

Rivista di patologia dell'Apparato Locomotore

Vol. III — Fasc. 1-2 — 1999

Monteleone M., Cannata G., Massoni C., Zareh A.

L'usura nelle artroprotesi totali d'anca.

La patologia da detriti. Mobilizzazione asettica

Wear in total hip arthroplasty. Debris disease.

Aseptic loosening



ARACNE

L'usura nelle artroprotesi totali d'anca. La patologia da detriti. Mobilizzazione asettica

Wear in total hip arthroplasty. Debris disease. Aseptic loosening

MONTELEONE M., CANNATA G., MASSONI C., ZAREH A.

Università degli Studi di Roma "Tor Vergata" - Cattedra di Ortopedia e Traumatologia -

Direttore: Prof. Maurizio Monteleone

Presentato al III Congresso Nazionale della Società Italiana di Ricerche in Ortopedia (I.O.R.S.)

Roma, 24-26 settembre 1998

RIASSUNTO

La mobilizzazione asettica è attualmente la causa più comune di revisione protesica d'anca. Dopo aver esaminato gli aspetti eziopatogenetici, clinici e diagnostici di questa temibile complicanza, ne vengono delineate le prospettive di prevenzione, che consistono da un lato nel ridurre la quantità di detriti da usura, dall'altro nell'impedire ai detriti l'accesso all'interfaccia osso/protesi.

SMMARY

Aseptic loosening is today the most common cause of revision hip arthroplasty. After a brief review of the aetiopatogenetic, clinical and diagnostic aspects of this severe complication, some prevention perspectives are delineated: they consist on one side in reducing the amount of wear debris, on the other side in precluding to debris the access to bone/prosthesis interface.

PAROLE CHIAVE:

Artroprotesi d'anca—Mobilizzazione asettica—Usura—Detriti.

KEY WORDS:

Total hip arthroplasty—Aseptic loosening—Wear—Debris.

La mobilizzazione asettica viene definita come la perdita di stabilità o il non raggiungimento della stabilità secondaria di una protesi primariamente stabile, per cause non settiche. Attualmente è stimato che questa complicazione raggiunga l'80% delle cause di revisione protesica (Tarrantino et al., 1994). Un tempo era imputata al cemento acrilico, tanto da meritarsi l'appellativo di "malattia da cemento"; in seguito tuttavia si è rilevato che essa colpisce sia le protesi cementate che quelle non cementate.

Le indagini eziopatogenetiche hanno mostrato una stretta correlazione tra fattori meccanici e fattori biologici secondo un circolo vizioso in cui è problematico definire chiari rapporti di causa-effetto (Gatto et al., 1994). I fattori meccanici riguardano i biomateriali, il disegno ed il dimensionamento della protesi, la modularità, i difetti di posizionamento, una cementazione inadeguata, la qualità meccanica dell'osso, l'attrito tra le parti in movimento, un eccesso di sollecitazione, alterazioni musco-



Fig.1 - Reazione da cemento a spiccata componente fibroblastica.

