

Accesso transfemorale a losanga

Lozenge-shaped transfemoral approach. A new technique for revision hip arthroplasty

E. Castaman
C. Bergamasco
A. Musetti
A. Loro
C. Scialabba

RIASSUNTO

Nelle revisioni di steli protesici femorali, l'utilizzo sempre maggiore per i primi impianti di modelli non cementati lascia in fase d'intervento un miglior patrimonio osseo a disposizione per il reimpianto: nel passato, la gravità delle osteodistrofie causate soprattutto alla metafisi dalle cementazioni giustificava metodi d'asportazione e sostituzione degli steli poco attenti a rispettarla nell'obbligo di cercare più affidabili ancoraggi alla diafisi; il miglior trofismo osseo riscontrabile di solito attualmente nel femore prossimale ne permette integralmente od almeno parzialmente l'utilizzo a scopo di stabilizzazione primaria e secondaria attraverso strumentari e soluzioni chirurgiche che la valorizzano.

Da questo punto di vista, presupposto indispensabile di un buon reimpianto è un economico espianto.

Nei casi di maggior impegno, con necessità cioè di accessi diretti al canale femorale tramite apposite osteotomie per la rimozione di materiale molto approfondito, le tecniche finora descritte e maggiormente usate penalizzano univocamente la metafisi, prevedendone la dissezione e lo scoperchiamento, emblematicamente "a libro aperto": ciò preclude a fine intervento una valida ricostruzione strutturale a scapito della fissazione protesica intraoperatoria e della osteointegrazione a distanza.

In questa presentazione si propone una variante originale delle fenestrature diafisarie, descrivendo una osteotomia transfemorale a losanga collocata e sagomata in modo da risparmiare rigorosamente il massiccio intertrocanterico, nel contempo adeguata a rimuovere agevolmente qualsiasi precedente impianto, per quanto tenace, ed a permettere alla fine una sintesi molto efficace: si danno di queste illustrazioni biomeccaniche e chirurgiche, anche a raffronto di tecniche similari. In una casistica numerosa e di molti anni, se ne valutano i risultati anatomico-funzionali, riscontrandone la buona qualità.

Parole chiave: osteotomia femorale per espianto di steli protesici

SUMMARY

Following the ever increasing recurrence to uncemented components in primary arthroplasties, the bone stock which is found at the operating table in revision surgery of femoral stems may be properly-suited to the implant of new femoral components.

In the past, the severity of the bone loss caused by the cementing techniques, particularly in the metaphyseal region, justified surgical interventions that, in order

ULSS 5, Montecchio Maggiore,
U.O.A. Ortopedia e
Traumatologia, Ospedale Civile,
via Ca' Rotte 5, Montecchio
Maggiore (VI)

Ricevuto il 20 giugno 2006
Accettato il 6 novembre 2006

to remove and replace the femoral stems, while aiming at finding a valid diaphyseal anchorage, gave minor attention to the metaphysis itself.

On the other hand, the better bone quality which is usually found, nowadays, in the proximal femur enables the surgeon to rely, entirely or at least partially, on the metaphysis, so as to gain a primary or secondary stabilization by recurring to surgical techniques and instrumentations that do exploit the proximal femur itself.

From this point of view, the basic requirement for a stable revision is a removal of the former implant with a technique as bone sparing as possible.

In the most complex cases, when the need arises to open the femoral shaft through well-designed osteotomies in order to remove deeply-seated materials, the techniques that have been described so far and that are widely utilized, as the one which is known as “open book”, are inclined to damage the metaphysis by dissecting and splitting it.

In doing this, at the end of the surgery, there is no solid structural reconstruction, to the detriment of the immediate intraoperative implant fixation and of a valid osteointegration in the long run.

In this paper an original version of a diaphyseal femoral windowing is presented, by describing a lozenge-shaped transfemoral osteotomy, placed and shaped in such a way to spare, strictly, the intertrochanteric massif. At the same time it is suitable to remove, in an easy way, any previous component, as fixed as it may be, and to allow a very stable bone reconstruction.

Biomechanical and surgical figures are given to support these statements; furthermore the technique is compared to other ones currently employed.

The functional and anatomical outcomes, seen in a numerous and properly followed-up record of cases, have been evaluated in this paper; overall speaking, they have been rated as good.

Key words: femoral osteotomy, hip revision surgery

INTRODUZIONE

In protesica d'anca, l'utilizzo ormai pluridecennale e sempre maggiore per i primi impianti di steli non cementati sta modificando la tipologia delle revisioni in caso di fallimento rispetto a quella su cementati, storicamente precedente e non desueta.

In effetti, patogeneticamente, biomeccanicamente e chirurgicamente l'insuccesso di uno stelo senza cemento si diversifica molto da quello del cementato: dal punto di vista operativo la differenza è data soprattutto dal grado di conservazione o, reciprocamente, di distruzione morfologica e strutturale dell'astuccio femorale ospitante la protesi, cioè del patrimonio cortico-spongioso sopravvissuto alla vicenda protesica (*bone-stock*).

La cementazione, se da un lato offre una valida stabilità iniziale, in seguito, per lo più a causa di una spongiosizzazione meccanica dell'osso attiguo, poco sollecitato da carichi d'interfaccia dispersi su una superficie di contatto troppo ampia, determina un'osteodistrofia circostante l'impianto, che ne indebolisce la tenuta. In aggiunta alla frequente necrosi istotossica da detriti polietilenici infiltranti la rima d'adesione con l'osso si produce attorno alla protesi una graduale alisteresi ed alla fine lo scollamento



Fig. 1. Necrosi istotossica da detriti polietilenici con scollamento massivo dell'impianto.

massivo (Fig. 1); in senso disgregativo si innesca a questo punto un ciclo vizioso alimentato dai basculamenti e dagli stantuffamenti del gambo mobile, traumatici e crescenti, con la formazione limitrofa di vaste osteolisi lacunari o pseudocistiche, destruenti talvolta fino alla scomparsa ossea. Questi fenomeni si propagano lungo il femore quasi sempre in senso prossimo-distale, coinvolgendo per prima e principalmente la metafisi (Figg. 2 a, b).

Se questo è il destino ricorrente degli impianti cementati, la storia degli impianti ad infissione diretta, ben lungi dalle conclusioni e da una possibilità di lettura esaustiva, dimostra però chiaramente come i cattivi risultati, a causa di mobilizzazione od altro, si caratterizzino per la scarsa compromissione dell'osso attiguo ad ogni livello, anche metafisario (Fig. 3).

È pur vero che, relativamente al degrado scheletrico, anche modelli non cementati, di solito avvvitati o sovradimensionati all'apice, possono indurre degenerazioni consimili alle cementazioni, sui medesimi processi da inazione fisica ed erosione biochimica (Fig. 4); questi casi non sono però statisticamente significativi.

In questa evoluzione si comprende e si giustifica la scelta in passato di tecniche d'avulsione e di sostituzione



Fig. 3. Alisteresi di limitata entità in impianto ad infissione diretta.



Fig. 4. Osteolisi lacunare istotossica e da inazione meccanica in impianto avvitato.

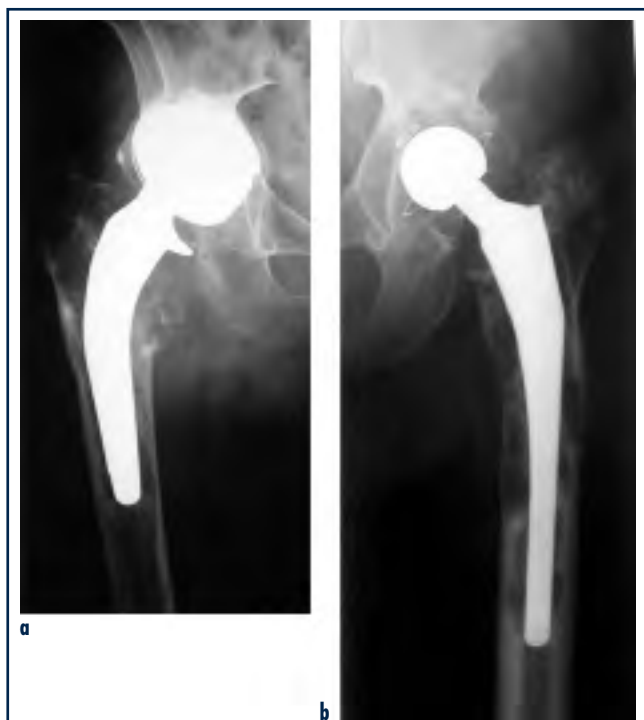


Fig. 2 a, b. Osteolisi progressiva prossimo distale.

degli steli poco attente al rispetto dell'osso metafisario residuo: la sua esiguità trofica e di massa ne scoraggiava il recupero a scopo di presa sui reimpianti e obbligava, scavalcandolo, ad ancoraggi francamente diafisari, gli unici disponibili e sufficientemente affidabili. Si è così verificata in questa fase una netta discrepanza fra l'ideologia dell'impianto primario, tesa ad una fissazione prossimale, e quella dell'impianto da revisione, di necessità fissato distalmente (Fig. 5).

In termini biomeccanici, tale polarizzazione è comunque una contraddizione; rappresenta una rinuncia all'ottimale ed un suo sovvertimento, accettabile solo come soluzione di compromesso con cui ovviare a destrutturazioni della metafisi spesso catastrofiche; è però concettualmente ed operativamente scorretta nella misura in cui essa risulti invece integralmente o parzialmente usufruibile a scopo di presa.



Fig. 5. Impianto a presa diafisaria con abbandono della metafisi.

Attualmente, in una casistica delle revisioni decisamente virata verso quadri con miglior osso di partenza, tecniche di reimpianto che sistematicamente sacrificino la metafisi o ne precludano l'utilizzo risultano anacronistiche.

In quest'ottica conservativa, da vari anni, accanto a protesi femorali di seconda intenzione disegnate esplicitamente per ancoraggi isolatamente diafisari, sono stati progettati modelli prossimalmente più riempitivi, alla ricerca della presa o almeno di un contatto sulle corticali peritrocanteriche; si tratta per lo più di esemplari modulari a componenti intercambiabili secondo le dimensioni più appropriate ad un "fit", se non ad un "press fit", coinvolgente la maggior porzione possibile di femore (Fig. 6 a, b): sono la testimonianza di una linea di tendenza, comparsa timidamente da oramai un decennio e sempre meglio definita, che ipotizzando negli impianti secondari la possibilità di comportamenti biomeccanici almeno parzialmente sovrapponibili ai "pensieri" e alle "azioni" dei primi impianti, sposta la ricerca dell'osteointegrazione anche alla metafisi, in base al massimo e miglior utilizzo del patrimonio osseo (Fig. 7 a, b).

Da questo punto di vista, presupposto irrinunciabile per una valorizzazione a scopo di presa della parte prossima-



Fig. 6 a, b. Reimpianto press-fit a presa meta-diafisaria.



Fig. 7 a, b. Sistema di steli protesici per primo impianto e revisione a comune bio-meccanica.

le del femore è il suo risparmio in fase di espianto: un reimpianto economico nasce da un economico espianto.

L'ESPIANTO

Le modalità con cui svellere dal femore uno stelo d'anca fallimentare variano estremamente in base alla facilità o, reciprocamente, alla difficoltà con cui lo si può fare; queste dipendono soprattutto da tre fattori:

- 1) il grado di stabilità dell'impianto, potendosi distinguere da un lato le protesi mobilizzate, dall'altro quelle dolorose, lussabili, rotte ma fisse;
- 2) la cementazione o meno, che caratterizza le categorie degli steli cementati ed a semplice pressione;
- 3) la qualità di osso residuo, nel senso di difetti morfologici o strutturali del femore periprotetico, di tipo litico, quali l'alisteresi, le lacune isolate, le pseudocisti, ma anche addensante, con iperostosi ed osteosclerosi.

Nelle mobilizzazioni di impianti cementati, il gambo, solitamente scollato dall'attiguo mantello plastico, è di estrazione relativamente facile; risulta però indaginosa la rimozione del metacrilato per mensole di tenuta, isolotti aderenti, tappi distali ecc. che impongono la necessità di accessi multipli al canale e comportano rischi di fratture iatrogene (Figg. 8 a, b); la spesso coesistente osteodistruzione peri- e sotto-trocanterica esaspera la fragilità corticale e diminuisce la successiva reattività osteogenica. Gli impianti non cementati mobili sono d'asportazione molto meno impegnativa per la possibilità di una loro fuoriuscita in blocco dall'alto consentita dal lasco.

