relazione SIOT 1994.
- ⁶ Sansò ML, Lotito FM, Cigala M. *Custom-made prosthesis of the hip in Still disease. Case report*. MAPFRE Medicina 1999;10(Suppl.1):236-8.
- ⁷ Scott RD. *Total hip and knee arthroplasty in juvenile rheumatoid arthritis*. Clin Orthop 1990;259:83-91.
- ⁸ Severt R, Wood R, Cracchiolo A, et al. *Long-term follow-up of cemented total hip arthroplasty in rheumatoid arthritis*. Clin Orthop 1991;265:137-45.
- ⁹ Stulberg SD, Stulberg BN, Wixson RL. *The rationale, design characteristics, and preliminary results of a primary custom total hip prosthesis*. Clin Orthop 1989;249:79-96.

La revisione del cotile

Revision of the acetabular component

P. Cherubino, G. Zatti, F. D'Angelo, M.F. Surace, L. Murena

RIASSUNTO

La chirurgia di revisione acetabolare comprende interventi di semplice sostituzione dell'inserito in polietilene in coppe stabili fino ad arrivare agli interventi di ricostruzione pelvica maggiore. Nei casi più gravi perdite considerevoli di massa ossea rendono difficoltosa la ricostituzione di una corretta biomeccanica articolare e l'ottenimento di una efficace stabilità delle componenti che possa essere durevole nel tempo. Per fare fronte alle difficoltà tecniche di questo tipo di interventi sono attualmente a disposizione diversi tipi di impianto. L'accurata scelta di questi ultimi, che segue solamente un preciso *planning* pre-operatorio volto alla comprensione del peculiare quadro anatomopatologico di ogni singolo caso, può essere la base su cui fondare una ricostruzione acetabolare di successo. Scopo di questo lavoro è analizzare alla luce della letteratura recente alcune possibilità tecniche ad alcuni orientamenti in merito alla chirurgia di revisione acetabolare.

Parole chiave: acetabolo, revisione, massa ossea, osteolisi

SUMMARY

The revision surgery of the acetabular component ranges from the simple exchange of the liner in well fixed components to major reconstructive surgery for the pelvic discontinuities. In the latter, obtaining both the correct hip biomechanics and the primary stability of the new component is very difficult. In order to solve these technical difficulties several implants are now available. The correct indication to revision and the choice of the correct implant is the keystone for the success of this type of surgery and follows an accurate pre-operative planning in order to understand the specific pathologic scenario. Aim of this paper is to analyze some technical options for the revision of the acetabular component even according to the most recent published data.

Key words: acetabulum, revision arthroplasty, bone stock, osteolysis

Dipartimento di Scienze Ortopediche e Traumatologiche "M. Boni", Università dell'Insubria, Varese

Indirizzo per la corrispondenza:

Luigi Murena, Dipartimento di Scienze Ortopediche e Traumatologiche "M. Boni", Ospedale di Circolo, viale Borri 57, 21100 Varese. Tel.: + 39 0332 278826; e-mail: luigi.murena@uninsubria.it

L'invecchiamento della popolazione, il maggior numero di impianti primari e le elevate esigenze funzionali dei pazienti hanno contribuito negli ultimi anni all'aumento considerevole degli interventi di revisione d'anca.

Secondo alcuni dati basati sul *The National Hospital Discharge Survey* statunitense la percentuale di ri protesizzazioni rispetto ai primi impianti d'anca è aumentata del 60% negli anni fra il 1990 ed il 2002 con un numero totale di interventi raddoppiato¹.

Per quanto riguarda la componente acetabolare la sintomatologia nelle prime fasi di mobilizzazione risulta essere generalmente sfumata se non addirittura totalmente assente. Spesso infatti quando il paziente lamenta dolore secondario ad una mobilizzazione acetabolare si è in presenza di uno stadio avanzato di migrazione ed osteolisi. Sono pertanto consigliabili controlli radiografici a scadenza annuale o biennale nei pazienti portatori di artroprotesi per potere formulare una diagnosi precoce di una eventuale mobilizzazione prima che si possano instaurare danni considerevoli del patrimonio osseo. In questi ultimi casi, infatti, può risultare difficoltoso il ripristino di una corretta biomeccanica articolare mediante la ricostituzione del centro di rotazione originario: spesso, a causa della migrazione delle componenti protesiche e della grave perdita di massa ossea, il centro di rotazione risulta essere medializzato e migrato cranialmente; può essere inoltre difficile ottenere una stabilità primaria adeguata che possa garantire una successiva osteointegrazione delle componenti protesiche, indispensabile per un risultato duraturo nel tempo.

Il difetto osseo acetabolare costituisce un problema rilevante nella gestione chirurgica della mobilizzazioni delle protesi d'anca. L'entità del processo artrosico iniziale, la quantità di osso rimossa nel corso del primo impianto, l'osteolisi da usura, il conflitto meccanico fra osso e componenti mobilizzate, i processi di migrazione di queste ultime sono tutti fattori che influenzano la perdita di massa ossea. Il tempo trascorso dal primo intervento influenza la quantità di osso disponibile e quest'ultima viene spesso ridotta durante la rimozione delle componenti protesiche².

Se in presenza di difetti ossei minimi è possibile eseguire una revisione acetabolare con coppe emisferiche non cementate da primo impianto, associando eventualmente l'uso di viti, nei casi più gravi con estese perdite di massa ossea le procedure di reimpianto sono spesso interventi complessi.

Di recente, evoluzioni nelle tecniche chirurgiche e nuovi strumentari ed impianti da revisione hanno consentito di agevolare alcuni passaggi tipici di questo tipo di intervento. Attualmente sono reperibili strumenti dedicati alla rimozione del primo impianto che riducono il danno iatrogeno al patrimonio osseo acetabolare, così come coppe da revisione speciali che permettono di ottenere una buona stabilità primaria anche in presenza di grossi difetti.

Per gli interventi in cui è necessaria la sostituzione della compo-

nente acetabolare, una corretta pianificazione pre-operatoria è di fondamentale importanza. A tal fine è essenziale ottenere radiogrammi standardizzati con repere. Durante la programmazione dell'intervento viene quantificata la gravità della perdita ossea, l'eventuale necessità di innesti e la misura delle componenti protesiche da revisione. Devono essere identificati i reperti anatomici che guideranno il posizionamento del nuovo impianto, le strategie per un corretto ripristino del centro di rotazione e l'eventuale necessità di correzione delle eterometrie.

Nel tentativo di ottenere dei sistemi più accurati e riproducibili per la quantificazione della perdita di massa ossea e per studiarne l'evoluzione nel tempo, sono stati approntati dei nuovi protocolli di risonanza magnetica (RM), così come è divenuto ormai abbastanza frequente l'uso della tomografia computerizzata (TC) nei casi particolarmente complessi. La TC si è dimostrata essere più adatta delle radiografie convenzionali nell'individuare perforazioni del muro mediale; permette inoltre una accurata misurazione del volume delle lesioni osteolitiche³. Un recente studio su cadavere, ha dimostrato che la sensibilità della RM nella quantificazione delle perdite di massa ossea periacetabolari era del 95% ed una specificità del 98% con una accuratezza del 96%, confrontata alla sensibilità del 52% e specificità del 96% delle radiografie convenzionali⁴.