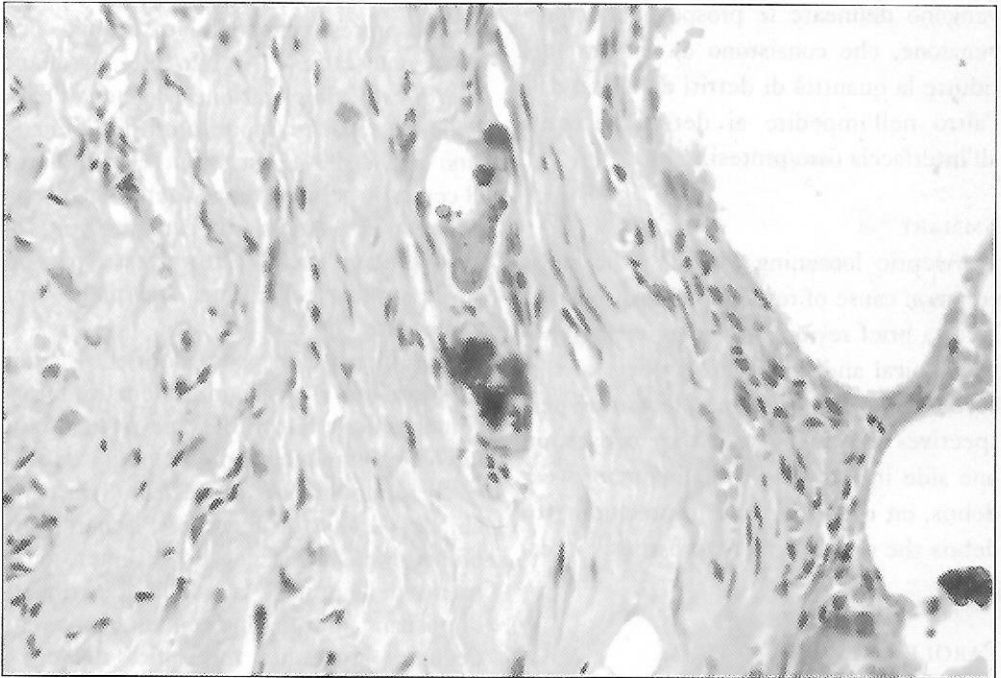


Fig.2 - Reazione di tipo granulomatoso a detriti metallici.



Fig.3 - Mobilizzazione asettica di artroprotesi d'anca cementata, con basculamento ed affondamento dello stelo associati a marcata osteolisi periprotetica.

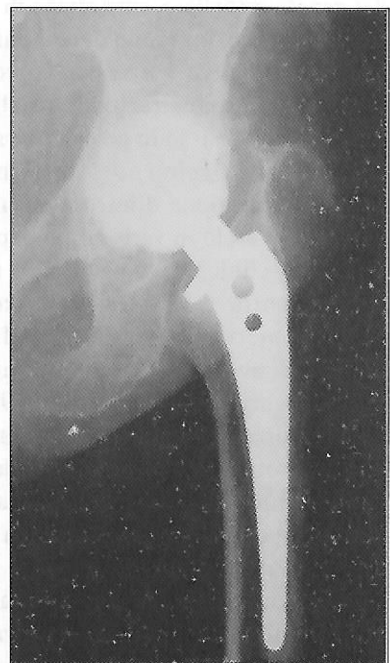
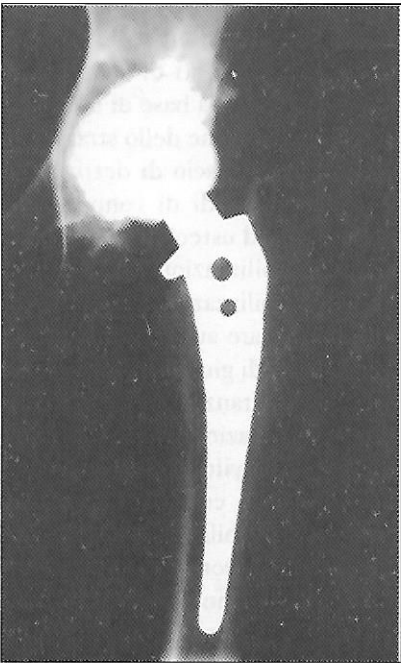


Fig.4 - A) Artroprotesi d'anca non cementata all'epoca dell'impianto.
B) Dopo otto anni sono evidenti segni radiografici di mobilizzazione (affondamento e basculamento dello stelo, radiotrasparenza periprotetica, mensola endostale), associati a sintomatologia clinica.

lari e traumi. I fattori biologici si compendiano essenzialmente nel rilascio di detriti da usura o da corrosione provenienti dalla protesi o dal cemento, che provocano reazioni quali il granuloma macrofagico, la proliferazione fibroblastica e, più raramente, fenomeni di ipersensibilità o tossicità.

