

Alma Mater Studiorum – Università di Bologna

DOTTORATO DI RICERCA IN

SCIENZE BIOMEDICHE PROGETTO N° 1
“BIOTECNOLOGIE MEDICHE”

Ciclo XXIII

Settore scientifico-disciplinare di afferenza: MED 33

TITOLO TESI

**L'ARTROPLASTICA DI RIVESTIMENTO DELL'ANCA
CON ACCOPPIAMENTO METALLO-METALLO: 142
CASI CONSECUTIVI AD UN FOLLOW-UP MINIMO DI
5 ANNI**

Presentata da: Dott Gianluca Grandi

Coordinatore Dottorato

Prof.ssa Marialuisa Zerbini

Relatore

Prof. Sandro Giannini

Esame finale anno 2011

INDICE:

INTRODUZIONE.....pag 3

BREVE STORIA DELLE PROTESI D'ANCA.....pag 7

INDICAZIONI ALLE PROTESI DI

RIVESTIMENTO.....pag 14

CONTROINDICAZIONI ALLE PROTESI DI

RIVESTIMENTO.....pag 16

VANTAGGI DELLE PROTESI DI

RIVESTIMENTO.....pag 18

SVANTAGGI DELLE PROTESI DI

RIVESTIMENTO.....pag 28

BREVI CENNI DI TECNICA CHIRURGICA.....pag 34

MATERIALI E METODI.....pag 38

RISULTATI.....pag 43

DISCUSSIONE.....pag 55

CONCLUSIONI.....pag 61

BIBLIOGRAFIA.....pag 62

INTRODUZIONE ^{1,2,3,4,5,6}

L'intervento elettivo di protesi d'anca rappresenta uno dei maggiori successi della moderna chirurgia ortopedica.

Viene eseguito principalmente allo scopo di alleviare il dolore, la rigidità, la deformità, la limitazione funzionale che colpiscono l'articolazione dell'anca, migliorando così la qualità della vita dei pazienti. Nell'anziano l'indicazione più frequente all'intervento elettivo di protesi d'anca è la coxartrosi primitiva; nei pazienti più giovani le indicazioni principali sono: artropatie infiammatorie (specialmente artrite reumatoide), displasia congenita dell'anca, artrosi post-traumatica, osteonecrosi ed epifisiolisi.

Nel corso degli anni sono state sviluppate fondamentalmente 3 tipologie di protesi d'anca:

- **PROTESI TOTALI**
- **ENDOPROTESI**
- **PROTESI DI RIVESTIMENTO**

Protesi Totali:

nell'intervento di protesi totale dell'anca vengono sostituite sia la componente cotiloidea dell'articolazione (coppa protesica e suo inserto), sia la componente femorale (stelo e testa protesica). I materiali utilizzati per lo stelo sono leghe metalliche a base di titanio alluminio vanadio o di cromo cobalto molibdeno. La coppa acetabolare può essere un monoblocco metallico o comporsi di uno scudo metallico (metal-back) associato con un inserto in polietilene, ceramica o metallo. La testa protesica può essere di metallo o di ceramica. (Fig. 1)

La protesi d'anca trova indicazione nei pazienti anziani nei quali si hanno ottimi risultati; non altrettanto soddisfacenti sono i risultati nei pazienti di età inferiore ai 55 anni nei quali, a causa della elevata richiesta funzionale, si ha una elevata usura delle componenti protesiche. Infatti numerosi studi hanno evidenziato come nei pazienti di 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'intervento chirurgico.

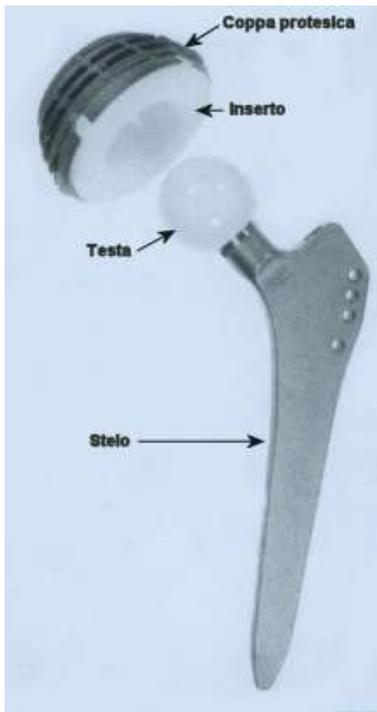


Figura 1

Endoprotesi:

Esistono 2 tipi di endoprotesi: monopolari o bipolari. L'endoprotesi si



Figura 2

differenzia dalla protesi totale d'anca, in quanto solo la componente femorale viene protesizzata. La "testa metallica" dell'endoprotesi monopolare si articola direttamente con il bacino a livello del cotile (acetabolo). (Fig. 2)

Questo tipo di protesi attualmente viene poco utilizzata a causa dell'elevata usura della cartilagine e dell'osso acetabolare dovuto all'eccessivo attrito con la testa metallica che porta in molti casi a dover

eseguire delle revisioni.



Figura 3

L'endoprotesi bipolare, invece, ha una cupola metallica che, oltre ad articolarsi con la cartilagine acetabolare, si articola internamente con una testa metallica. In questo modo, durante il movimento, si riduce l'attrito e quindi l'usura della cartilagine articolare. (Fig. 3)

L'endoprotesi dell'anca è indicata nelle fratture mediali del collo del femore, negli anziani, mentre non ha alcuna indicazione nell'artrosi.

Protesi di Rivestimento:

nelle protesi di rivestimento si sostituisce soltanto la superficie articolare: la componente femorale è una emisfera che “riveste” la testa femorale opportunamente modellata evitando la rimozione del collo femorale, la componente acetabolare è una coppa protesica metallica. (Fig. 4)



Figura 4

Le protesi di rivestimento di nuova generazione sfruttano un accoppiamento metallo-metallo (lega metallica di cromo-cobalto-molibdeno), questa soluzione riduce al minimo gli attriti e

soprattutto la produzione di particelle per usura che sono una delle cause maggiormente responsabili del fallimento delle protesi. Un altro vantaggio è il risparmio di tessuto osseo perché consente di

conservare totalmente l'intera porzione prossimale del femore, sia il collo che la testa, mantenendo il diametro originale della testa del femore del paziente; quindi, nel caso di un eventuale sostituzione della protesi, si potrà impiantare una protesi standard come se fosse un impianto primario.

La protesi di rivestimento è indicata nei pazienti giovani e/o attivi e comunque con buona qualità del tessuto osseo anche se non è applicabile a tutte le forme di artrosi dell'anca: infatti, queste protesi, non sono adatte qualora la deformità dei capi articolari o la loro morfologia si allontanano troppo dall'anatomia normale.

BREVE STORIA DELLE PROTESI D'ANCA

Fino al secolo scorso le patologie degenerative dell'articolazione dell'anca erano considerate come accadimenti ineluttabili, associati all'età avanzata dei pazienti. Pochi erano i malati sui quali si interveniva chirurgicamente per alleviare il dolore causato da tali affezioni.

I primi tentativi di artroplastica risalgono alla fine del 1800. In Francia Ollier nel 1883 attraverso l'interposizione di tessuto connettivo periarticolare e di lembi di muscolo tra le superfici articolari rovinata provò a rimodellare la superficie ossea usurata. Subito emersero le prime difficoltà relative principalmente all'usura del materiale di interposizione, ed al riacutizzarsi della rigidità articolare e del dolore.

Ricordiamo i tentativi di interposizione con cellulose ed argento (Chumsky, 1900), oro (Sir. Robert Jones, 1902), paraffina, gomma e nylon.⁷

Nel 1885 il Dr Robert Jones adotta in Inghilterra il metodo dell'interposizione con resezione tramite la rimozione della testa femorale e la preparazione del collo femorale, il quale è poi ricoperto da una lamina d'oro e riposizionato all'interno dell'acetabolo.

Nel 1922 Hey e Groves effettuarono il primo tentativo di sostituzione della testa femorale con una protesi cefalica realizzata in avorio.