Indagini di secondo livello utili nel caso di sfondamenti del muro mediale dell'acetabolo con protrusione in addome delle componenti protesiche mobilizzate sono l'angiografia o l'angio-TC ed eventualmente la cistografia. In questo modo è possibile studiare i rapporti degli impianti con le strutture anatomiche addominali che possono eventualmente essere danneggiate durante il tempo chirurgico di rimozione.

SOSTITUZIONE DELL'INSERTO IN POLIETILENE

L'osteolisi periprotetica associata ad usura dell'inserto in polietilene con *metal-back* stabile può essere del tutto asintomatica, e può costituire in alcuni casi una indicazione chirurgica al trattamento. Per i pazienti asintomatici, l'intervento può trovare indicazione nel caso in cui si documenta ai radiogrammi una erosione del supporto osseo corticale della protesi o uno sviluppo precoce della lesione osteolitica (primi 5 anni dall'impianto) o, infine, una lesione litica rapidamente progressiva.

Generalmente durante l'intervento è necessario confermare la stabilità delle componenti protesiche e procedere alla sostituzione dell'inserto in polietilene, all'eventuale sostituzione della testina femorale e al borraggio delle lesioni con innesto osseo attraverso una finestra corticale o attraverso i fori del *metal-back*.

La revisione della componente acetabolare viene eseguita nei casi di coppe non realmente fisse, di coppe danneggiate, di coppe posizionate in modo tale da generare una instabilità o di coppe non modulari⁵.

È stata descritta in letteratura la possibilità di eseguire una revisione acetabolare cementando un nuovo inserto all'interno della vecchia coppa metallica. Questa metodica può essere riservata nei casi in cui l'inserto non è più reperibile o il meccanismo di bloccaggio della coppa è danneggiato o incompatibile con il design di inserto desiderato.

Studi biomeccanici hanno dimostrato che le forze di fissazione iniziale di inserti cementati sono superiori a quelle dei convenzionali sistemi di bloccaggio. Revisioni di casistiche riportano, ad un follow-up di quasi 6 anni, tassi di sopravvivenza pari al 90% a patto che siano rispettati fattori quali la scelta dei pazienti, la corretta misura del nuovo inserto da impiantare, la accurata preparazione della coppa metallica e una buona tecnica di cementazione⁶.

Anche nel caso di pazienti con storia di instabilità protesica è stata proposta la tecnica di cementazione di inserti in polietilene anti-lussazione vincolati. Alcuni studi clinici documentano risultati a breve termine di questi inserti confrontabili con quelli degli inserti normali⁷. Deve essere però ricordato che questi inserti ritentivi che vincolano meccanicamente la testina trasferiscono forze rilevanti a livello delle singole interfacce con un conseguente aumento del rischio di fallimento del costrutto. Non sono peraltro disponibili in letteratura lavori che documentino la sopravvivenza di questi impianti nel medio-lungo termine. Pertanto sembrerebbe più prudente nella quotidiana pratica clinica la revisione della coppa metallica in pazienti con malposizionamento delle componenti acetabolari e storia di lussazioni protesiche recidivanti.

REVISIONE CON IMPIANTI CEMENTATI

Le tecniche di diretta cementazione di un inserto in polietilene sull'osso sono state utilizzate per la facilità di esecuzione e per la capacità di immediata fissazione della protesi all'osso; studi clinici hanno però dimostrato la scarsa affidabilità di queste tecniche a medio e lungo termine con percentuali di mobilizzazione dal 30% fino al 75% in presenza di larghi deficit segmentari a 7 anni dall'intervento⁸.

Una tecnica di ricostruzione acetabolare con innesto osseo impattato e cementazione di un inserto in polietilene sull'innesto è stata messa a punto da alcuni autori olandesi: la tecnica sembra assicurare una fissazione stabile della coppa con ripristino del centro di rotazione e ricostruzione della massa ossea. Alcuni lavori con follow-up fra i 10 ed i 20 anni riportano alte percentuali di integrazione dell'innesto associate a basse percentuali di mobilizzazione anche in pazienti giovani⁹. Al contrario esistono recenti articoli che documentano con questa metodica percentuali di mobilizzazione del 28% a 7 anni, percentuale che aumenta considerando le revisioni effettuate in presenza di grossi difetti di massa ossea classificati di tipo III secondo la AAOS¹⁰. Sicuramente ulteriori studi su popolazioni di pazienti più numerose e con follow-up a lungo termine saranno necessari per validare questa tecnica della quale deve essere anche accertata la riproducibilità. La preparazione dell'innesto deve essere condotta secondo metodiche particolari e la quantità stessa dell'osso, necessaria per un intervento, non sempre è alla portata di tutti i centri in cui si pratica la chirurgia di revisione dell'anca.

REVISIONE CON IMPIANTI NON CEMENTATI (DA PRIMO IMPIANTO E SPECIALI)

Nella maggior parte delle revisioni acetabolari è possibile utilizzare con successo coppe emisferiche da primo impianto, eventualmente

con viti che aumentino la stabilità primaria. Questa tecnica è indicata per quei casi di revisioni con scarsa perdita di sostanza ossea e morfologia acetabolare sufficientemente conservata. Presenta una relativa semplicità di esecuzione ed ottimi risultati a lungo termine, anche in associazione ad innesti ossei non massivi.

Hallstrom et al. riportano una percentuale del 4% di mobilizzazione asettica in una serie di 188 revisioni ad una rivalutazione a 10 anni ¹¹. Una scadente qualità dell'osso pelvico, una perdita ossea massiva, deficit di forma ovale, un deficit del muro mediale o della parete posteriore possono essere considerate controindicazioni a questa tecnica di revisione in quanto in questi casi la percentuale di fallimenti aumenta considerevolmente ¹². È necessario inoltre un contatto della coppa con osso vitale non inferiore al 50% per garantire un buon risultato a lungo termine ¹³.

Alcuni autori per pazienti con severe perdite di osso periacetabolare hanno utilizzato il posizionamento di una coppa da primo impianto di piccole dimensioni fissata con viti sul margine superiore del difetto acetabolare spostando in questo modo prossimamente il centro di rotazione con dati di sopravvivenza degli impianti a 10 anni del 94% ¹⁴. In ogni caso questa metodica sacrifica la fisiologica biomeccanica in quanto viene spostato cranialmente il centro di rotazione; ne conseguono eterometrie degli arti inferiori, alterazioni nel bilanciamento dei tessuti molli, una ridotta stabilità articolare ed una riduzione del braccio di leva dei glutei.