Nell'artroprotesi d'anca cementata i fattori biologici di mobilitazione asettica sono tuttora imputabili alla degradazione ed alla frammentazione del cemento. L'invecchiamento del cemento riduce il suo modulo elastico e la sua resistenza alla compressione, favorendo la deformazione permanente da cui derivano rotture attraverso lacune del cemento: i detriti del cemento producono una reazione tissutale locale (fig. 1) che a sua volta genera un'ulteriore osteolisi, soprattutto lungo la corticale mediale. La mobilitazione asettica di un'artroprotesi d'anca cementata può inoltre essere favorita da difetti di tecnica dell'impianto, quali una fresatura non idonea del canale midollare, uno strato di cemento discontinuo, un tappo di cemento distale insufficiente a sostenere l'apice dello stelo nelle sollecitazioni assiali o un impianto dello stelo in posizione varo anziché neutra o leggermente valgo. Una tecnica di cementazione difettosa ed una posizione dello stelo in varismo possono generare segni clinici e radiografici di mobilitazione entro 6-12 mesi dall'intervento. Una geometria sfavorevole del canale midollare avrebbe comunque un ruolo determinante (Kobayashi et al., 1997).

Le cause principali di mobilitazione di un'artroprotesi d'anca non cementata sono rappresentate dall'instabilità, dalla reazione da corpo estraneo ai detriti da usura e dallo "stress shielding".

L'instabilità può essere definita come il carico minimo che induce micromovimenti sufficienti a prevenire l'osteointegrazione o "bone ingrowth". I detriti metallici (fig. 2) originano dall'attrito della componente femorale contro la superficie endostale,

dall'allentamento e dall'abrasione di particelle sinterizzate, dall'usura eccessiva di teste modulari in titanio e dalla corrosione delle fenditure (Tanzer et al., 1992). Lo "stress shielding" consiste in una mancanza distrettuale di sollecitazioni all'interfaccia osso/protesi, che ostacola il processo di osteointegrazione. Il riassorbimento osseo periprotetico del femore secondario a "stress shielding" dipende dall'estensione del rivestimento poroso, dalle dimensioni e dalla rigidità dello stelo e dal tipo di stabilizzazione biologica ottenuta (Engh et al., 1992). Nella prospettiva di minimizzare i rischi di mobilitazione asettica, il disegno di una protesi non cementata è soggetto ad un delicato equilibrio: se da un lato un contatto endostale insufficiente favorisce micromovimenti eccessivi, dall'altro gli impianti personalizzati per incrementare al massimo il contatto endostale comportano un riempimento eccessivo del canale midollare, fattore di "stress shielding" e di riassorbimento osseo.

Anche i micromovimenti e le microabrasioni tra le componenti di artroprotesi d'anca modulari sono alla base di una serie di fenomeni (interruzione dello strato passivante, corrosione, rilascio di detriti, rottura da fatica nelle sedi di connessione, reazione biologica ed osteolisi) il cui risultato finale è la mobilitazione dell'impianto. I rischi di mobilitazione associati ad un impianto modulare aumentano parallelamente al numero di giunti modulari ed al loro margine di tolleranza (Bobyn, 1994).

Particolari implicazioni eziopatogenetiche emergono dallo sviluppo di osteolisi in artroprotesi d'anca cementate e non cementate ancora stabili. Questi casi sono caratterizzati dal riscontro istologico di detriti di polietilene in aree di osteolisi distanti dalle superfici articolari: tale fenomeno ha indotto a proporre il concetto di "spazio articolare effettivo", che include tutte le regioni periprotetiche accessibili al liquido articolare e quindi ai detriti

(Schmalzried et al., 1992).

La diagnosi di mobilizzazione asettica si basa su un'attenta correlazione tra reperti clinici e strumentali (Riccio et al., 1994). Il dolore è un segno clinico fondamentale, che va correttamente interpretato relativamente alla sede, alle caratteristiche ed all'evoluitività. In particolare, il dolore alla coscia originato dall'impianto indica la mobilizzazione dello stelo di un'artroprotesi d'anca cementata, ma non indica necessariamente la mobilizzazione di uno stelo non cementato; nelle artroprotesi non cementate un dolore di coscia che persista ad un anno dall'impianto è suggestivo di mobilizzazione dello stelo.