Negli impianti stabili, per qualche motivo comunque da sostituire, gli steli cementati pongono rispetto alle mobilizzazioni ben maggiori difficoltà nel distacco della crosta di cemento, con l'obbligo frequente di fenestrature corticali attraverso cui accedervi; di solito presentano però circonferenzialmente un astucco osseo più resistente, che ne favorisce l'agcredibilità. Gli steli non cementati, diffusamente osteointegrati o rinserrati in anelli iperostosi, risultano alla fine i più difficili da rimuovere, richiedendo la demolizione della solida interfaccia di collegamento e quindi la sua esposizione per tutta la lunghezza dello stelo.

In questa *congerie* di variabili anatomiche, biologiche, meccaniche, è utile definire la mappa dei possibili accessi all'interno femorale, attraverso cui isolare e togliere il materiale estraneo; tipi e varianti vanno considerati in linea ad una nuova valenza del rapporto costo-beneficio, in cui, equivalentemente alla considerazione in cui si è da sempre tenuta la presa diafisaria per il successo di un reimpianto, si prospetti l'opportunità di un buon riutilizzo anche della metafisi.

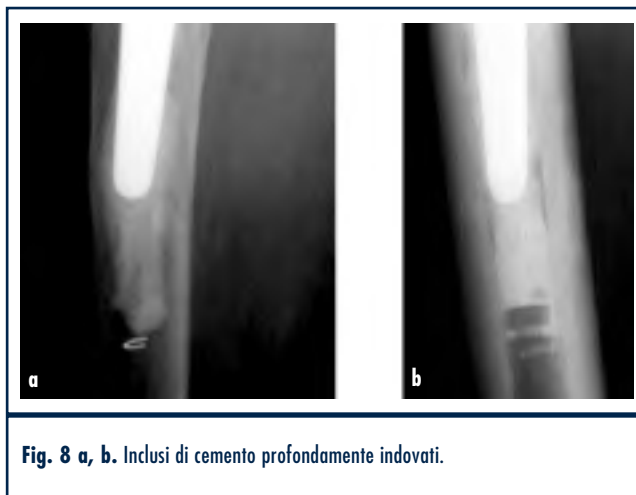


Fig. 8 a, b. Inclusi di cemento profondamente indovati.

A livello tegumentario, è conveniente ripercorrere la precedente via chirurgica, eventualmente allargata, così da evitare aggiuntive cicatrici in tessuti integri; le indicazioni per una modifica sostanziale dell’approccio sono rare, per lo più in relazione al dover asportare calcificazioni o mezzi di sintesi scomodamente indovati o ripulire e borrarre cavità ossee controposizionate. A livello scheletrico, gli accessi allo stelo si possono distinguere, sulla base del settore femorale coinvolto, in 4 categorie:

- a) accessi prossimali, in sede trocanterica e metafisaria sottotrocanterica;
- b) accessi distali, in sede condilica e metafisaria sovracondilica;
- c) accessi prossimali allargati, estesi associatamente dalla regione trocanterica alla diafisi;
- d) accessi diafisari o metadiafisari, con risparmio degli estremi trocanterici e condilici.

In senso morfologico e tecnico-chirurgico vanno dalla semplice scopercatura di forami ossei preesistenti, anatomici o patologici, ad opercoli artificiali di piccole dimensioni in zone selezionate, a fenestrature di vario profilo ed ampiezza ricavate lungo il femore.

ACCESSI PROSSIMALI

Sgombero trocanterico (Figg. 10 a, b)
Nell’espianto di qualsiasi stelo, obbligatoria e comune prima fase è la completa visualizzazione della sua torretta all’imbocco prossimale tramite lo sgombero accurato del materiale tessutale che lo ricopre a ridosso del gran trocantere: è costante la presenza di cotenne cicatriziali, pseudomembrane, calcificazioni, ossificazioni più o meno abbondanti ed estese, tanto più se è migrato in affondamento. Ciò ha da un lato l’irrinunciabile funzione di rimuovere il vincolo anatomico che lo

**ESPIANTO DI STELO FEMORALE:
algoritmo delle difficoltà.**

	CIMENTATO		NON CIMENTATO	
	STELO	STRONTO	STELO	STRONTO
PROSSIMALI	1	2 (base) 3 (rotura)	1	
DIAPHISARI	3	4 (base) 5 (rotura)	4 (base) 5 (rotura)	6 (rotura)

(Note: The table uses red dots to indicate difficulty levels. A legend below the table shows a scale from 1 to 6, with 1 being a single dot and 6 being a cluster of dots.)

Fig. 9. Tabella delle difficoltà.

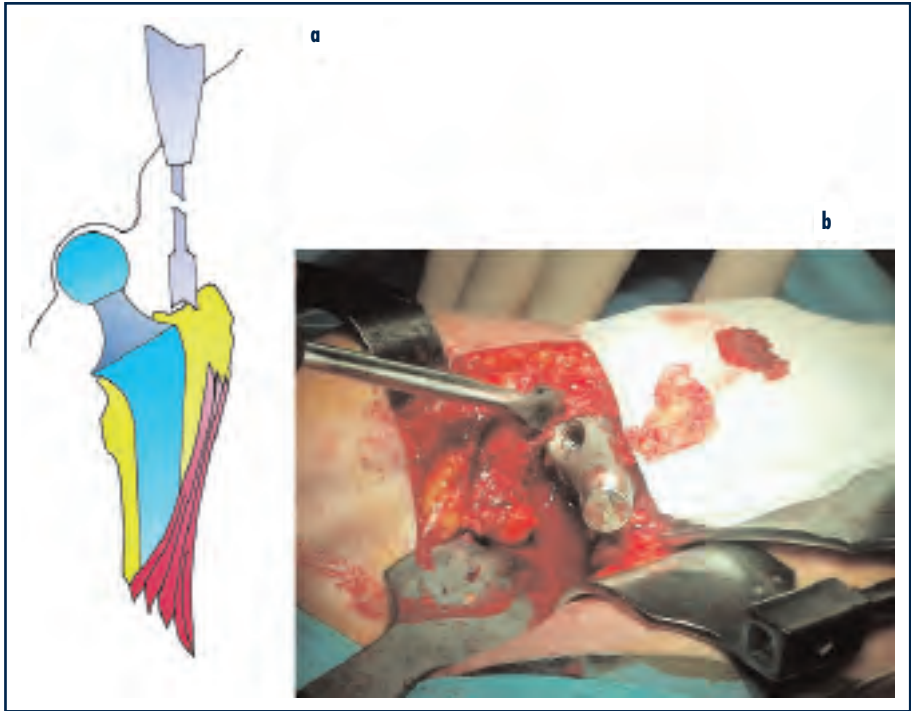


Fig. 10 a, b. Sgombero trocanterico.

sbarra a mo’ di tappo o coperchio, dall’altro serve ad identificare nella sua massa laterale o sotto il collo even-

tuali congegni utili ad una presa d'estrazione, quali filettature longitudinali, asole per agganci, mensole o scalinature su cui martellare ecc. In assenza di tali facilitazioni, un tentativo di avulsione forzata dello stelo, a questo punto ben isolato e libero in alto, può effettuarsi con estrattori a ganaschia in grado di ancorarsi per grippaggio al collo conico, interscambiabili per ogni modello protesico, su cui esercitare efficacemente degli strappi (Figg. 11 a, b, c). Nella cementazione, ciò è solitamente sufficiente a sgusciare almeno il gambo, molto raramente il complessivo blocco cementato (Fig. 12); analogamente, si possono svellere steli non cementati mobili o loro componenti prossimali rotte (Figg. 13 a, b). In caso di steli stabili, molto difficilmente se ne ottiene in questo modo l'estrazione per la loro forte coesione all'osso; esasperando la fuoriuscita, si incorre facilmente in spaccature o frammentazioni scheletriche: la manovra va quindi dosata prudentemente. Persistendo il cemento, occorre smantellarlo: pur prevedendo accessi complementari in base alla sua diffusione endocanalare, individuata la sua interfaccia con l'osso, né è comunque opportuna l'asportazio-

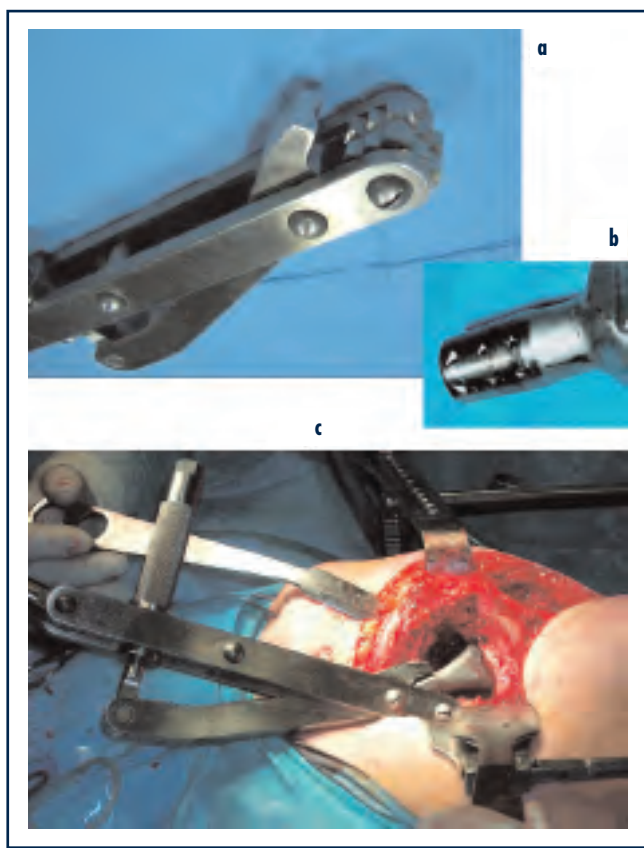
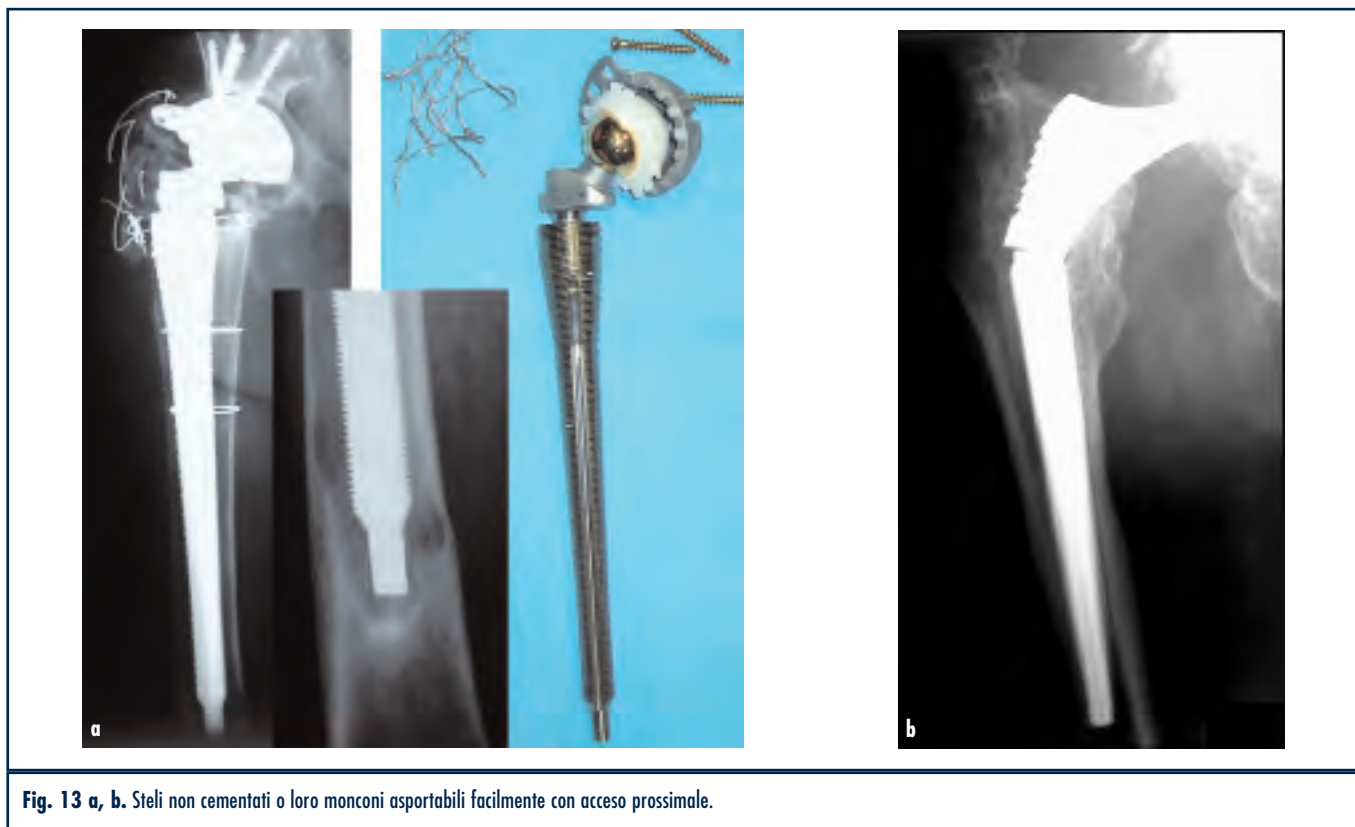


Fig. 11 a-c. Estrattore a ganaschia.