La revisione mediante coppe emisferiche di grosse dimensioni definite "jumbo" è un'opzione che può essere riservata a difetti ossei della parete superiore dell'acetabolo e non prevede l'utilizzo di innesti ossei strutturali. È fondata sulla ricerca di stabilità della componente protesica mediante l'ancoraggio al residuo osseo equatoriale dell'acetabolo originario al fine di trasferire il carico in modo fisiologico all'osso pelvico. Il difetto osseo, in ogni caso, non deve essere esteso ad altre pareti dell'acetabolo eccetto la superiore. Il contatto di osso vitale con la protesi si distribuisce su di una larga superficie e questo dovrebbe facilitare l'integrazione delle componenti. Sono stati riportati buoni risultati a medio termine con una sopravvivenza a 7 anni superiore al 90% ¹⁵. Fra gli svantaggi principali, quelli più rilevanti sono l'assenza di ripristino del *bone stock* ed il fatto che non è sempre possibile il ripristino corretto del centro di rotazione. Deve essere inoltre tenuto in considerazione che un eventuale fallimento di una coppa di grosse dimensioni causa generalmente grossi danni a livello del patrimonio osseo.

La necessità di trattamento di difetti acetabolari estesi che causano un'ovalizzazione della cavità ha portato allo sviluppo di differenti design protesici. Fra questi quello delle coppe bilobate è stato studiato per facilitare l'ottenimento della stabilità primaria, cercando il maggior contatto possibile con osso vitale residuo per una integrazione biologica. Con questa morfologia di impianti il centro di rotazione viene, in genere, spostato distalmente in modo sufficiente. Engh et al. riportano il 24% di mobilizzazioni a 41 mesi di follow-up con questo tipo di coppe e ne sconsigliano l'uso nella comune pratica clinica ¹⁶. La conservazione della linea di Kohler e del muro posteriore dell'acetabolo sembra essere di fondamentale importanza per la sopravvivenza di questo genere di impianti.

Il trattamento dei difetti ossei a livello del polo superiore dell'acetabolo, nei quali si viene a creare una morfologia ovale della cavità,

può essere affrontato anche con coppe da revisione oblunghe (Fig. 1). Queste ultime richiedono l'integrità della parete anteriore, posteriore ed inferiore mentre il tetto acetabolare può essere deficitario. Ottenuta la stabilità primaria anche con l'ausilio di viti nell'osso iliaco ed eventualmente in quello ischiatico, è possibile posizionare innesto osseo morcellizzato attraverso una finestra sul fondo, per il ripristino della massa ossea. Questo innesto viene sottratto al carico dalla morfologia dell'impianto e pertanto aumentano le possibilità di integrazione. Inserti in polietilene con centro di rotazione asimmetrico e distalizzato facilitano il corretto ripristino della normale biomeccanica articolare. In una casistica di 41 impianti con cotile LOR (Sulzer Medica, Winterthur, Switzerland ora Zimmer, USA) eseguiti presso il nostro dipartimento in presenza di difetti ossei dallo stadio 2A al 3B secondo la classificazione di Paprosky ¹⁷, ad un follow-up medio di 60 mesi, non abbiamo riportato nessun caso

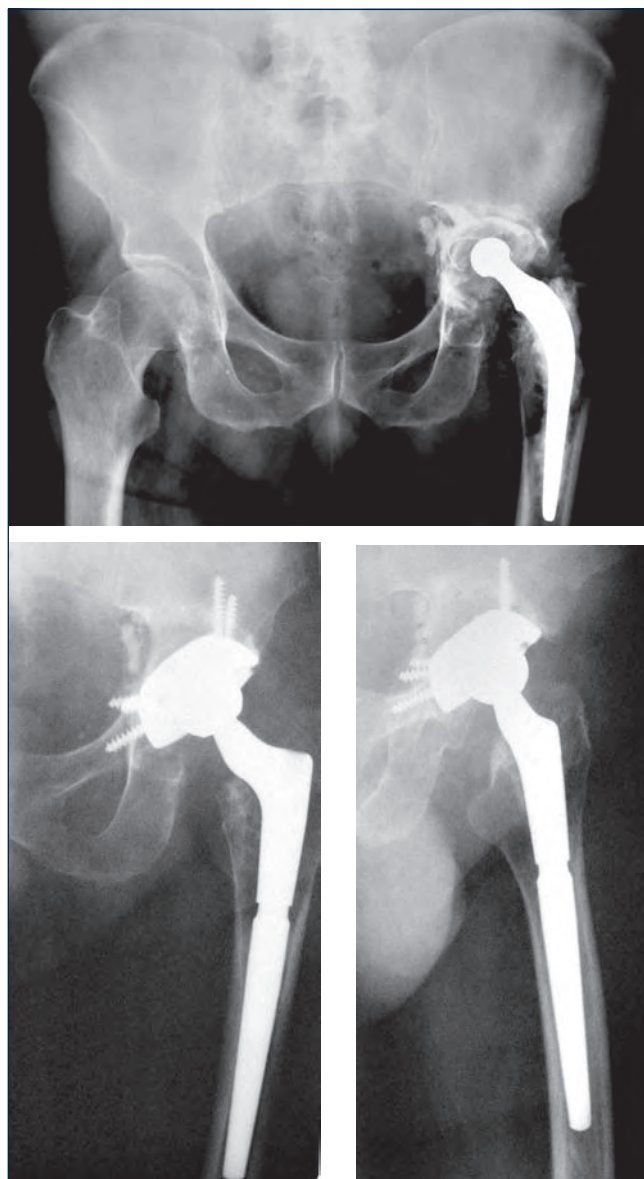


Fig. 1. Immagini preoperatorie e a 6 anni di una revisione acetabolare con cotile oblungo LOR e stelo modulare ZMR (a, b, c).

di mobilizzazione. Un solo paziente è andato incontro a revisione per episodi di lussazione recidivante.

Gli anelli antiprotrusione con utilizzo di viti iliache ed inserti in polietilene cementati costituiscono valide soluzioni da utilizzare nei casi di revisione più complessi, con difetti di massa ossea estesi, inclusi i casi di disgiunzione pelvica. Permettono infatti una immediata e sicura fissazione alla pelvi per mezzo delle viti, consentendo configurazioni a ponte sui deficit ossei ed ancoraggio su osso di buona qualità. In questo modo gli innesti ossei sono protetti dalle sollecitazioni meccaniche del carico. Questi impianti richiedono contatto solido con l'osso ospite pena la rottura per fatica in seguito ai carichi ciclici. Gli inserti in polietilene sono cementati sulla struttura metallica, rendendo l'orientamento delle due componenti indipendente; l'inserto quindi non è vincolato da ragioni di stabilità meccanica e può essere posizionato al meglio per ridurre il rischio di lussazione. Diverse casistiche pubblicate in letteratura presentano risultati soddisfacenti con questi dispositivi a breve e medio termine¹⁸⁻²⁰.