La diagnostica strumentale si avvale essenzialmente della radiografia convenzionale e della scintigrafia: altre tecniche di indagine più sofisticate, a fronte di complessità e costi superiori, non sembrano garantire vantaggi sostanziali o risultano addirittura ostacolate dalla presenza del metallo. I criteri radiografici di mobilizzazione asettica presentano caratteristiche specifiche secondo la presenza o meno di cementazione. In un'artroprotesi d'anca con stelo cementato si distinguono segni radiografici di mobilizzazione possibile (linee radiotrasparenti che interessano dal 50 al 100% dell'interfaccia osso/cemento), probabile (linea radiotrasparente continua all'interfaccia osso/cemento) e certa (rottura dello stelo, rottura del cemento, linea radiotrasparente con spessore superiore ad 1 mm, alterazioni della posizione dello stelo) (Christensen, 1998).

È opportuno precisare che in uno stelo cementato le linee radiotrasparenti sono un reperto comune sulla superficie periprotetica laterale ed anteriore del femore prossimale, poiché queste aree sono difficili da visualizzare e pressurizzare nel corso dell'impianto: linee radiotrasparenti più sottili di 2 mm localizzate nel primo centimetro del femore prossimale non andrebbero considerate indice di mobilizzazione.

Va comunque tenuta presente una discordanza talora marcata tra i parametri radiografici di scollamento ed i dati clinici. In genere non sussistono problemi diagnostici di fronte a segni radiografici di mobilizzazione certa come le variazioni della posizione dello stelo: affondamento, movimento a stantuffo, basculamento o stelo "a cantilever" (fig. 3). Si può verificare un affondamento dello stelo nel cemento o un affondamento del complesso stelo-cemento nell'osso. Un lieve affondamento è normale nei primi due anni dopo l'impianto; un affondamento di oltre 5 mm è peraltro indice di mobilizzazione. Lo stelo può basculare sul piano frontale intorno al suo punto centrale, al calcar o all'apice con migrazione mediale della porzione prossimale e migrazione laterale dell'apice. Lo stelo "a cantilever" consiste nella mobilizzazione della porzione prossimale dello stelo mentre la porzione distale rimane stabile: questo tipo di mobilizzazione è particolarmente rischioso, in quanto comporta una flessione dello stelo che ne favorisce la rottura. Nell'esame radiografico di un'artroprotesi d'anca con stelo non cementato devono essere distinte le alterazioni adattive normali da quelle comportate dallo "stress shielding". Le alterazioni adattive normali si manifestano con ipertrofia corticale fusiforme priva di linee radiotrasparenti in corrispondenza della porzione prossimale porosa e con linee radiotrasparenti in corrispondenza della porzione distale non porosa dello stelo. Un intervallo radiotrasparente intorno allo stelo delimitato da un orletto di osteosclerosi suggerisce un'interfaccia fibrosa tra osso e metallo e la mancanza di osteointegrazione. Uno stelo non cementato circondato da un'interfaccia fibrosa può essere considerato stabile in assenza di segni di affondamento, mentre linee radiotrasparenti divergenti indicano la mobilizzazione. La formazione di una "mensola" in corrispondenza dell'apice distale dello stelo,

sebbene non direttamente indicativa di una mobilitazione, suggerisce una concentrazione anomala di sollecitazioni ed uno "stress shielding" della porzione prossimale del femore. Nel loro insieme l'affondamento, la formazione di una mensola endostale e l'intervallo radiotrasparente costituiscono i segni di una componente non cementata che non ha raggiunto la stabilizzazione con "bone ingrowth" (fig. 4).

La scintigrafia ossea trifasica con tecnecio-99 metilendifosfonato è in grado di fornire informazioni anche sul tipo di scollamento, settico o asettico. Questa indagine registra le immagini relative al riempimento dei vasi (I fase), al passaggio negli spazi perivascolari (II fase) ed alla fissazione del radiocomposto all'osso (III fase).