Fig. 12. Stelo cementato avulso in toto.

ne dall'alto nelle sue porzioni raggiungibili. In caso di cementazioni ancora tenaci, ciò non aiuta, risultando semmai pericoloso per possibili cricche corticali da impatti ed effetti leva. Tramite l'accesso cervicale dell'osteotomia primaria la colata di cemento può venir frantumata, scollata e rimossa per una profondità variabile in base al maggior o minor grado di adesione ed agli attrezzi usati. Lo strumentario può consistere genericamente di scalpelli, pinze, frese, aspiratori in normale dotazione, così come risultare specifico e costoso, per tentativi sofisticati di demolizione con osteotomi di forma e dimensioni apposite, microfresse ad alta frequenza, sonde ad ultrasuoni; in questo, ci si può avvalere del sussidio di fonti luminose a fibre ottiche per una visione a tunnel e di aspiratori sottili a forte risucchio.



Tutto ciò già a pochi centimetri al di sotto del piccolo trocantere risulta solitamente laborioso e poco produttivo, con rischio di perforazioni e false vie corticali; il tentativo, secondo la tecnica descritta da Glassman et al. nel 1987, di approfondire l'escavazione con carotatori azionati attorno ad inclusi cilindrici nel canale, quali spezzoni protesici o blocchi di cemento, così da enuclearli alla cieca, indebolisce eccessivamente la parete corticale erodendone lo spessore, tanto più in situazioni anatomiche di varismo o procurato femorale ove nei punti di convessità la fresa può sfondare e fuoriuscire; lascia inoltre a perdere abbondante segatura plastica o metallica (Fig. 14). È corretto insistere nell'asportazione dall'alto solo in casi di mobilizzazioni molto avanzate o scollamenti particolarmente agevoli, demolibili a grossi frammenti; in questi casi, fortunati ma infrequenti, si può giungere al tappo distale, che si può a quel punto rimuovere similmente con la frantumazione, l'aggancio o l'aspirazione dei pezzi, o per erosione, consumandolo con perforatori prolungati; per una completa ricanalizzazione, lo si può anche sospingere in basso, senza che, per quanto corpo estraneo, produca significativi inconvenienti, purché asettico.

Osteotomia prossimale

Il semplice imbocco prossimale può venire allargato da osteotomie limitrofe: la transtrocanterica e la trocanterica di scorrimento.

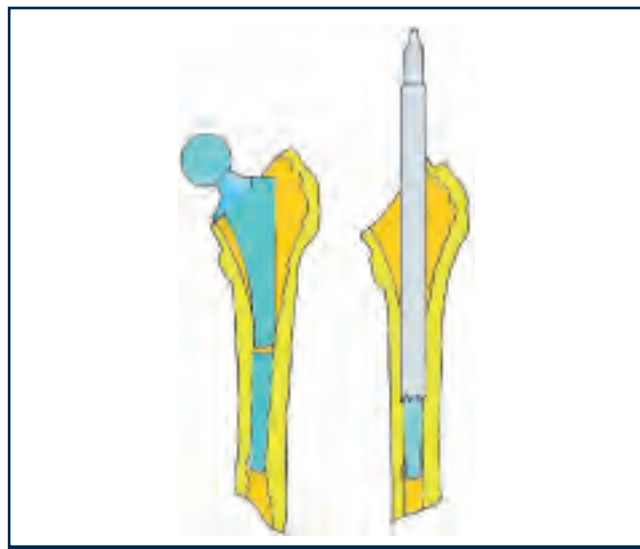


Fig. 14. Possibile carotatura di moncone diafisario ritenuto.

L'osteotomia transtrocanterica, di rima obliqua, con la conservazione inserzionale dei glutei ed il ribaltamento craniale del trocantere, è semplice, poco cruenta, ma di sintesi problematica per le piccole dimensioni dell'apice staccato su cui la presa e la tenuta di stabilizzazione, rispetto alle robuste distrazioni teno-muscolari ivi esercitate, risultano precarie: è frequente la sua diastasi e la mancata consolidazione (Fig. 15a).

Lo scorrimento trocanterico, a rima longitudinale, con il mantenimento delle inserzioni muscolari sia glutee che del vasto laterale e la possibilità di una mobilità trasversale vincolata del trocantere, consente un'ampia traslazione anteriore o posteriore, guadagnando esposizione chirurgica nonostante le sue connessioni; si avvale quindi di un miglior apporto sanguigno e di una più favorevole massa di sintesi con minor rischio di pseudoartrosi e migrazione cefalica (Fig. 15b).

In relazione ai vantaggi che se ne ricavano, tali osteotomie risultano esageratamente invasive, migliorando di poco l'accessibilità e comportando cospicui problemi di consolidazione, specie nei casi frequenti di osteoporosi, con perdita di riduzione, pseudoartrosi o rifratture. Risultano utili abbastanza raramente nell'espianto di steli stabili molto corti o integrati solo in alto; comunque, anche quando ben consolidate, sono spesso il substrato di tenaci quanto fastidiose trocanteriti per sequele callogeniche o ritenzione di mezzi di sintesi.

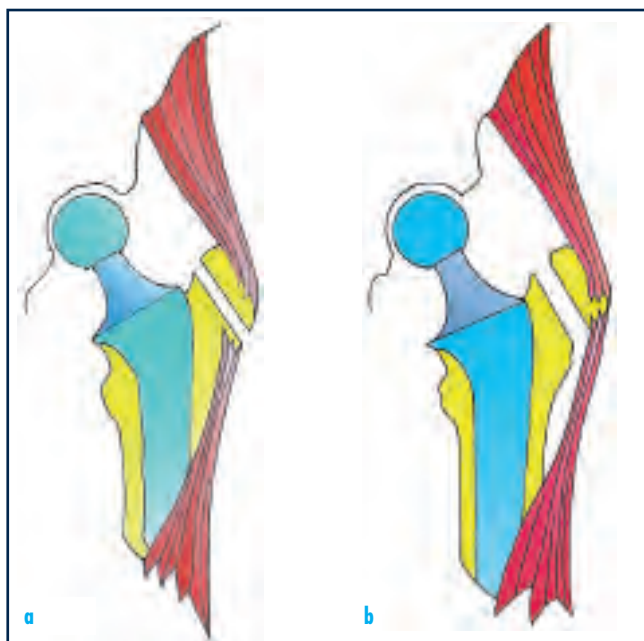


Fig. 15 a, b. Osteotomia transtrocanterica e di scorrimento.

ACCESSI DISTALI

Ripulita la parte superiore dell'impianto, nel caso si intuisca la mobilizzazione franca di componenti intermedie non accessibili dall'alto, cementate o meno, in alternativa a più impegnative aperture diafisarie, se ne può ottenere l'espulsione spingendole in risalita lungo il canale attraverso una fenestrazione condilica, solitamente laterale e di dimensioni molto ridotte, nel cui tramite si possono introdurre punzoni sottili. I battitori sono arcuati od a baionetta per adeguarsi all'elitorsione femorale, con apice bottuto o tronco per un'azione d'urto, di diametro non superiore ai 6-8 mm, in grado di scorrere nel canale ma sufficientemente robusto (Fig. 16). Questo tipo d'estrazione è fortunoso, con buon successo quasi soltanto per la rimozione di cemento mobile a grossi pezzi o di fittoni non cementati residui di una rottura in alto, purché mobili od almeno poco integrati; nel post-operatorio, l'opercolo condilico, punto d'indebolimento della continuità segmentaria, espone inoltre alla possibilità di fratture secondarie (Fig. 17).

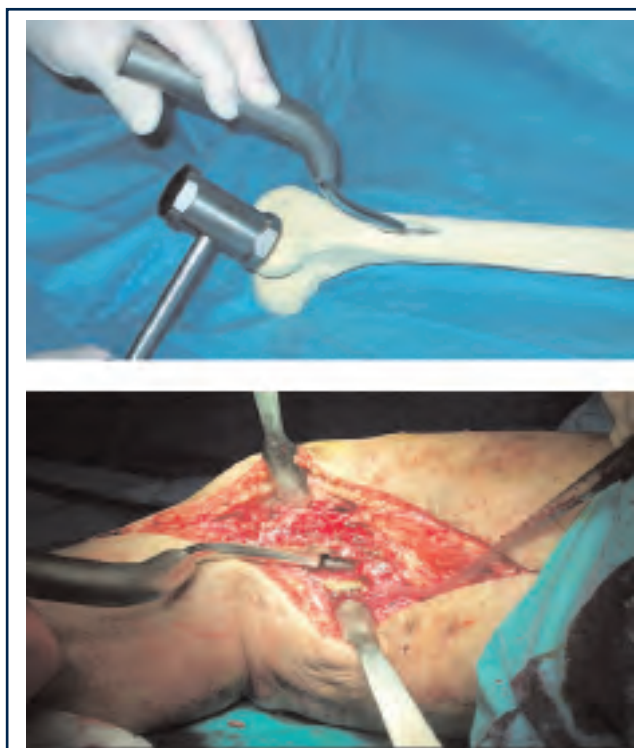


Fig. 16. Percussore a baionetta per pulsione distale degli steli.

ACCESSI PROSSIMALI ALLARGATI

Il prolungamento della rima osteotomica al di sotto del trocantere caratterizza due accessi allargati al canale femorale che sono l'osteotomia transfemorale prossimale e l'osteotomia trocanterica estesa:

- l'*osteotomia transfemorale prossimale (open book)*, descritta da Wagner nel 1978, si caratterizza per un percorso che rispettando il gran trocantere con le sue inserzioni muscolari, lo scavalca ventralmente e dorsalmente per prolungarsi longitudinalmente al bisogno sulla diafisi femorale, con un margine posteriore in prossimità della linea aspra, un margine anteriore parallelo sezionato attraverso le fibre del vasto laterale, un terminale trasverso delimitato tramite due fori di trapano agli angoli anterolaterale e posterolaterale; si ottiene così una stecca corticale vascolarizzata di forma rettangolare che, cautamente rovesciata da dietro in avanti sulla cerniera virtuale costituita da residue connessioni fibrose della breccia anteriore, come appunto "aprendo un libro", espone l'intera protesi e ne permette facilmente la rimozione; a termine, si lascia bene riaccostare per una sintesi con punti o cerchiaggi (Fig. 18);
- l'*osteotomia trocanterica estesa*, descritta da Paprosky et al. nel 1993, è una variante tecnica dell'*open book*, delineata secondo lo stesso profilo ma con una maggior autonomizzazione del tassello osseo che viene francamente mobilizzato, così da consentire, assieme alla visualizzazione diretta di una buona porzione dell'invaso femorale, la traslazione longitudinale del frammento con un preciso tensionamento degli abduttori che incrementa la stabilità articolare dell'anca (Fig. 19).

Ai fini dell'espanto, tali osteotomie si dimostrano versatili ed agibili su qualsiasi infisso protesico, cementato o non cementato, mobile od ancora stabile, indipendentemente dalla lunghezza.