I sistemi di revisione acetabolare modulare in tantalio poroso (TMT) sono i dispositivi per revisione acetabolare di più recente

introduzione. Il TMT è costituito da uno scheletro in carbonio vetroso reticolato ricoperto da tantalio; ne deriva un materiale biocompatibile, con densità relativa tra il 18-30% rispetto al metallo puro, struttura trabecolare con porosità tra il 70-82% simile a quella dell'osso e con caratteristiche meccaniche simili. In particolare il modulo elastico del tantalio poroso si colloca a metà strada fra quello della spongiosa e quello dell'osso corticale. Le caratteristiche morfologiche e biomeccaniche risultano essere ottimali per la integrazione con l'osso ospite. Inoltre il tantalio poroso presenta un coefficiente di frizione contro l'osso corticale e spongioso dal 40% all'80% maggiore rispetto a qualsiasi superficie porosa attualmente in commercio. Questi sistemi propongono *augment* di varia morfologia e varie dimensioni che si adattano ai vari difetti ossei acetabolari e che forniscono supporto a coppe emisferiche di varie dimensioni (Fig. 2). Queste strutture sono state sviluppate per essere usate in modo simile a innesti ossei strutturali senza però presentare lo svantaggio del fallimento a causa del riassorbimento. Il razionale di questa tecnica è quello di ottenere un impianto che abbia una stabilità primaria elevata e consenta una fissazione biologica eccellente, evitando l'utilizzo di innesti ossei strutturali. Il centro di rotazione viene generalmente ripristinato in quanto le coppe emisferiche vengono posizionate, grazie al sostegno polare degli *augment*, in una posizione anatomicamente corretta. Sono stati riportati risultati a breve termine incoraggianti: l'indicazione principale sembra essere la revisione nei difetti di tipo IIIA secondo la classificazione di Paprosky ma alcuni autori ne propongono l'uso anche nei casi più difficili di disgiunzione pelvica²¹⁻²⁴. Il principale svantaggio di questa metodica è dato dal fatto che la perdita di massa ossea non viene colmata con innesti ma sostituita con un impianto.

Concludendo, la maggior parte delle revisioni acetabolari, presentando difetti di tipo I e IIA e IIB secondo Paprosky, può essere eseguita con coppe emisferiche da primo impianto. Nei difetti polari possono essere usate della coppe ovali. In difetti più gravi l'utilizzo di TMT con *augment* o, più tradizionalmente, di anelli antiprotrusione può garantire ancora buoni risultati. Infine nei casi di disgiunzione pelvica l'uso degli anelli antiprotrusione sembra ad oggi ancora essere la più sicura opzione per il trattamento.

Per il futuro una parte dell'attività della ricerca dovrà essere indirizzata allo studio delle possibilità terapeutiche per il trattamento della perdita di massa ossea. Allo stato attuale le nuove tecnologie di *tissue banking* forniscono, con ampi margini di sicurezza, innesti ossei di diversa morfologia anche in grande quantità. Il loro utilizzo in associazione alle diverse preparazioni di fattori di crescita ossei, sia forniti dalla tecnologia ricombinante, sia direttamente processati da prelievi ematici autologhi, aiuta il ripristino del patrimonio osseo anche nei casi più gravi, ma ancora sono necessarie nuove acquisizioni sui meccanismi di regolazione biologica dei loro processi di integrazione con l'osso ospite.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Kurtz S, Mowat F, Ong K, et al. *Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002*. J Bone Joint Surg Am 2005;87:1487-97.
- ² Samuelson KM, Freeman MA, Levack B, et al. *Homograft bone in revision*

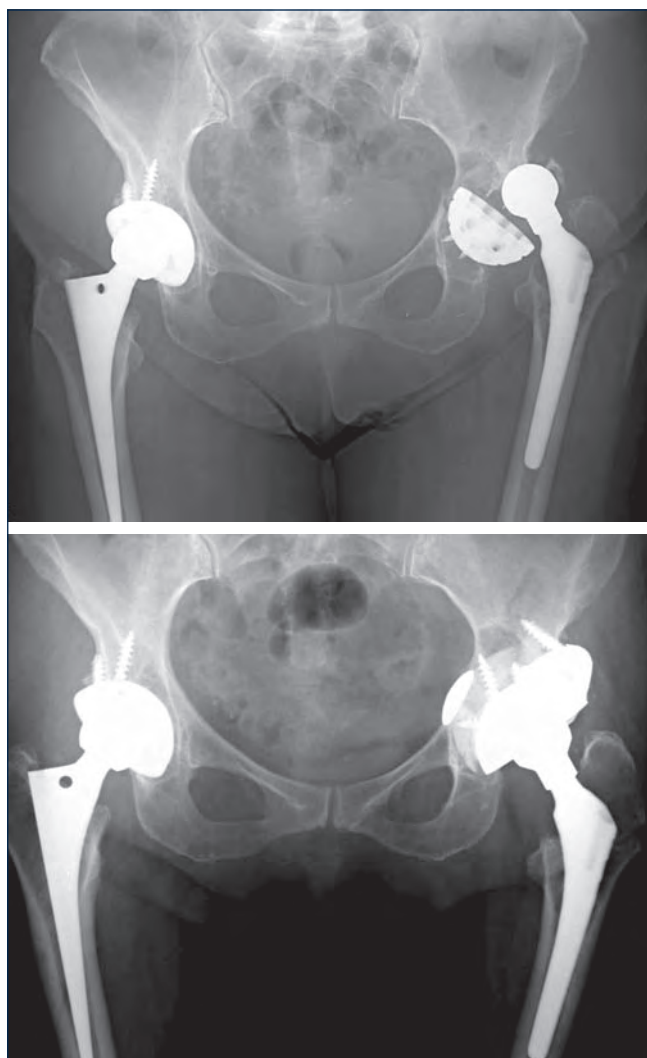


Fig. 2. Immagini preoperatorie e a 2 anni di una revisione acetabolare con cotile TMT con *augment* e innesto sul fondo (a, b).