Nell'impianto normale si riscontra un'ipocaptazione nelle tre fasi; nella mobilitazione asettica il reperto si mantiene normale nelle prime due fasi con un'ipercaptazione localizzata nella fase ossea tardiva, mentre nella mobilitazione settica si verifica un'ipercaptazione diffusa nelle tre fasi (Riccio et al., 1994). Tuttavia persistono notevoli controversie relative a sensibilità, specificità ed accuratezza dell'indagine, ed allo stato attuale la scintigrafia dovrebbe essere considerata solo complementare ad un esame radiografico che non consente una diagnosi di certezza.

Richiamando le precedenti considerazioni eziopatogenetiche, ed in particolare i detriti ed il concetto di "spazio articolare effettivo", si comprende come le prospettive di prevenzione della mobilitazione asettica consistano da un lato nel ridurre la quantità di detriti, dall'altro nell'impedire ai detriti l'accesso all'interfaccia osso/protesi (Tanzer et al., 1992). Una riduzione della quantità dei detriti può essere ottenuta attraverso l'aumento della resistenza superficiale dei biomateriali metallici, la lucidatura delle superfici, lo sviluppo di un polietilene a basso grado di usura ed il corretto dimensionamento della testa della

componente femorale. Per le protesi cementate, l'accesso dei detriti all'interfaccia osso/protesi può essere precluso da una cementazione priva di discontinuità e resistente all'invecchiamento, per le protesi non cementate da una superficie porosa circonferenziale che stimoli un'osteointegrazione rapida.

La qualità del polietilene ha ancora margini di evoluzione: miglioramento della stabilità chimica attraverso una ridotta scissione delle catene ossidative ed un aumento dei legami crociati e della ricombinazione dell'idrogeno, consolidamento pieno del materiale attraverso l'eliminazione dei difetti di fusione, aumento della resistenza all'usura da abrasione e da fatica attraverso l'aumento dei legami crociati. Il rivestimento di idrossiapatite delle componenti protesiche non cementate incrementa l'osteointegrazione con stabilizzazione rapida e creazione di un vallo protettivo nei confronti dei detriti (Spotorno et al., 1996); un rischio potenziale tuttora allo studio è la possibile migrazione di granuli di idrossiapatite nell'articolazione con esaltazione dei fenomeni di usura ("terzo corpo") (Morscher et al., 1998). E' stato riconsiderato l'accoppiamento metallo/metallo in impianti di nuova generazione, caratterizzati da leghe perfezionate nelle proprietà tribologiche e meccaniche, dal corretto dimensionamento delle superfici di scorrimento e da un processo di fabbricazione ottimizzato (Amstutz et al., 1996; Streicher et al., 1996): il momento di attrito risulta analogo alla combinazione metallo/polietilene con un grado di usura nettamente inferiore, premesse che attendono una conferma clinica in controlli a lungo termine. Le modalità di impianto di un'artroprotesi d'anca cementata tendono a seguire il concetto del "press-fit" aumentato dal cemento: uno stelo con riempimento ottimale del canale midollare ed uno strato di cemento di spessore limitato assicurano un buon sostegno allo stelo che

non dipende interamente dal cemento, una minore reazione esotermica del cemento durante la polimerizzazione con un migliore smaltimento del calore attraverso il metallo di uno stelo ben dimensionato, nonché una minore retrazione del cemento durante la polimerizzazione (Kennedy, 1994).