Ai fini del reimpianto, comportano considerevoli limiti di stabilizzazione primaria e secondaria: per quanto solidamente si attuino la loro sintesi e per quanto favorevolmente ne avvenga la consolidazione, modificano sostanzialmente la zona femorale coinvolta, minimizzandone la potenzialità di stabilizzazione primaria e inibendone quella osteointegrativa.



Fig. 17. Frattura iatrogena su opercolo condilico.

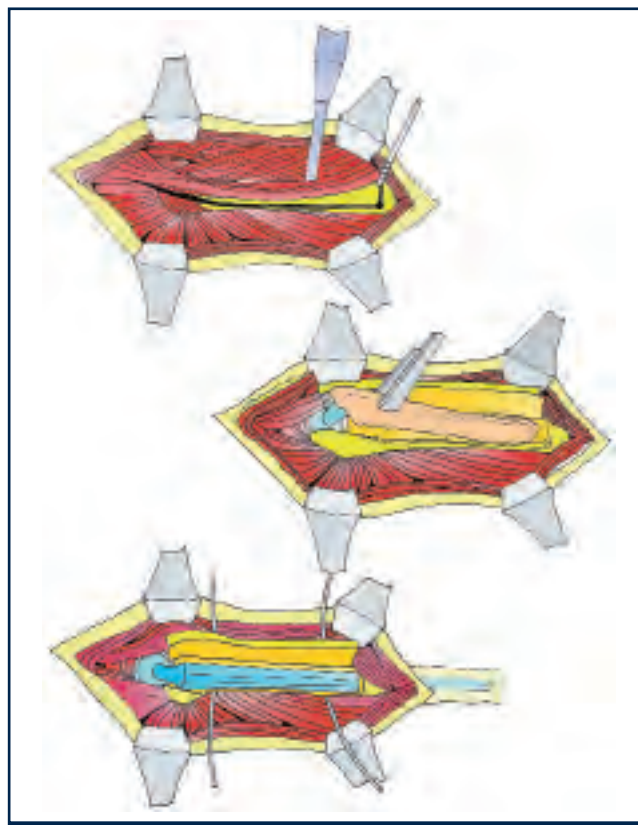


Fig. 18. Osteotomia transfemorale prossimale (Wagner).

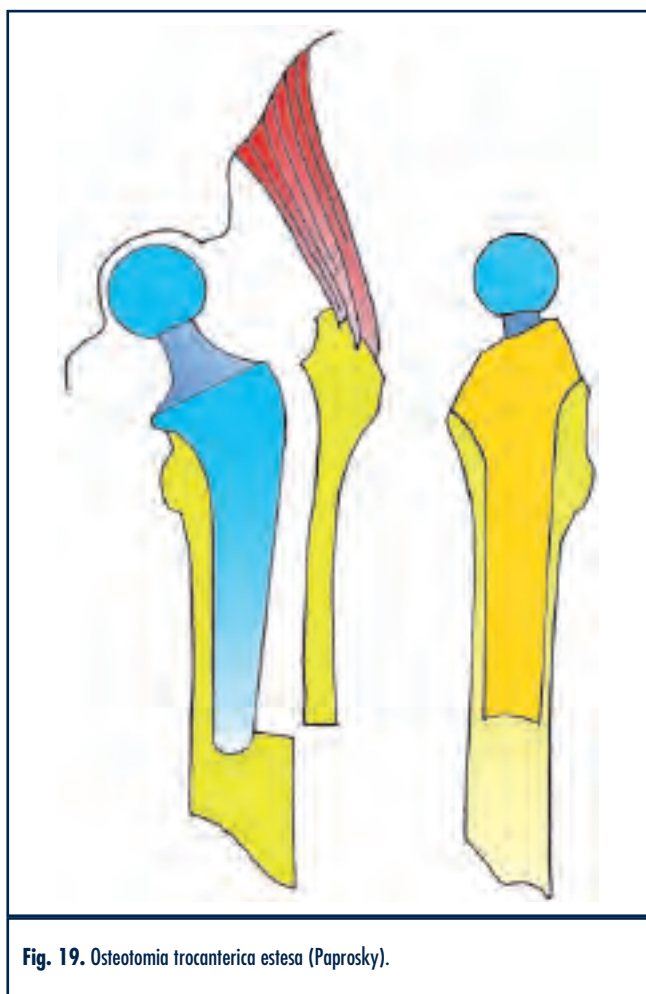


Fig. 19. Osteotomia trocanterica estesa (Paprosky).

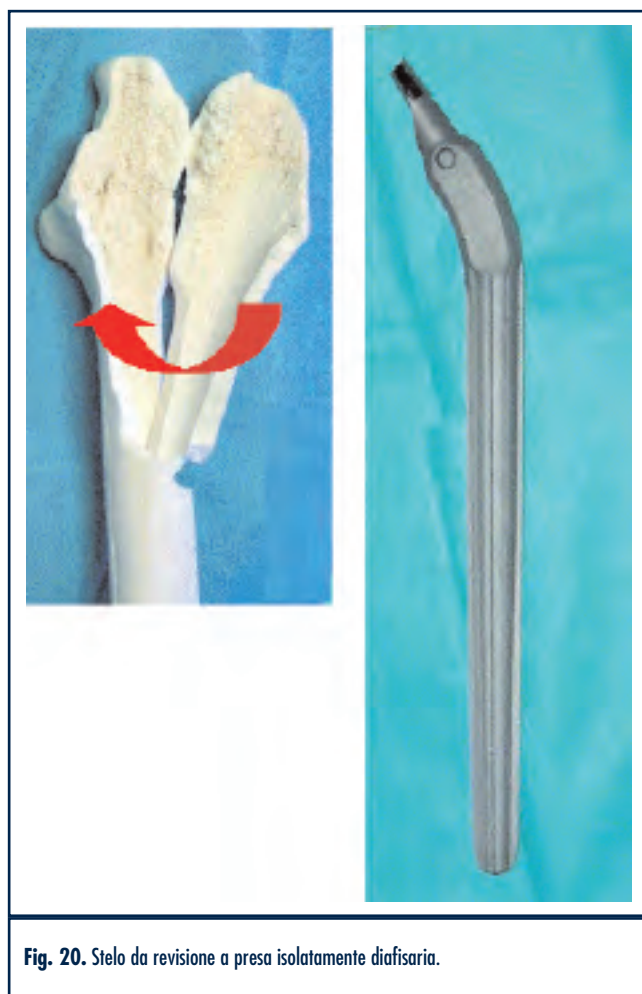


Fig. 20. Stelo da revisione a presa isolatamente diafisaria.

Intraoperatoriamente, la scissura a coperchio indebolisce pesantemente la metafisi prossimale, sacrificata ed inutilizzabile per la fissazione del nuovo impianto, che dev'essere cercata molto più in basso: ciò ha ispirato la progettazione e l'uso pluridecennale degli storici steli a presa esclusivamente diafisaria (Fig. 20).

La diminuzione della resistenza fisica provocata dall'osteotomia avviene in due diversi settori, ciascuno a causa di uno specifico processo:

- a) l'area meta-diafisaria prossimale in base alla fessurazione d'espianto;
- b) l'area terminale della fessura d'espianto per il suo profilo angolare.

In ciascuno di essi sono identificabili come particolarmente deleteri e pericolosi alcuni momenti di forza, di cui si considerano gli effetti fratturativi sul femore in relazione alla sua capacità portante, nella fattispecie dipendente dall'integrità o meno dell'astuccio corticale, ed alla loro

incisività, nella fattispecie collegata alla presenza o meno di focolai critici nella struttura.

Le forze agenti su una struttura tubulare si possono ricondurre a tre fondamentali stati di sollecitazione: longitudinale, trasversale e torsionale.

In base al principio di "azione e reazione" di Newton, ad ognuno di essi la struttura oppone una forza uguale e contraria. Il femore umano, in ordine alle richieste antigravitatorie e locomotorie del bipedismo, si è filo-ontogeneticamente conformato sviluppando correlatamente ad esse un preciso sistema interno di sostegno con linee resistenti deputate a contrastare prevalentemente anche se non unicamente i carichi verticali, funzionalmente preponderanti. Tale ordinamento, configurabile meccanicamente come una fitta palizzata di travate prossimo-distali formate da fasci osteonici, condiziona la capacità di reazione alle forze applicate in base alla direzione in cui si esprimono, modificandone l'effetto; nel suo ambito e per causa della sua assialità, a

parità di valore vettoriale i tre stati di sollecitazione hanno risvolti critici diversi e rispettivamente crescenti ovvero minimi per le forze longitudinali, già maggiori per le trasversali, massimi per le torsionali:

- le *forze longitudinali*, in grande maggioranza di pressione, sono largamente ammortizzate come carichi puntellati in relazione all'organizzazione intrinseca a fibre dell'osso, che vi risponde con un validissimo contrasto a cricco: nonostante che la riduzione di sezione provocata dall'osteotomia ne comprometta nettamente la capacità portante, la sollecitazione longitudinale è la meno rischiosa (Fig. 21);
- le *forze trasversali*, di taglio, producendo flessione, sono scomponibili sulla sezione e rispetto ad un asse neutro che la divide approssimativamente al centro in risultanti longitudinali di compressione e di trazione: le prime, assimilabili alle sollecitazioni in carico già descritte, sono ammortizzate dalla reazione intrinseca sul versante concavo della flessione; le seconde generano, al versante convesso, distacchi termino-terminali, “diastasi infrastrutturali”, in quanto l'organizzazione del materiale è sfavorevole e poco congeniale a sopportare tensioni a strappo, con cricche e spaccature a partenza dal colmo della curvatura; ciò tanto più in presenza di assottigliamenti osteotomici (Fig. 22). Il loro effetto è quindi significativo ma di entità contenuta in relazione alla loro parziale dispersione;
- le *forze torsionali*, decorrendo circonfenzialmente all'interno della struttura tubulare, producono nell'organizzazione a fibre parallele dell'osso distacchi latero-laterali, “scollamenti infrastrutturali”, di ben più frequente e facile evenienza per la peggior risposta al taglio fornita dalla coesione interfibrillare rispetto alla potente reazione ai carichi assiali delle medesime fibre in funzione di piloni (Fig. 23). È quindi lo stato di maggior impegno, in cui anche minime riduzioni di sezione per osteomie di varia dimensione possono avere conseguenze devastanti.

Allo scopo di valutare il grado d'indebolimento provocato in una struttura assimilabile al femore da una scissura artificiale, emblematicamente si considerano quindi i comportamenti e la quantificazione delle forze torsionali in quanto di gran lunga le più dimostrative.



Fig. 21. Ottimale neutralizzazione delle forze longitudinali.

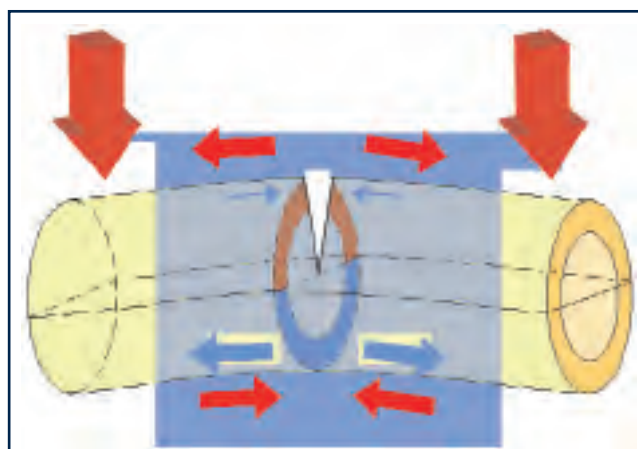


Fig. 22. Rottura all'apice di convessità per forze trasversali.

Fessurazione longitudinale

La caduta di resistenza prodotta su una struttura tubulare da una fessurazione longitudinale è relativa alla trasformazione della struttura stessa da aperta a chiusa, verificandosi a parità di forze applicate un abbassamento della soglia di rottura della seconda rispetto alla prima in modo quantitativamente correlato all'ampiezza della breccia. Nei due casi, comportamenti vettoriali e formule matema-

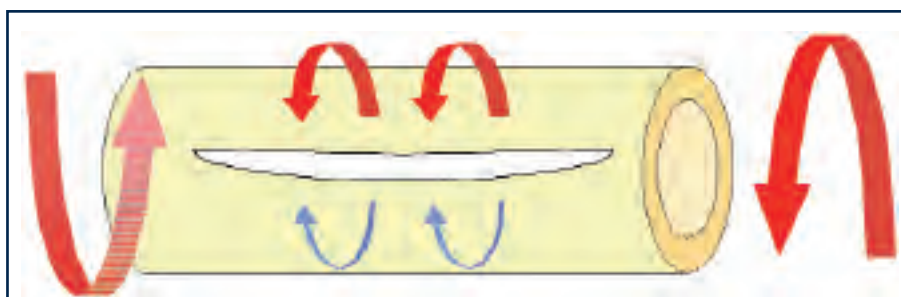


Fig. 23. Rottura longitudinale per forze torsionali.