- acetabular arthroplasty. A clinical and radiographic study. *J Bone Joint Surg Br* 1988;70:367-72.
- ³ Leung S, Naudie D, Kitamura N, et al. *Computed tomography in the assessment of periacetabular osteolysis*. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:592-7.
 - ⁴ Weiland DE, Walde TA, Leung SB, et al. *Magnetic resonance imaging in the evaluation of periprosthetic acetabular osteolysis: a cadaveric study*. *J Orthop Res* 2005;23:713-9.
 - ⁵ Claus AM, Walde TA, Leung SB, et al. *Management of patients with acetabular socket wear and pelvic osteolysis*. *J Arthroplasty* 2003;18:112-7.
 - ⁶ Jiranek WA. *Acetabular liner fixation by cement*. *Clin Orthop Relat Res* 2003;(417):217-23.
 - ⁷ Callaghan JJ, Parvizi J, Novak CC, et al. *A constrained linear cemented into a secure cementless acetabular shell*. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86:2206-11.
 - ⁸ Kavanagh BF, Fitzgerald RH Jr. *Multiple revisions for failed total hip arthroplasty not associated with infection*. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:1144-9.
 - ⁹ Schreurs BW, Busch VJ, Welten ML, et al. *Acetabular reconstruction with impaction bone-grafting and a cemented cup in patients younger than fifty years old*. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86A:2385-92.
 - ¹⁰ Van Haaren EH, Heyligers IC, Alexander FGM, et al. *High rate failure of impaction grafting in large acetabular defects*. *J Bone Joint Surg Br* 2007;89:296-300.
 - ¹¹ Hallstrom BR, Golladay GJ, Vittetoe DA, et al. *Cementless acetabular revision with the Harris-Galante porous prosthesis. Results after a minimum of ten years of follow-up*. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86:1007-11.
 - ¹² Jones CP, Lachiewicz PE. *Factors influencing the long-term survival of uncemented acetabular components used in total hip revisions*. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86:342-7.
 - ¹³ Garcia-Cimbrelo E. *Porous-coated cementless acetabular cups in revision surgery: a 6- to 11- year follow-up study*. *J Arthroplasty* 1999;14:397-406.
 - ¹⁴ Dearborn JT, Harris WH. *High placement of an acetabular component inserted without cement in a revision total hip arthroplasty. Results after a mean of ten years*. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81:469-80.
 - ¹⁵ Whaley AL, Berry DJ, Harmsen WS. *Extra-large uncemented hemispherical acetabular components for revision total hip arthroplasty*. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83A:1352-7.
 - ¹⁶ Chen WM, Engh CA Jr, Hopper RH Jr, et al. *Acetabular revision with use of a bilobated component inserted without cement in patients who have acetabular bone-stock efficiency*. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82:197-206.
 - ¹⁷ Paprosky WG, Perona PG, Lawrence JM. *Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty: A 6-year follow-up evaluation*. *J Arthroplasty* 1994;9:33-44.
 - ¹⁸ Gerber A, Pisan M, Zurakowski D, et al. *Ganz reinforcement ring for reconstruction of acetabular defects in revision total hip arthroplasty*. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85:2358-64.
 - ¹⁹ Peters CL, Curtain M, Samuelson KM. *Acetabular revision with the Burch-Schneider antiprotusio cage and cancellous allograft bone*. *J Arthroplasty* 1995;10:307.
 - ²⁰ Brady OH, Masri BA, Garbuz DS, et al. *Use of reconstruction rings for the management of acetabular bone loss during revision hip surgery*. *J Am Acad Orthop Surg* 1999;7:1-7.
 - ²¹ Nehme A, Lewallen DG, Hanssen AD. *Modular porous metal augments for treatment of severe acetabular bone loss during revision hip arthroplasty*. *Clin Orthop Relat Res* 2004;429:201-8.
 - ²² Sporer SM, Paprosky WG. *The use of a trabecular metal component and trabecular metal augment for severe acetabular defects*. *J Arthroplasty* 2006;21(Suppl.2):83-6.
 - ²³ Sporer SM, O'Rourke M, Paprosky WG. *The treatment of pelvic discontinuity during acetabular revision*. *J Arthroplasty* 2005;20(Suppl.2):79-84.
 - ²⁴ Sporer SM, Paprosky WG. *Acetabular revision using a trabecular metal acetabular component for severe acetabular bone loss associated with a pelvic discontinuity*. *J Arthroplasty* 2006;21(Suppl.2):87-90.

Il reimpianto di cotile protesico con innesti ossei iliaci autologhi

Iliac bone autograft in acetabular revision surgery

M. Laus, F.A. Zappoli, L. Brizio, C. Alfonso

RIASSUNTO

La chirurgia di revisione acetabolare delle protesi d'anca richiede l'impiego di innesti ossei per riparare la perdita di sostanza cotiloidea come alternativa a cotili sempre più grandi, che in caso di mobilitazione causano un'usura pelvica che spesso non consente ulteriori ricostruzioni. Gli innesti ossei omologhi, non consentono un risultato stabile se il contatto con la coppa protesica non è almeno del 50% sull'osso residuo del cotile, e la loro funzione di osteoconduttore consente nelle perdite ossee maggiori solo una stabilità fibrosa del cotile protesico. Gli innesti autologhi, osteoinduttori, possiedono caratteristiche biologiche di gran lunga superiori. Dal maggio 1995 al maggio 2007 abbiamo eseguito 169 reimpianti del cotile con innesti ossei iliaci autologhi, utilizzando sia cotili emisferici non cementati, sia coppe cementate in polietilene con anelli di rinforzo o dispositivi antiprotrusione acetabolare. Riportiamo i risultati su 119 casi il cui controllo a distanza è compreso fra 2 e 11 anni (media 5,5). Abbiamo ottenuto buoni risultati clinici e radiografici con assenza o quasi assenza del dolore nel 75,6% dei casi e pronta osteointegrazione degli innesti e osteointegrazione acetabolare nell'89%. Abbiamo osservato quattro fallimenti (3,36%). Non sono state osservate complicazioni maggiori correlate all'impiego degli innesti iliaci autologhi o complicazioni nella sede del prelievo iliaco. Il dolore nella sede di prelievo, molto enfatizzato in letteratura, può essere eliminato o molto ridotto dall'esecuzione di un'incisione obliqua sulla SIPS, parallela ai nervi sensitivi, che ne evita la sezione che avviene con le incisioni dirette sulla SIPS e cresta iliaca.

Parole chiave: reimpianto del cotile; innesti ossei; chirurgia protesica

SUMMARY

The acetabular component revision surgery requires bone grafts to manage deficiencies of the acetabulum as an alternative to the jumbo-cotyles, which in case of mobilization are responsible of pelvic bone resorption that make no possible more reconstructions.

U.O. di Ortopedia e Traumatologia, Azienda Ospedaliera Policlinico S. Orsola-Malpighi, Bologna

Indirizzo per la corrispondenza:
Dr. Massimo Laus (laus@aosp.bo.it)

The omografts, doesn't allow a real bony stability if the contact of the cup with the host bone is less than 50% and their osteoconductor proprieties lead only to a fibrous stability of the socket in case of wide acetabulum defects. The autografts, which are osteoinductor other than osteoconductor have insuperable biological proprieties. From May 1995 to May 2007 we have performed acetabular reimplantation with iliac bone autografts in 169 patients either with uncemented emispherical porous coated sockets or with cemented cups requiring some kinds of reinforcement rings and antiprotrusion cages. We report about 119 cases in which the follow-up is between 2 and 11 years (mean 5.5). All the patients but 4 achieved good clinical and radiographic results, with no or at least mild pain in 75.6% of cases and with prompt healing of the grafts and good restoration of the acetabular bone stock in 89%. We report 4 failures (3,36%). No major complications correlated to the use of the autografts were observed, particularly no donor site problem. The donor site problem, largely reported and stressed by some authors, can be eliminated or very reduced by making an oblique incision on the postero-superior iliac spine, parallel to the nerves, avoiding section of these sensitive fibres that is always caused by the direct incisions on the iliac crest and PSIS.