Malgrado queste prospettive di estremo interesse, l'osteolisi periprotetica rimane tuttora un serio problema potenziale per qualsiasi malato sottoposto ad intervento di artroprotesi, indipendentemente dalla metallurgia, dalla configurazione o dal sistema di fissaggio delle componenti protesiche. Dopo l'intervento ciascun malato deve essere seguito assiduamente nel tempo per consentire una diagnosi precoce prima che venga compromesso il "bone stock" anche quando la protesi è ancora stabile, poiché l'osteolisi non ha un'evoluzione lineare ed esiste una sensibile discordanza tra i reperti clinici ed i parametri strumentali. Riguardo all'enfaticizzazione dei progressi garantiti dagli impianti di nuova generazione periodicamente proposti, è comunque opportuno riferire che, secondo alcune casistiche, i risultati delle artroprotesi cementate di prima generazione (Charnley) nei controlli a lungo termine (follow-up minimo 20 anni) sarebbero tutt'altro che disprezzabili: ad esempio, secondo Schulte et al. (1993) i reinterventi per mobilizzazione asettica si sarebbero resi necessari solo nel 2-3% dei malati. I risultati di altre casistiche non sono altrettanto lusinghieri, con discordanze anche radicali e dati difficilmente confrontabili: il tutto vale a sottolineare quanto sia indispensabile disporre di controlli a lungo termine omogenei per patologie e gruppi di età, che costituiscano validi parametri di riferimento per la valutazione dei progressi effettivi negli esiti e nella durata degli impianti e delle tecniche di nuova generazione.

BIBLIOGRAFIA

- AMSTUTZ H.C., GRIGORIS P., Metal on metal bearings in hip arthroplasty. *Clin. Orthop.*, (329 Suppl.), S11-S34, 1996
- BOBYN J.D., Metal modularity: caveat emptor? *Orthopedics*, 17, 801-806, 1994
- CHRISTENSEN C.P., Total hip arthroplasty. In: *Wheeless' textbook of orthopaedics*. www.medmedia.com/o14/14.htm, 1998. © 1996, C.R. Wheelless MD
- ENGH C.A., MCGOVERN T.F., BOBYN D., HARRIS W.H., A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 74-A, 1009-1020, 1992
- GATTO S., RICCARDI G., RICCIO V., GUIDA G., Eziopatogenesi della mobilizzazione asettica. *G. Ital. Ortop. Traumatol.*, 20(Suppl. 3), 41-47, 1994
- KENNEDY W.R., Minimum cement technique in stem design. *Orthopedics*, 17, 804-806, 1994
- KOBAYASHI S., TAKAOKA K., SAITO N., HISA K., Factors affecting aseptic failure of fixation after primary Charnley total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 79-A, 1618-1627, 1997
- MORSCHER E.W., HEFTI A., AEBI U., Severe osteolysis after third-body wear due to hydroxyapatite particles from acetabular cup coating. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 80-B, 267-272, 1998
- RICCIO V., RICCARDI G., GATTO S., GUIDA G., Anca. La mobilizzazione: aspetti clinici e strumentali. *G. Ital. Ortop. Traumatol.*, 20(Suppl. 3), 55-66, 1994
- SCHMALZRIED T.P., JASTY M., HARRIS W.H., Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 74-A, 849-863, 1992
- SCHULTE K.R., CALLAGHAN J.J., KELLEY S.S., JOHNSTON R.C., The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year

- follow-up. The results of one surgeon. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 75-A, 961-975, 1993
- SPOTORNO L., GRAPPIOLO G., BIBBIANI E., LASAGNA G., Interazione tra forma e materiali in ambito protesico. Congresso SIBOT 1996. www.sibot.it/34.htm
- STREICHER R.M., SEMLITSCH M., SCHÖN R., WEBER H., RIEKER C., Metal-on-metal articulation for artificial hip joints: laboratory study and clinical results. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, 210, 223-232, 1996
- TANZER M., MALONEY W.J., JASTY M., HARRIS W.H., The progression of femoral cortical osteolysis in association with total hip arthroplasty without cement. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 74-A, 404-410, 1992
- TARANTINO U., TEMPESTA V. MAIOTTI M. TUCCARONE A., FICOLA G., MONTELEONE M., I reinterventi. Incidenza statistica e cause. *Anca. G. Ital. Ortop. Traumatol.*, 20(Suppl. 3), 9-16, 1994.