Tab. 1. Si studiano gli effetti della torsione su una struttura cilindrica in cui è praticata un'apertura longitudinale ed in particolare si analizza la differenza di stato tensionale interno tra la sezione chiusa (1-1) e la sezione aperta (2-2) in un modulo riprodotto la conformazione di un femore medio.

In una sezione chiusa, le forze corrono circonfenzialmente in un'unica direzione (Fig. 1).



La relativa espressione matematica è:

$$T = [2M / \pi (R_e^4 - R_i^4)] \cdot r$$

dove

T è lo sforzo, cioè la forza applicata su unità di superficie,

M è il momento torsionale

R_e è il raggio esterno

R_i è il raggio interno, dalla cui differenza si ricava lo spessore S della parete

r è la distanza dal centro della sezione.

Si osserva che all'aumentare di r aumenta lo sforzo T fino al valore T_{max} in corrispondenza del raggio esterno (quando $r = R_e$).

La formula diventa allora:

$$T_{max} = [2M / \pi (R_e^4 - R_i^4)] \cdot R_e$$

T_{max} è quindi lo sforzo che si genera sulla superficie del cilindro per effetto della torsione applicata.

Il valore dello sforzo massimo nel caso specifico si ottiene imponendo esemplificatamente:

$$R_e = 1,5 \text{ cm}$$

$$S = 0,4 \text{ cm}$$

$$R_i = R_e - S = 1,1 \text{ cm}$$

$$\text{Per cui, } T_{max} = [2M / \pi (R_e^4 - R_i^4)] \cdot R_e = [2M / \pi (1,5^4 - 1,1^4)] \cdot 1,5 = 0,26 \text{ M}$$

Tale valore è inversamente proporzionale alla resistenza offerta alla rottura.

In una sezione aperta le forze corrono circonfenzialmente, ma alle rime di sezione si riflettono con una percorrenza bidirezionale (Fig. 2).



In questo caso l'espressione matematica diventa:

$$T_{\max} = 3M / (s^2 \cdot \text{perimetro})$$

dove

R = raggio medio = 1,3 cm

a = apertura fissa

e il perimetro dipende dall'ampiezza della fessura.

Pertanto, T_{\max} risulta molto superiore che nel caso precedente.

Si considerano in questo senso tre ipotesi di apertura longitudinale (Fig. 3):



Caso A: fessura lineare, di larghezza minima

$$\text{Perimetro} = 2\pi \cdot r \rightarrow T_{\max} = 3M / s^2 \cdot 2\pi \cdot r = 3M / 0,4^2 \cdot 2\pi \cdot 1,3 = 2,29 M$$

La resistenza è 8,8 volte inferiore rispetto alla struttura chiusa.

Caso B: fessura a trincea, di larghezza utile (1,5 cm = 15% della circonferenza femorale media)

$$\text{Perimetro} = 2\pi \cdot (r-a) \rightarrow T_{\max} = 3M / s^2 \cdot 2\pi \cdot (r-a) = 3M / 0,4^2 \cdot 2\pi \cdot (1,3-1,5) = 2,81 M$$

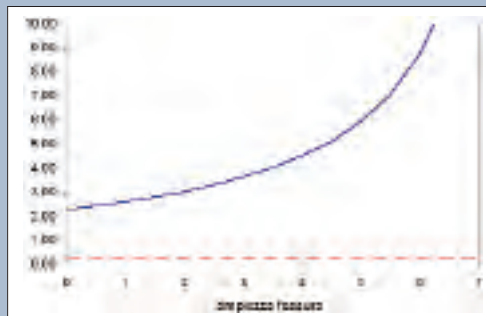
La resistenza è 10,8 volte inferiore rispetto alla struttura chiusa.

Caso C: fessura a libro (open book = 50% della circonferenza femorale)

$$\text{Perimetro} = (2\pi \cdot r) / 2 = \pi \cdot r \rightarrow T_{\max} = 3M / s^2 \cdot \pi \cdot r = 3M / 0,4^2 \cdot 2\pi \cdot 1,3 = 4,59 M$$

La resistenza è 17,7 volte inferiore rispetto alla struttura chiusa.

L'andamento di tali fenomeni è rappresentabile con la relativa curva (Fig. 4):



tiche cambiano sostanzialmente (Tab. I).

In pratica, la semplice incisione per il lungo del femore ne diminuisce di circa 9 volte la resistenza; uno scoperchiamento a libro aperto la riduce di circa 18 volte. Tali valori sono poi compensati dalla successiva sintesi ossea, ma solo parzialmente ed in misura dipendente dalla validità della sintesi stessa: meccanicamente, nell'*open book* la ricostruzione del femore realizzabile attraverso la ricongiunzione delle due valve, solo con cerchiaggi o suture corticali, è necessariamente precaria, in ordine alla sfuggenza intrinseca delle rime osteotomiche; prive di punti d'incastro che forniscono qualche misura di autosostegno, al contrario appena giustapposte, danno adito a possibili slittamenti e scomposizioni. La riunificazione interossea avviene quindi con caratteristiche di stabilità intrinseca ben lontane da quelle necessarie a trattenere e rinserrare il nuovo stelo; al contrario è bisognevole della sua tutela in funzione di stanga portante per conservare l'assetto di riduzione.

Profilatura tronca dell'estremo di fessura

Su una struttura tubulare, il momento torsionale agisce perpendicolarmente all'asse longitudinale e tangenzialmente alla parete, esprimendo in questa direzione tutta la potenza. In conformazione chiusa, la sua azione viene ammortizzata dalla reazione del materiale; in conformazione aperta, potrà produrre rotture in relazione alla mancata reazione nel vuoto di fessura.

All'estremità tronca della feritoia si determina così una brusca variazione del regime di forze, con massima efficacia ed effetto rotatorio per tutta la sezione aperta e massima resistenza, cioè contrasto alla rotazione, all'inizio della sezione chiusa: in corrispondenza della discontinuità si determina una coppia di scorrimento tendente a tranciare il tubo (Fig. 24).

Il profilo a spigoli retti conforma quindi la trincea così da agire nel femore come focolaio di sforzo predisponente la spaccatura: ciò richiede in compenso l'introduzione di uno stelo molto prolungato, il cui apice oltrepassi abbondantemente il settore critico, armando ma anche invadendo il canale midollare (Fig. 25).

Oltre al crollo della capacità meccanica nel femore superiore, la difficoltà di una sintesi a compressione che compatti le valve a ridosso dello stelo in modo realmente efficace lascia alla sua superficie ampie diastasi controproducenti l'osteointegrazione. Questa osteotomia realizza quindi una presa marcatamente polarizzata alla diafisi,

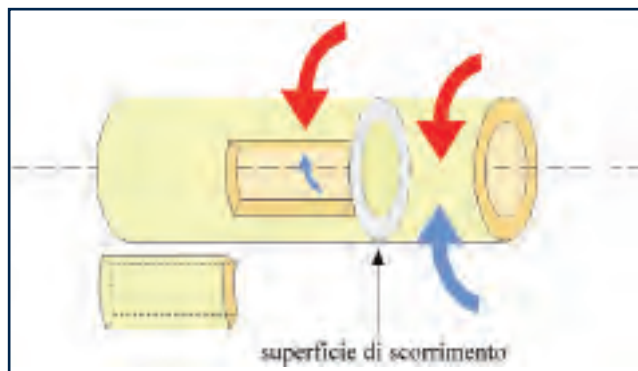


Fig. 24. Tendenziale rottura torsionale agli estremi di fessura.



Fig. 25. Necessità di prolungata presa distale dopo fenestrazione prossimale tronca.

come in realtà nell'intendimento dell'Autore e giustificata a suo tempo da mancanza di alternative; ma la rinuncia ad una presa metafisaria per una fissazione prevalentemente od esclusivamente diafisaria è uno spreco nella

misura in cui la metafisi anatomico-biologicamente esista e sia fisicamente reclutabile per la tenuta del reimpianto.

ACCESSI DIAFISARI

La necessità di accedere a materiale endocanalare nel tratto intermedio del femore suggerisce aperture mirate in quel settore, contraddistinte dall'importante prerogativa di rispettare chirurgicamente gli estremi trocanterico e condilico; consistono in fenestrature diafisarie "a minima" e nell'osteotomia femorale a losanga, di seguito per la prima volta descritta.

– Qualora alla diafisi sia sufficiente un'apertura circoscritta vi si possono incidere tasselli o fenestrature di ampiezza ridotta sul versante anteriore, laterale od anterolaterale, ad altezza opportuna: per primi Nelson e Weber nel 1981 descrissero una tecnica di fenestratura femorale per la rimozione di alcune parti del cemento con visualizzazione diretta; Sheperd e Turnbull riportarono nel 1989 una serie di casi con piccole trincee corticali (1 x 2 cm), focalizzate al tratto terminale di colate cementizie per smantellarle miratamente; allo stesso scopo Klein e Rubash presentarono nel 1991 una variante di fessura di 2 x 5 cm.

Univocamente, tali aperture vengono tutte delineate con sagomatura quadrangolare, essendo i quattro angoli identificati e marcati tramite perforatore. Con queste caratteristiche di dimensione e forma hanno indicazione molto selettiva, servendo all'asportazione di tappi di cemento profondamente indovati od alla scoperta di parti limitate di uno stelo in iperpressione corticale per ridurre nel settore irritativo (effetto punta). La tecnica descritta da Moreland nel 1986 di punzonare in risalita attraverso una piccola breccia del genere spezzoni di stelo residui nel canale ha successo solo se sono mobili: anche un modesto grado di osteointegrazione resiste agli aleatori trascinamenti così praticabili (Fig. 26). Per quanto aperture "a minima", comportano comunque una rilevante modifica critica della struttura femorale per il brusco passaggio da configurazione piena ad interrotta della sezione, con una peri-

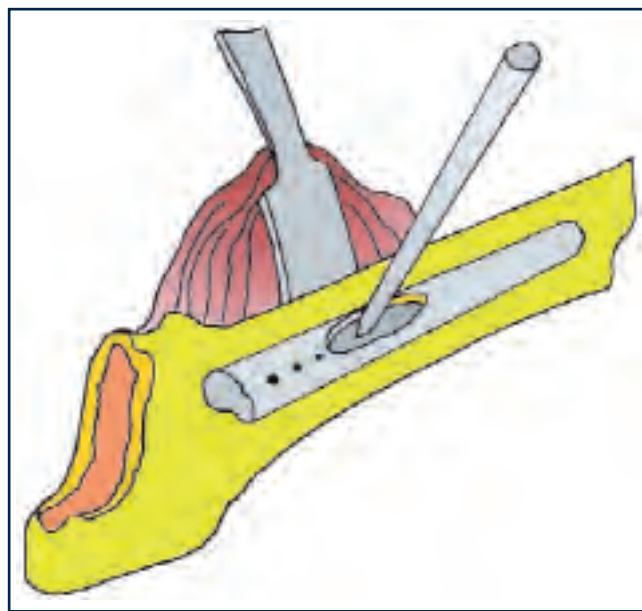


Fig. 26. Punzonatura retrograda (Moreland).

colosa concentrazione delle forze di taglio nei punti di transizione: ne deriva la predisposizione a fratture iatrogene.