Key words: acetabular revision surgery; bone grafts; prosthetic surgery

La chirurgia di revisione del cotile protesico propone spesso la necessità di fronteggiare perdite di sostanza ossea che rendono difficile la ricostruzione. L'uso di cotili protesici sempre più grandi ha lo svantaggio di aumentare sempre di più, in caso di mobilitazione, la perdita di sostanza ossea fino a rendere impossibile una ricostruzione affidabile.

L'uso d'innesti ossei rappresenta, a nostro avviso, il modo più logico di revisionare un cotile protesico mobilitato con usura ossea periprotetica, ricostruendo un patrimonio osseo che può essere utile anche per ulteriori revisioni¹ (Fig. 1).

L'uso di innesti ossei omologhi, di preferenza morcellizzati, a questo scopo è largamente diffuso^{1,2}, tuttavia è stato dimostrato che se un cotile non cementato reimpiantato ha un contatto con l'osso ospite inferiore al 50% la percentuale di fallimento dei reimpianti è nell'ordine del 30% e oltre^{1,3}, e così pure gli anelli di rinforzo (Muller, Ganz, Burch-Schneider) hanno necessità, per poter restare stabili, di un buon contatto con l'osso ospite^{3,4}.

L'osso autologo è certamente il miglior materiale per ricostruire il patrimonio osseo acetabolare nelle revisioni, grazie all'esclusiva proprietà di essere osteoinduttore, con rapida integrazione e rico-

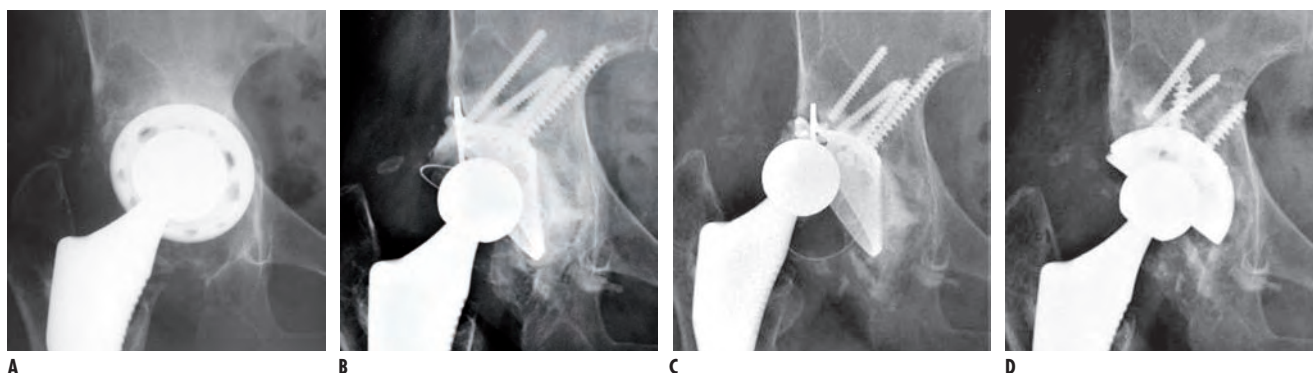


Fig. 1. L.I. a 62. a) mobilizzazione del cotile protesico con difetto osseo 2C, b) controllo 6 anni dopo reimpianto con innesti autologhi e anello di Mueller, c) 7 anni dopo il reimpianto si osserva mobilizzazione del cotile di polietilene e sublussazione della protesi, d) controllo 6 mesi dopo, reimpianto con cotile non cementato applicato con *press-fit* + viti dopo aver fresato l'osso innestato nel primo reimpianto, completamente integrato e vitale.

stituzione di osso meccanicamente e biologicamente valido ⁵. In letteratura tuttavia sono ripetutamente sottolineati gli svantaggi dell'uso di osso autologo nelle revisioni protesiche: scarsa quantità prelevabile, dolore in sede del prelievo, tempo chirurgico aggiuntivo ⁶. In questo articolo presentiamo la nostra esperienza nella ricostruzione del cotile con innesti ossei autologhi prelevati dall'ala iliaca sottolineando come abbiamo fronteggiato e limitato gli aspetti negativi di questa tecnica applicata ai reimpianti protesici.

MATERIALE E METODO

Dal maggio 1995 al maggio 2007 nella U.O. di Ortopedia e Traumatologia del Policlinico S. Orsola-Malpighi di Bologna abbiamo eseguito 169 reimpianti del cotile protesico (isolato o associato a reimpianto dello stelo).

119 casi sono disponibili per una verifica di risultato, poiché seguiti a distanza di 2-11 anni (media 5,5 anni). I pazienti trattati sono 116; 3 casi sono stati operati bilateralmente; 51 sono maschi, 65 femmine, di età media 66,1 anni.

I difetti acetabolari sono stati classificati secondo la classificazione di Paprosky ⁶: tipo 1: distruzione ossea minima; tipo 2: distruzione del tetto e/o della parete mediale; tipo 3: estesa osteolisi, inadeguato sostegno periferico. Il tipo 2 è ulteriormente suddiviso in 2A se vi è migrazione supero-mediale < 2 cm; 2B se vi è migrazione supero-laterale < 2 cm; 2C se si è migrazione mediale con distruzione della parete mediale (Fig. 2).

Il tipo 3 è ulteriormente suddiviso in 3A in caso di assenza del 30-60% del bordo acetabolare, con linea di Kohler intatta; 3B assenza del bordo acetabolare per oltre il 60%, linea di Kohler non più intatta (Fig. 3).

Secondo questa classificazione abbiamo trattato le seguenti situazioni: tipo 1: 6 casi; 2A: 37 casi; 2B: 55 casi; 2C: 6 casi; 3A: 12 casi; 3B: 3 casi.

In tutti i casi sono stati utilizzati innesti ossei autologhi prelevati dalla SIPS e dall'ala iliaca omolaterale a paziente prono con incisione obliqua sulla SIPS secondo Louis ⁷, parallela ai nervi cutanei regionali (nervi cluneali) riuscendo a prelevare una quantità d'innesto variabile da un minimo di 25 cc ad un massimo di 50 cc di osso autologo (in media 35 cc), misurata grazie all'introduzione dell'osso in un contenitore graduato contenente una quantità nota di soluzione fisiologica. Il tempo medio di sala operatoria del prelievo è stato di 1 ora.

In soli 5 casi, per l'estesa perdita di sostanza ossea, è stato aggiunto osso omologo da testa femorale di banca, utilizzato perifericamente rispetto all'impianto, che è stato appoggiato comunque su innesti autologhi.