– L'osteotomia transfemorale a losanga consiste in una fenestratura longitudinale sulla faccia laterale del femore,

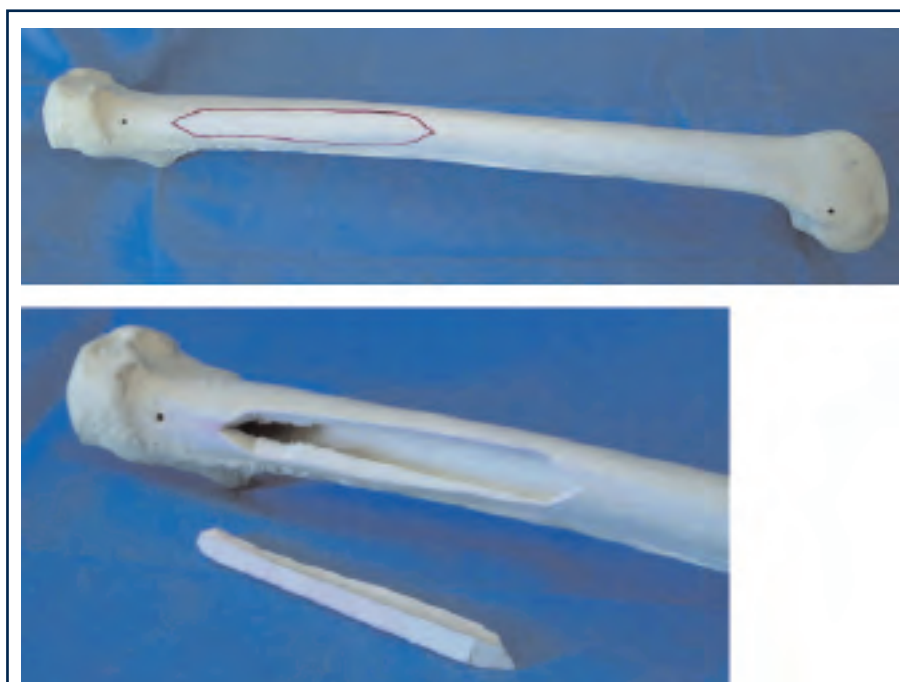


Fig. 27. Osteotomia transfemorale a losanga.

anteriormente all'inserzione del grande gluteo che viene risparmiata, di larghezza variabile dal 20% al 40% della circonferenza ossea in base alle necessità di esposizione trasversale, con inizio a 7-8 cm dal gran trocantere così da rispettare rigorosamente l'integrità anulare della metafisi, prolungata distalmente al bisogno in base alle necessità d'esposizione, sagomata nei due estremi ad angolo acuto secondo un profilo complessivo a losanga, di sezione tronco-conica (Fig. 27).

Dell'“open book” raccoglie i vantaggi ed evita gli inconvenienti.

– Ai fini dell'espanto, risulta altrettanto versatile consentendo un'ampia visione del letto canale poichè, oltre che scoprirlo direttamente nel tratto diafisario, raggiunge prossimalmente il segmento esplorabile dall'alto a corticale integra, con un'associazione di accessi che domina l'intera interfaccia di ogni tipo di stelo.

– Ai fini del reimpianto, ha varie positività:

- 1) la sua partenza sottotrocanterica salvaguarda integralmente il massiccio prossimale preservandone tutta la capacità biologica e meccanica (Fig. 28 a, b);
- 2) la forma ad angolo acuto degli estremi, secondo un meccanismo di resistenza a ponte che disperde abbondantemente le componenti dannose delle forze trasversali e torcenti, riduce al massimo l'indebolimento iatrogeno in obbligo per il settore diafisario (Fig. 29).

Per la sua importanza biomeccanica l'apice a losanga dell'osteotomia merita qualche precisazione.

Il momento torsionale, in azione perpendicolarmente all'asse longitudinale del femore e produttore, nel caso di una sezione tronca all'estremo di fessura, un pericoloso effetto fratturativo a quel livello, viene scomposto in meno deleterie risultanti laddove il profilo terminale decorra in sfuggenza: viene quindi parzialmente ammortizzato (Tab. II).

Inoltre, laddove una sezione tronca determina una superficie di scorrimento spiccatamente sensibile allo sforzo torcente ed in misura proporzionale alla sua ampiezza, la sezione in sfuggenza vi si oppone molto più validamente poichè lo sforzo torcente riesce ad esprimere effetto di scorrimento solo al suo apice e molto limitatamente, in quanto l'indebolimento strutturale è puntiforme (Fig. 30): in pratica, un tassello prolungato a losanga offre reazione omogeneamente, con minima discontinuità.

Se tali considerazioni spingono a snellire la feritoia è evidente come biologicamente ciò comporti un'invasività, relativamente a scollamenti e resezioni di tratti osteo-periostali aggiuntivi, nonché obbligando in fine a

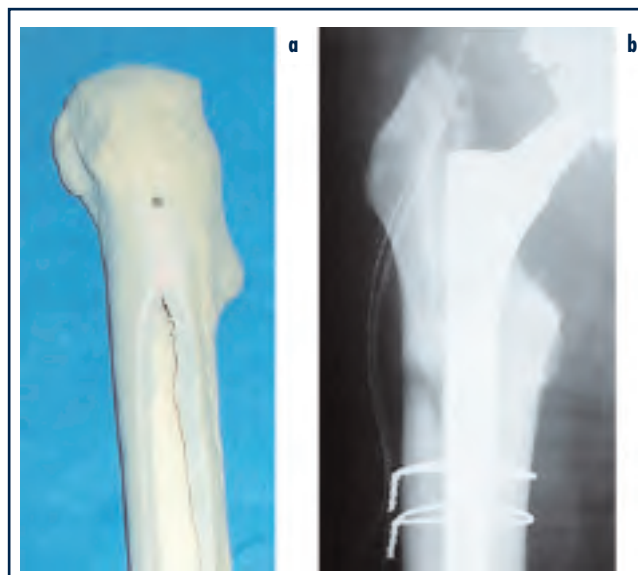
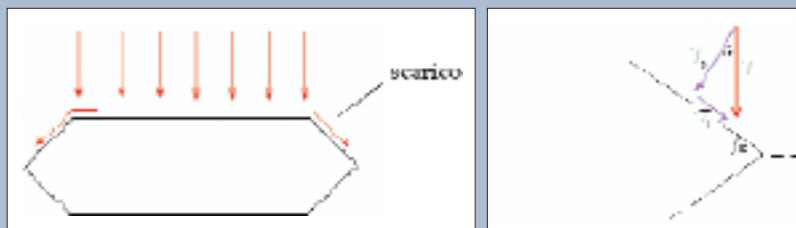


Fig. 28 a, b. Rispetto della metafisi.



Fig. 29. Favorevole profilo a losanga.

Tab. II. Essendo T lo sforzo agente sul cilindro, al tratto obliquo della sezione distale si produce una sua scomposizione con una risultante T_p perpendicolare alla rima ed un'altra T_1 lungo di essa: T_p viene contrastata dalla reazione del tassello di riempimento, mentre T_1 ha un effetto fratturativo in quanto concorre a determinare il fenomeno di scorrimento. Il valore della componente fratturativa diminuisce all'aumentare dell'angolo di incidenza e la risultante d'effetto, comunque minore della forza iniziale, è tanto meno efficace quanto minore sia l'angolo finale: in pratica lo sforzo incide totalmente solo su una superficie ortogonale, laddove, qualora questa si inclini si scarica in direzioni diverse (Figg. 1 e 2).

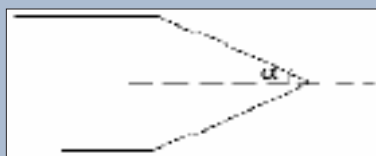


Le equazioni che rappresentano il fenomeno sono quelle elementari della trigonometria:

$$\tau_p = \tau \cdot \cos \alpha$$

$$\tau_1 = \tau \cdot \sin \alpha$$

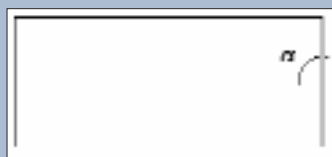
Nel caso ad esempio di apertura con angolo acuto ($\alpha = 10^\circ$) si ottiene (Fig. 3):



$$\tau_p = \tau \cdot \cos (10^\circ) = 0,98 \cdot \tau$$

$$\tau_1 = \tau \cdot \sin (10^\circ) = 0,17 \cdot \tau$$

Nel caso, invece, di apertura rettangolare ($\alpha = 90^\circ$) (Fig. 4):



$$\tau_p = \tau \cdot \cos (90^\circ) = 0$$

$$\tau_1 = \tau \cdot \sin (90^\circ) = 1 \cdot \tau$$

steli più lunghi per sopravanzare e rinforzare il livello critico.

Buon compromesso sembra un angolo apicale di circa 30° , tale da prolungare di appena 25 mm una fessura larga 15 mm, offrendo però già con questo un utile smaltimento delle forze: in tal caso infatti la componente fratturativa della forza torcente assume un valore di solo il 50% di quando agisce totalmente come su un'estremità tronca.

La maggior tenuta del punto di transito, se da un lato diminuisce il rischio di rotture, dall'altro pretende una stabilizzazione endomidollare esigua, permettendo nel reimpian-to l'inserimento di steli relativamente corti, che oltrepassino appena la rima osteotomica distale (Fig. 31).

3. La forma tronco-conica delle sezioni consente in fase di successiva ricostruzione un accostamento ed una coartazione del coperchio osseo a ridosso della sua

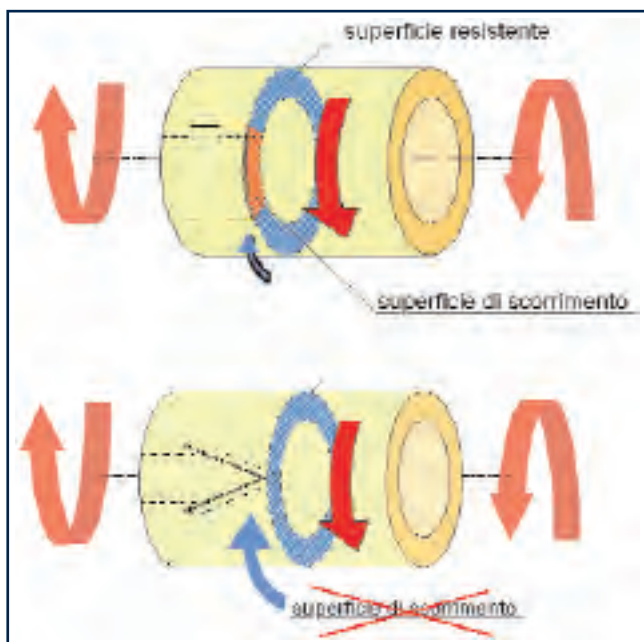


Fig. 30. Riduzione della deleteria coppia fratturativa all'apice di fessura.



Fig. 31. Solidità della ricomposizione diafisaria.

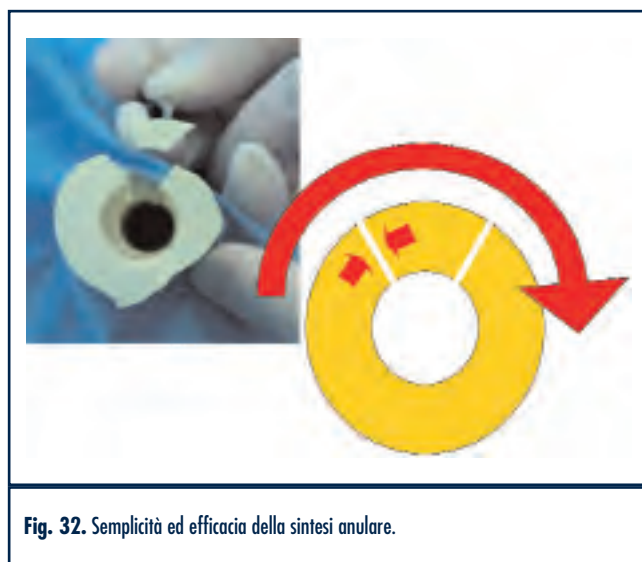


Fig. 32. Semplicità ed efficacia della sintesi anulare.

culla secondo il meccanismo della coppia conica: ne deriva la possibilità di una validissima quanto semplice sintesi a compressione tramite pochi cerchi metallici; in questo modo, le due valve si riuniscono in una stretta ganascia anulare, dove sono fortemente impattate ed inamovibili (Fig. 32).

È una soluzione con notevoli vantaggi meccanici, biologici, biomeccanici.

- Meccanicamente, in base ai principi fisici del carico di punta tale stabilizzazione produce un riassetto molto resistente, in quanto con una reazione a puntello all'azione torsionale ne neutralizza l'effetto scomponente: in pratica, l'assemblaggio ad incastro conico ricostituisce con la pressione dei cerchi una struttura a sezione chiusa, un complesso solidale pressoché equivalente al femore integro.
- Biologicamente, in base ai principi della sintesi rigida il contatto stretto e l'immobilizzazione fra i due blocchi ossei, uno dei quali è un vero e proprio autoinnesto corticale devitalizzato, favorisce la sua riabilitazione vascolare: ciò riduce il rischio di necrosi ed infezione.
- Biomeccanicamente, per gli stessi principi, vicinanza e rigidità interframmentaria inducono consolidazione diretta: ciò diminuisce il rischio di pseudoartrosi.

Il sistema si comporta inoltre elasticamente, adattandosi, nella conclusiva infissione dello stelo, alla sua conformazione con una redistribuzione spontanea delle forze d'interfaccia che le ottimizza: si favorisce così l'osteogenesi di superficie (Fig. 33).

In sintesi, le prerogative di tale osteotomia sono:

- ampia versatilità d'accesso al letto d'espanto;
- assoluto rispetto della metafisi;

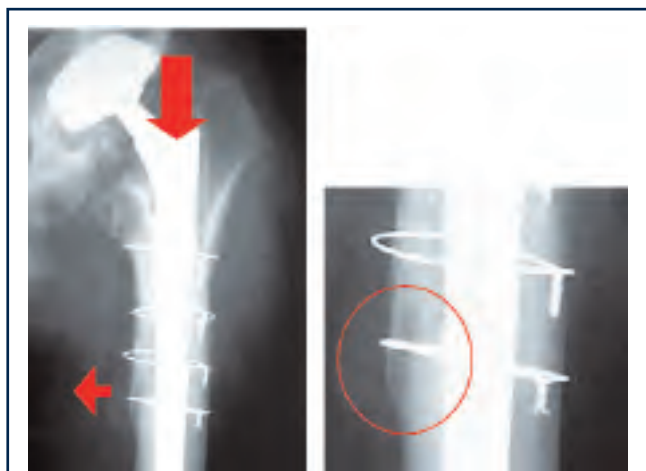


Fig. 33. Auto-assestamento elastico dell'impianto.

- minimo indebolimento meccanico della diafisi;
- semplificazione e maggior validità della sintesi ricostruttiva finale.

A parità di indicazioni, sembra quindi una buona evoluzione di tecniche consimili, grazie ad un'invasività inferiore e migliore efficacia.

Dal punto di vista esecutivo, sono importanti lo studio pre-operatorio e alcune regole di tecnica chirurgica.

Pianificazione pre-operatoria

Nella programmazione preoperatoria, oltre alla consueta valutazione sulla geometria articolare ed il tipo d'espianato con cui scegliere componenti protesiche sostitutive adatte a compensare i frequenti problemi osteointegrativi ripristinando nel contempo, laddove possibile, il centro di rotazione, si effettuano misurazioni indicative per le proporzioni della losanga: considerando esigenze d'ordine fisico e biologico, va disegnata nelle dimensioni precisamente necessarie e sufficienti alla rimozione dello stelo *in situ*.

Si considerano per questo tre parametri:

- il livello di profondità del materiale lungo il canale;
- il tipo di fissazione, cementata o meno;
- la qualità residua della fissazione, con mobilizzazione o meno.

Questi dati si ricavano da ordinarie indagini anamnestiche, radiografiche e scintigrafiche.

In linea di massima gli steli mobili o cementati permettono losanghe relativamente contenute, di lunghezza appena oltrepassante il livello dei depositi endofemorali e lar-

ghezza non superiore al 20% della circonferenza diafisaria, poiché è allora sufficiente un pertugio ristretto per il passaggio di attrezzi sottili e per l'estrazione di detriti sminuzzati.

Steli stabili, specie se integrati, richiedono scopercchiature più abbondanti, con l'apice di losanga spinti vari centimetri oltre il loro termine e larghezza anche del 30-40% della circonferenza diafisaria in previsione di dovervi esercitare attorno ed al di sotto indaginosi scollamenti, demolizioni, percussioni retrograde ecc.

Fase chirurgica

Attuato l'approccio prossimale all'anca con una delle tradizionali vie chirurgiche se ne prolunga longitudinalmente l'incisione sulla faccia laterale della coscia per quanto serve all'esposizione programmata.

Si esegue prossimalmente la completa asportazione dei tessuti e del materiale aggredibile dall'imbocco cervicale, curando in queste manovre, che si possono approfondire di vari centimetri, il risparmio e l'integrità dell'astuccio corticale residuo (Fig. 34a).

Per l'accesso diafisario, incisa la fascia e anteriorizzato il vasto laterale su tutta la lunghezza della ferita, si scheletrizza la parete laterale del femore, rispettando posteriormente le robuste inserzioni del grande gluteo e progressivamente caricando i tegumenti su una serie di divaricatori a leva. (Fig. 34b).

Si segnano i contorni dell'osteotomia.

Il taglio inizia prossimalmente in base al livello di curettatura raggiunto dall'alto, rimanendovi 2-3 cm inferiormente: tale breve ma prezioso segmento di continuità e di aggiuntivo risparmio metafisario non ostacola il collegamento endocanalare fra i due tratti da esplorare.

Distalmente giunge al tratto pianificato in precedenza: può coincidere con il livello terminale del materiale interno, se di facile asportazione, o sopravanzarlo di alcuni centimetri, da 1 a 3, se si prevedono manovre complesse di enucleazione. Il punto può essere calcolato con righello centimetrato da un repere anatomico ben identificabile, quale l'apice gran trocanterico, o con riscontro radioscopico intraoperatorio.

Posteriormente, rimane al davanti del ventaglio inserzionale del grande gluteo, seguendo la linea aspra in parallelo al profilo femorale.

Anteriormente, segue a binario la linea posteriore, con un interasse calcolato in base al materiale da estrarre: le colate di cemento, mobili o stabili, consentono larghezze di finestra modeste, di 1,2-1,8 cm, attraverso cui le si può

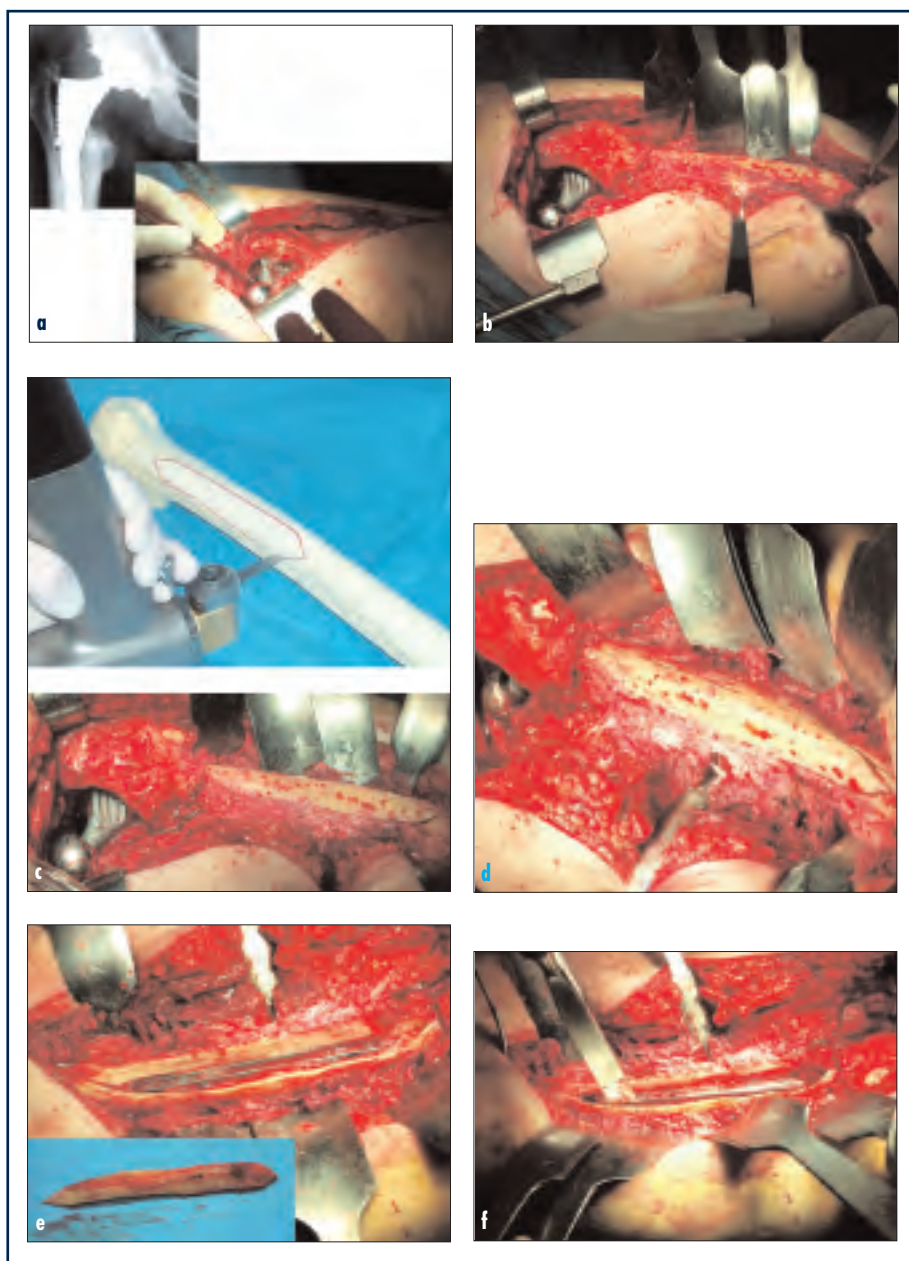
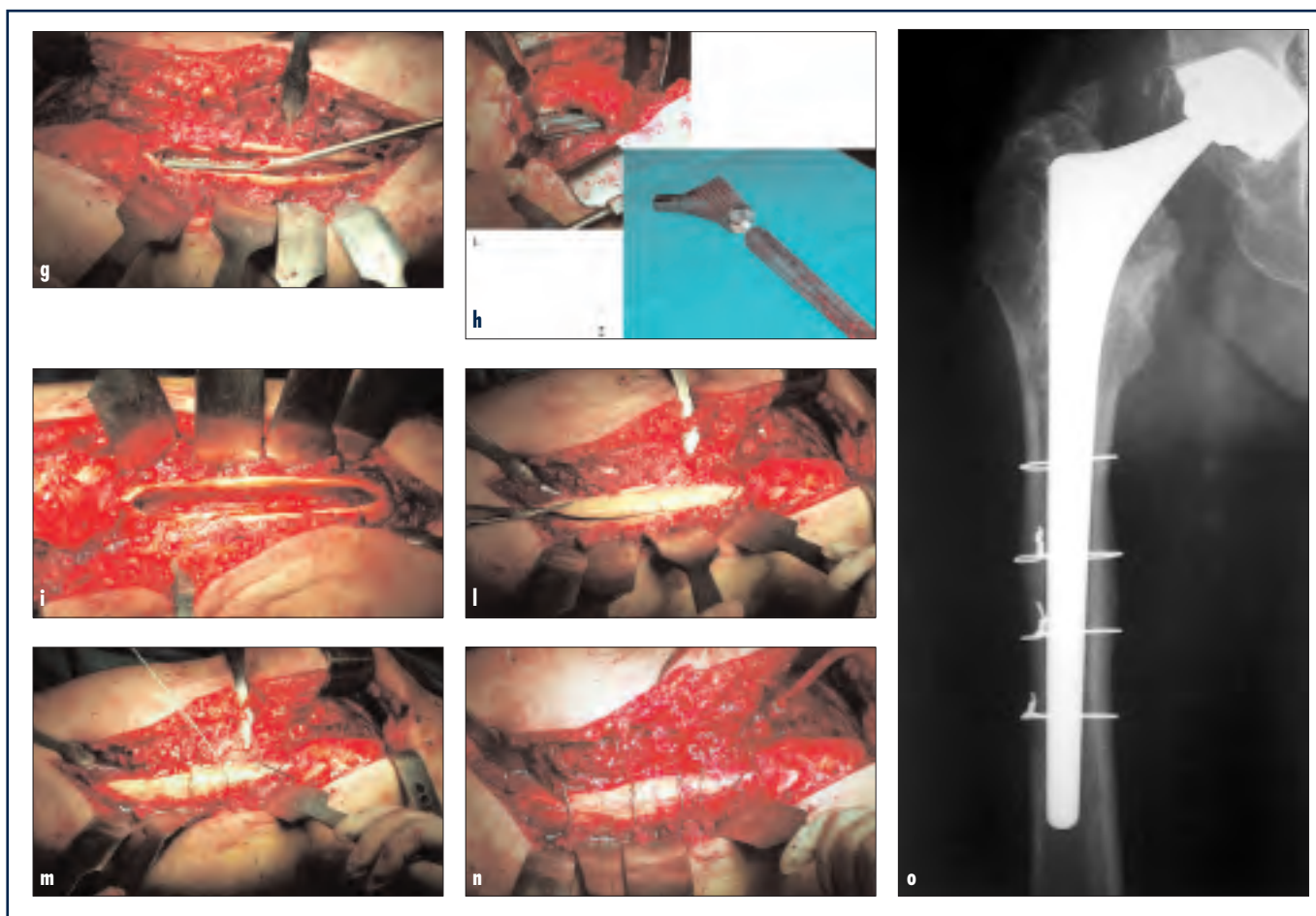