Gli impianti utilizzati sono stati in 68 casi un cotile non cementato *press-fit* + viti (Trilogy-Zimmer) in 51 casi un cotile di Mueller in polietilene, cementato su anelli di rinforzo tipo Mueller in 31 casi, Ganz in 17; Burch-Schneider in 3. Negli ultimi 5 anni abbiamo utilizzato solo cotili *press-fit* non cementati, e non più anelli di rinforzo, sia per la maturata esperienza nell'utilizzo degli innesti iliaci che ci ha consentito di colmare difetti acetabolari di maggiore

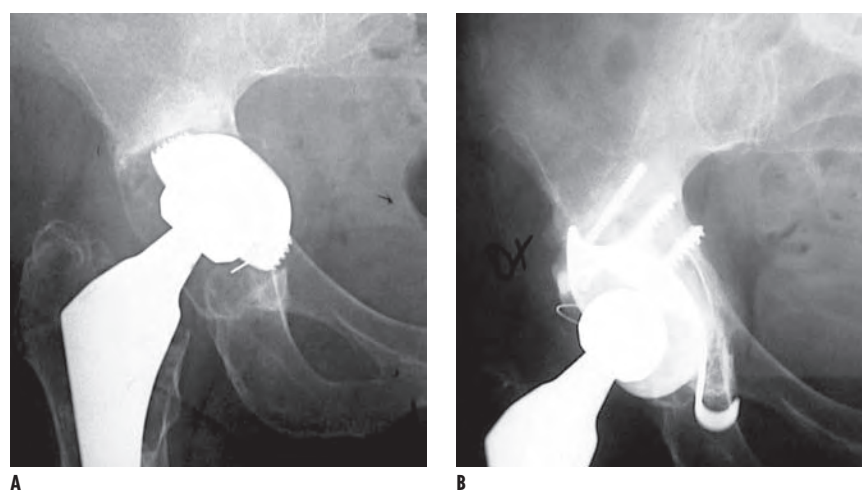


Fig. 2. L.A. a 71. a) Mobilizzazione del cotile protesico con difetto osseo 2C e migrazione endopelvica del cotile; b) controllo a 5 anni da reimpianto con anello di Ganz e innesti autologhi iliaci, che risultano ben integrati.

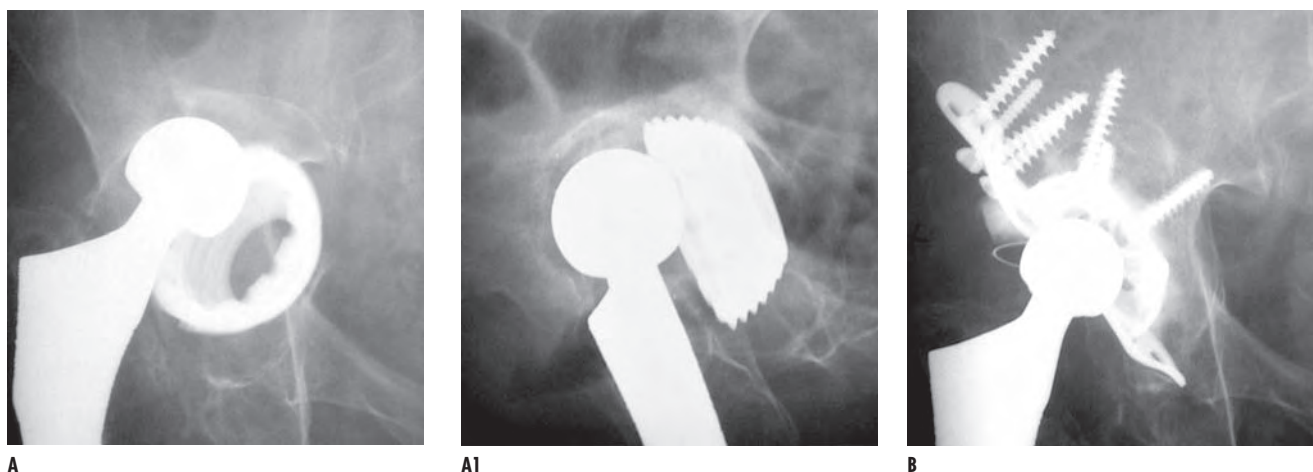


Fig 3. D.A.R. a 74. a) Mobilizzazione del cotile protesico con difetto osseo 3C; b) controllo a 5 anni da reimpianto con anello di Burch-Schneider e innesti ossei autologhi iliaci, che risultano ben integrati.

estensione, sia per una diffusa consapevolezza della necessità di revisionare tempestivamente cotili mobilizzati per impedire la progressione del difetto osseo fino a gradi estremi, che ha fatto quasi scomparire i casi di difetto osseo massivi osservati negli anni '90. Tutti i casi operati al momento del reimpianto avevano una grave disabilità per dolore intenso, con impossibilità al carico non protetto. Tutti i casi sono stati operati con un accesso laterale diretto all'anca con paziente in decubito supino. Nel post operatorio i pazienti sono stati mantenuti a letto 30 gg. e successivamente alzati con 2 bastoni e carico simulato per 2 mesi, con concessione di carico parziale a 3 mesi e totale senza appoggi a 6 mesi.

RISULTATI

Il risultato radiografico è stato valutato secondo la classificazione di Engh⁸ (applicato da noi anche agli anelli di rinforzo che, presentando una superficie esterna "plasma spray" sono da ritenersi nei confronti dell'osso circostante dispositivi che si comportano come i cotili non cementati): in 106 casi (89%) abbiamo osservato una stabilità ossea; in 9 una stabilità fibrosa; in 4 una mobilizzazione dell'impianto, in 3 casi si trattava di anelli di Mueller, in 1 di un cotile non cementato.

I fallimenti meccanici sono stati operati con espanto in 2 casi: uno per cedimento massivo a 3 mesi dall'intervento, per mancato rispetto dei tempi di scarico in paziente non collaborante, l'altro per mobilizzazione massiva dell'impianto dopo 2 anni dalla ricostruzione in paziente in cattive condizioni generali.

Gli altri due casi sono stati reimpiantati con cotile *press-fit* dopo aver fresato gli innesti autologhi già integrati, rispettivamente 2 mesi e 7 anni dopo il primo reimpianto (Fig. 1).

Il risultato clinico è stato valutato secondo la scala di Merle D'Aubigné⁹ che prevede 3 parametri: dolore, mobilità, deambulazione, valutati con punteggio da 1 a 6, con risultato migliore corrispondente al punteggio più alto. Per il dolore 4 pazienti hanno avuto un punteggio uguale o inferiore a 3 (dolore invalidante), 25 sono stati valutati 4 (qualche dolore); 44 sono stati valutati 5 (dolore quasi assente); 46 non hanno alcun dolore, con valutazione 6.

La mobilità è stata valutata scarsa (1-3 punti) in 14 casi; discreta (4 punti) in 5 casi; buona a ottima in 90 casi (5-6 punti).

La deambulazione è scadente, con zoppia e necessità di usare un bastone (punti 1-3) in 27 pazienti; discreta con modesta zoppia in 37 (punti 4); quasi normale in 46 (punti 5) e normale in 9 (punti 6).

Come complicazioni oltre ai citati 4 fallimenti, abbiamo osservato un'infezione guarita con terapia antibiotica prolungata (anello di Burch-Schneider) e 3 lussazioni precoci in 2 pazienti con successiva stabilizzazione spontanea.

Non abbiamo osservato complicazioni di rilievo nella zona di prelievo degli innesti, con dolorabilità locale presente frequentemente nei primi 12 mesi ed assenza di dolore significativo a distanza; nessun paziente si lamenta della zona di prelievo.

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

La nostra esperienza nella ricostruzione del cotile con innesti ossei autologhi e reimpianto del cotile con coppe non cementate o con anelli di rinforzo è a nostro parere molto positiva. Rileviamo nella nostra casistica un'elevata percentuale di buoni risultati (75,6%) sul dolore, che è assente o quasi assente in 90 casi su 119. Questo dato corrisponde ad un'alta percentuale di stabilità ossea del cotile reimpantato e dipende dalla nota qualità biologica dell'osso autologo come osservato da altri autori¹⁰, che consente una vera crescita ossea nella superficie porosa dell'impianto. L'uso degli innesti autologhi infatti ci ha permesso di impiantare i dispositivi direttamente sugli innesti, anche senza contatto con l'osso acetabolare residuo, ottenendo una buona integrazione biologica dell'impianto.

Una deambulazione normale o quasi normale è stata ottenuta nella nostra serie solo nel 46,2% dei casi. Questo esito dipende soprattutto dalle condizioni muscolari in particolare degli abduttori dell'anca, oltre che da dismetrie non correggibili che condizionano l'esito funzionale dei reimpianti in generale. Nella nostra serie l'incidenza di revisioni dopo 5,5 anni in media è 3,36%. Tale dato si confronta bene con quelli della letteratura, di difficile interpretazione, che riporta percentuali di revisioni a 5 anni del 10-13% nelle revisioni

con osso omologo morcellizzato con anelli di Mueller, del 12-14% con anelli di Burch-Schneider ^{4,11}; e del 10-24% nelle ricostruzioni con osso omologo e vari tipi di cotile ¹, che salgono al 45-70% con gli innesti massivi nelle grandi perdite di sostanza ^{1,2}.

L'assenza di infezioni profonde nella nostre serie testimonia che fra i vantaggi del materiale autologo vi è anche quello di creare un basso rischio di infezione per la semplice gestione degli innesti, applicati poco dopo il loro prelievo, nonché la loro minore tendenza nei confronti degli innesti omologhi a comportarsi come sequestri mantenendo le infezioni profonde, con una incidenza in letteratura con gli innesti ossei omologhi dal 2,06% ¹ fino al 12% nelle grandi ricostruzioni con anello di Burch-Schneider ⁴.

Due punti della tecnica utilizzata meritano a nostro parere di essere sottolineati: la scarsa rilevanza di problemi a carico della zona di prelievo degli innesti, e la quantità di osso prelevabile dall'ileo del paziente per la ricostruzione.

Il c.d. "donor site problem" da prelievo di innesti dalla spina iliaca postero superiore e dall'ala iliaca limitrofa è dovuto soprattutto all'incisione usata per il prelievo. Incisioni arcuate, direttamente sulla cresta iliaca e SIPS, o trasversali in tali regioni, sezionano tutti i nervi cutanei regionali (nervi clunali) ⁸, con successiva formazione di dolorosi neuromi, causa di dolore in sede del prelievo. Un'incisione obliqua parallela ai nervi clunali, proposta da Louis già nel 1982 per il prelievo iliaco per le artrodesi vertebrali posteriori, da noi costantemente eseguita, permette di minimizzare il dolore nella sede di prelievo. La quantità di osso prelevabile con un'accurata ed estesa scheletrizzazione sottoperiosteale della SIPS e dell'ala iliaca consente un prelievo medio di 35 cc di osso autologo, che corrisponde all'osso ricavabile da una testa femorale di piccole dimensioni e che è quasi sempre sufficiente a colmare il difetto osseo cotiloideo.

In conclusione riteniamo che la tecnica di ricostruzione con innesti ossei autologhi nei reimpianti del cotile presenti numerosi vantaggi rispetto all'uso di innesti omologhi: rapidità di integrazione degli innesti e dell'impianto grazie alle proprietà osteoinduttrici dell'osso autologo; possibilità di correggere il centro di rotazione dell'anca appoggiando il cotile sugli innesti, senza ricercare contatto con l'osso ospite come le tecniche con osso omologo richiedono, possibilità di ottenere un'integrazione stabile (ossea) anche in pre-

senza di una stabilità primaria affidata alle sole viti di un cotile non cementato con scarso *press-fit* per la perdita di osso cotiloideo.

Gli svantaggi legati alla scarsa quantità di osso disponibile e al dolore nella zona di prelievo possono essere minimizzati da una tecnica operatoria accurata.

Un'ora di intervento in più è a nostro parere ben ripagata dal risultato, soprattutto sul dolore, rispetto alle ricostruzioni con osso di banca anche da noi eseguite in passato e successivamente abbandonate.

La qualità dei risultati a breve e medio termine è molto incoraggiante e l'integrazione vera degli innesti ci conforta sulla possibilità di ulteriori revisioni in caso di fallimento del reimpianto, come da noi realizzato in 2 casi (Fig. 1).

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Gross AE. *Revision arthroplasty of the acetabulum with restoration of bone stock*. Clin Orthop Rel Res 1999;369:198-207.
- ² Markovich GD. *Acetabular reconstruction in revision total hip arthroplasty: a review of options*. Am J Orthop 1998;27:662-70.
- ³ Brady OH, Masri BA, Garbuz DS, et al. *Use of reconstruction rings for the management of acetabular bone loss during revision hip surgery*. J Am Ac Orthop Surg 1999;7:1-7.
- ⁴ Cabanela ME. *Reconstruction rings and bone graft in total hip revision surgery*. Orthop Clin North Am 1998;29:255-62.
- ⁵ Goldberg VM, Stevenson S. *The biology of bone grafts*. Semin Arthroplasty 1993;4:58-63.
- ⁶ Behairy Y, Jasty M. *Bone grafts and bone substitutes in hip and knee surgery*. Orthop Clin North Am 1999;30:661-71.
- ⁷ Louis R. *Incisions iliaques*. In: *Chirurgie du rachis. Anatomie chirurgicale et voies d'abord*. Berlin: Springer Verlag 1982: 180-1.
- ⁸ Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. *Porous coated hip replacement: the factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results*. J. Bone Joint Surg 1987;69B:45-55.
- ⁹ Toni A, Sudanese A, Bueno Lozano AL, et al. *Indicazioni e limiti dei reimpianti acetabolari con protesi avvitate*. Chir Organi Mov 1994;79:387-96.
- ¹⁰ Cameron HU, MacDiarmid A. *Major acetabulum reconstruction using autograft bone in cemented hip arthroplasty*. Orthop Rev 1987;16:845-50.
- ¹¹ Schlegel UJ, Bitsch RG, Pritsch M, et al. *Mueller reinforcement rings in acetabular revision: outcome in 164 hips followed for 2-17 years*. Acta Orthop 2006;77:234-41.
- ¹² Goloberg VM. *Selection of bone grafts for revision total hip arthroplasty*. Clin Orthop 2000;381:68-76.