Fig. 34 a-o. Tecnica chirurgica.

frantumare ed asportare a pezzi con strumenti sottili; gli steli integrati richiedono aperture più dilatate, di 1,8-2,5 cm, con cui esporli per una buona metà della loro grossezza ed indebolire la presa ossificativa di contorno. L'osteotomia viene eseguita con sega oscillante, inclinando la lama in modo da realizzare un tassello di sezione conica, largo alla corticale esterna, più ristretto all'endostio (Figg. 34c e 34d); la presenza di materiale integrato può ostacolarla con incompletezze e ponti residui facilmente incrinabili a scalpello; facendo leva nella rima con osteotomi sottili, si stacca e si ribalta la losanga corticale

dosandone cautamente il sollevamento onde evitarne fratture, specialmente se osteodistrofica: ciò non è infrequente; talora, in contiguità con il trocantere è pergamenacea (Fig. 34e). Visualizzato così ampiamente l'impianto nella sua porzione laterale ed all'apice, si procede con strumentario adeguato alla sua asportazione. I gusci ed i tappi di cemento si frantumano con scalpelli e frese di varia misura, rimuovendone i frammenti grossolani con pinze ed i detriti più fini con lavaggio aspirato. Gli steli ben integrati richiedono la laboriosa dissecazione



dell'interfaccia di saldatura su tutta la superficie accessibile attraverso osteotomi che, incuneandosi nella rima presumibile e sfruttando l'elasticità ossea, flettano la corticale e la discostino dallo stelo: tali forzature vanno attentamente dosate a scampo di scheggiature o frantumazioni della parete, di solito fortunatamente marginali (Fig. 34f). Per quanto in questo modo s'indebolisca la complessiva presa osteointegrativa, residuano in parti non visualizzabili ampie connessioni: lo stelo può allora fuoriuscire solo a strappo, martellandolo dall'apice con battitori a baionetta o applicando sul cono cefalico l'estrattore a ganascia (Fig. 34g): anche con tali manovre è alto il rischio di fratture, in questo caso però grossolane, talvolta devastanti, con lunghi decorsi obliqui o pluriframmentari.

Rimosso l'impianto, si pulisce e cruenta accuratamente il letto canalare, raschiando lembi di pseudomembrana, inclusioni di cemento, frustoli necrotici, pulviscolo metallosico ecc. (Figg. 34h e 34i).

Si accosta la losanga alla sede di prelievo, ricercandone il combaciamento con il favore, in questo, della conicità di

sezione e la si sintetizza mediante cerchiaggi multipli appositamente dislocati nella lunghezza (Fig. 34l): la modesta diastasi lasciata dal taglio di lama viene compensata dall'incastro conico ma anche dalla deformabilità elastica dell'astuccio femorale che, stretto in più punti, si racchiude contro il tassello (Fig. 34m). Si ottiene così una fissazione rigida a stretto contatto interosseo, solida e sicura premessa per una rapida consolidazione di prima intenzione (Figg. 34n e 34o).

MATERIALI E METODI

Dal 1995 al 2005 sono stati effettuati presso questo centro 273 revisioni protesiche d'anca; di queste, 110 hanno incluso l'utilizzo dell'osteotomia femorale a losanga.

Se ne è valutata l'efficacia in base a 4 parametri, tutti di tipo obiettivo anatomico-morfologico, nella fattispecie ben esprimanti le prerogative meccaniche e biologiche della tecnica:

Tab. III. Caratteristiche di validità dell'osteotomia a losanga.

Tempo medio di consolidazione della losanga	Pseudoartrosi sulla losanga	Necrosi della losanga	Osteointegrazione del reimpianto	Fratture iatrogene sulla losanga
85 giorni	0%	0%	abbondante 68,5% buona 28% insufficiente 3,5%	2,8%

- a) qualità osteoriparativa dell'autoinnesto, indicata dal tempo medio di consolidazione e dalla percentuale di pseudoartrosi a livello osteotomico;
- b) capacità di riabilitazione vascolare dell'autoinnesto, indicata dalla percentuale di necrosi della losanga;
- c) qualità dell'osteointegrazione del reimpianto, indicata dai segni di produttività osteogenica lungo il nuovo stelo, dal tempo della loro formazione e dalla percentuale di mobilizzazione dei reimpianti;
- d) grado di indebolimento meccanico del femore a causa della fenestrazione, indicato dalla percentuale di fratture iatrogene intraoperatorie o successive a livello osteotomico.

RISULTATI

La guarigione dell'osteotomia, verificata attraverso la scomparsa radiografica della rima di sezione, si è rivelata inaspettatamente precoce, con tempi medi di circa 80-90 giorni; in nessun caso c'è stata pseudoartrosi. In modo emblematico, si riferisce di un caso ove, per frattura periprotetica traumatica a 2 anni dal reimpianto, si esplorò in fase di sintesi la pregressa sede di losanga, riscontrando visivamente la scomparsa di ogni traccia di discontinuità; erano al contrario ben presenti segni di ossificazione diretta senza irregolarità corticali.

- a) La riabilitazione vascolare dell'autoinnesto, valutata con la ricerca di segni radiografici litici o sclerotici nel suo ambito, si è verificata bene in tutti i casi, senza mai la comparsa di aspetti distrofici correlati.
- b) L'osteointegrazione del reimpianto, valutata attraverso la comparsa radiografica nel lume canale di ponti periprotetici di compatta sostitutivi di precedenti discontinuità, si è manifestata come abbondante, cioè maggiore del 30% circa dell'interfaccia, in 75 casi (68,5%); buona, cioè compresa fra il 20% e il 30% circa dell'interfaccia, in 31 casi (28%); insufficiente, cioè inferiore al 20% circa dell'interfaccia, in 4 casi (3,5%), con mobilizzazione. I quat-

tro insuccessi osteointegrativi si sono univocamente manifestati in femori fortemente osteoporotici e sono state imputate ad ulteriori riassorbimenti endostali di varia entità e su aree più o meno vaste.

- c) La compromissione della capacità meccanica del femore da parte della sottrazione osteotomica, valutabile tramite l'osservazione di fratture secondarie, si è rivelata molto contenuta; si sono infatti verificate:
 - 5 fratture marginali della corticale diafisaria imputabili ad effetti leva degli scalpelli nello scollamento del vecchio impianto;
 - 3 fratture complete longitudinali o trasverse alla metafisi prossimale diramantesi dall'apice della losanga, imputabili allo strappamento per forzatura retrograda di steli integrati;
 - 5 distacchi trocanterici, imputabili allo stesso meccanismo;
 - 2 fratture spiroidi ed una frammentaria diramantesi dal tratto intermedio della fenestrazione, tutte in osteoporosi e tutte per manovre intraoperatorie torsionali.

Non si sono mai verificate fratture a distanza.

In pratica le rotture direttamente imputabili all'apertura a losanga sono le tre torsionali, percentualmente di rilievo molto scarso (2,8%) (Tab. III).

In termini funzionali, l'Harris Hip Score è passato da un valore preoperatorio medio di 36 ad uno postoperatorio di 88, con minimi di 42 e 45 nelle mobilizzazioni e massimo di 98: considerando che questi computi riguardano una categoria di revisioni particolarmente difficile ed impegnativa, a tal punto "estrema" da richiedere per l'asportazione dello stelo prima la demolizione e poi la ricostruzione del femore, la bontà dei risultati si pone a livelli d'eccellenza.

CONCLUSIONI

In una moderna ottica conservativa che nelle revisioni protesiche femorali si ponga l'obiettivo di rispettare

durante l'espanto la metafisi allo scopo di beneficiarne per l'osteointegrazione del reimpianto, l'osteotomia a losanga sembra una buona opzione tecnica grazie a peculiari caratteristiche di ridotta invasività e notevole efficacia bio-meccanica.

A fronte di un impegno chirurgico senz'altro superspecialistico ma con curva di apprendimento relativamente breve, offre risultati di alta qualità ed un tasso di complicazioni limitato.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Bohm P, Bischel O. *Femoral revision with the Wagner SL revision stem*. J Bone Joint Surg 2001;83A:1023-31.
- ² Budassi R, Goretti C, Campagna A, Costa A, De Madis G, Guerra A. *Reimpianti con protesi di Wagner*. Ort Traum Sertot 2003;45:19-26.
- ³ Chapchal GJ, Sloof TJH, Nollen AD. *Results of total hip replacement: a critical follow-up study*. Clin Orthop 1973;95:111.
- ⁴ Craig EV, Buly RL, Nestor BJ. *Revision of total hip arthroplasty*. Clin Orthop 1997;1:562-85.
- ⁵ Dall D. *Exposure of the hip by anterior osteotomy of the greater trochanter. A modified anterolateral approach*. J Bone Joint Surg 1986;68b:382-6.
- ⁶ Dennis DA, Dingman CA, Meglan DA, O'Leary JFM, Mallory TH, Berme N. *Femoral cement removal in revision total hip arthroplasty: A biomechanical analysis*. Clin Orthop 1997;220:142.
- ⁷ Doile J, Proctor P, Bessel T, Moloney MA. *The mechanical effects of femoral shaft perforation at total hip replacement*. Int Orthop 1989;13:65.
- ⁸ Edgerton BC, An KN, Morrey, BF. *Torsional strength reduction due to cortical defects in bone*. J Orthop Res 1990;8:851.
- ⁹ Glassman AH, Engh CA, Bobyn JD. *A technique of extensile exposure for total hip arthroplasty*. J Arthroplasty 1987;2:11.
- ¹⁰ Glassman AH, Engh CA, Bobyn JD. *A technique of extensile exposure for total hip arthroplasty*. J Arthroplasty 1987;2:11-21.
- ¹¹ Harris WH. *Preliminary report of Harris total hip replacement*. Clin Orthop 1973;95:168.
- ¹² Harris WH. *A new power tool for removal of methylmethacrylate from the femur*. Clin Orthop 1978;132:53.
- ¹³ Harris WH. *Revision surgery for failed, nonseptic total hip arthroplasty: the femoral side*. Clin Orthop 1982;170:8.
- ¹⁴ Klein AH, Rubash HE. *Femoral windows in revision total hip arthroplasty*. Clin Orthop 1993;291:164-70.
- ¹⁵ Mallory TH. *Preparation of the proximal femur in cementless total hip revision*. Clin Orthop 1988;235:47.
- ¹⁶ Merle d'Aubigné R. *Cotation chiffrée de la fonction de la hanche*. Rev Chir Orthop 1970;56:481-6.
- ¹⁷ McGrory BJ, Bal BS, Harris WH. *Trochanteric osteotomy for total hip arthroplasty: six variations and indications for their use*. J Am Acad Orthop Surg 1996;4:258-67.
- ¹⁸ Pellicci PM, Inglis AE, Salvati EA. *Perforation of the femoral shaft during total hip replacement*. J Bone Joint Surg 1980;62A:234.
- ¹⁹ Younger T, Bradford MS, Magnus RE, Paprosky WG. *Extended proximal femoral osteotomy: a new technique for femoral revision arthroplasty*. J Arthroplasty 1995;10:329-38.
- ²⁰ Younger TI, Bradford MS, Magnus RE, Paprosky WG. *Removal of a well-fixed cementless femoral component with an extended proximal femoral osteotomy*. Contemp Orthop 1995;30:375.
- ²¹ Wagner H. *Revision prosthesis for the hip joint in severe bone loss*. Orthopade 1987;16:295-300.