I primi tentativi di utilizzo di una protesi di rivestimento risalgono al 1923 quando Smith-Petersen introdussero l'artroplastica a coppa^{8,9}: si trattava di una coppa in vetro, rivestita da una membrana simile alla normale sinovia articolare e interposta tra la testa del femore e l'acetabolo. Il vetro si è però rivelato un materiale troppo fragile per sopportare i carichi cui era sottoposta l'articolazione ed erano frequenti

le fratture. Si utilizzarono, quindi, altri materiali come la bachelite fino ad arrivare al vitallio (1938), un materiale biologicamente inerte.¹⁰

Il Vitallio è una lega composta da cromo, cobalto e molibdeno che combinava la resistenza meccanica alla tollerabilità da parte dei tessuti. I buoni risultati ottenuti con il Vitallio suggerirono a Smith e Petersen di lasciare in sede la cupola, mutando l'iniziale concezione di artroplastica modellante, intesa come guida per il processo di rigenerazione cartilaginea, in vera e propria artroplastica a cupola. Questa tappa è risultata fondamentale nell'evoluzione dell'artroplastica. Il primo impianto di artroprotesi totale d'anca, venne eseguito a Londra, da Philip W. Wiles nel 1938. La protesi era costituita da due superfici metalliche in acciaio inox congruenti; quella acetabolare era fissata con una placca avvitata, la femorale costituita da una sfera fissata ad un chiodo serrato con una rondella.

Un fondamentale impulso allo sviluppo dell'endoprotesi si ebbe da Austin T. Moore e Harold Bohlman che nel 1939 svilupparono una protesi in Vitallio costituita da una sfera piena saldata ad uno stelo triflangiato corto.

Nel 1950 Thompson e Austin T. Moore valutarono la possibilità di rendere lo stelo fenestrato in modo da permettere la crescita dell'osso attraverso l'impianto.

Thompson rimase fedele al suo stelo pieno, mentre Moore con una protesi a stelo retto realizzava una pressione su tre punti capace di garantire la stabilità della protesi generando un dispositivo autobloccante per le caratteristiche geometriche dello stelo e non per la sua fenestrazione.

L'impianto delle endoprotesi comportava comunque spesso processi degenerativi della superficie acetabolare rendendone necessaria la sostituzione acetabolare con una componente cotiloidea.

In Italia Carlo Marino Zuco (1946), Carlo Pais (1950), e Oscar Scaglietti (1952) fecero i primi interventi ma con risultati poco incoraggianti.

Nel 1960 gli inglesi G.K. McKee e J. Watson Farrar segnarono una delle tappe fondamentali nello sviluppo delle artroprotesi ed in particolare nell'accoppiamento articolare metallo-metallo in cromo-cobalto.¹¹

In un primo tempo la componente cotiloidea era provvista di una vite di richiamo da inserire nell'ileo e successivamente venne sostituita da una serie di perni che consentivano una solida fissazione della cupola al cemento acrilico. Lo stelo ricalcava i concetti biomeccanici dell'endoprotesi di Thompson.

La prima protesi di rivestimento venne introdotta agli inizi del 1950 da Charnley che produsse una protesi in teflon a doppia componente non cementata, costituita da due sottili coppe di 2-3 mm in politetrafluoroetilene.

Le protesi di rivestimento di prima generazione con accoppiamento metallo-polietilene^{12,13} diedero risultati soddisfacenti a breve termine, tuttavia a follow-up più prolungati fecero registrare risultati discordanti.¹⁴⁻²⁴ Le cause dei fallimenti furono attribuite erroneamente alla necrosi della testa e alla frattura del collo femorale.^{25,26} In realtà il problema principale risiedeva nell'osteolisi indotta dai detriti da usura del polietilene prodotti dall'attrito delle teste protesiche di grandi dimensioni.^{18,27} A causa dei risultati poco incoraggianti a lungo termine i rivestimenti metallo-polietilene vennero pressoché abbandonati.²⁰

L'importanza dell'opera di Charnley è dovuta anche al suo contributo alla comprensione della biomeccanica dell'articolazione dell'anca. Infatti negli anni '50, nonostante l'introduzione del cemento acrilico e

lo sviluppo dei disegni protesici, il numero di fallimenti per precoce mobilitazione degli impianti risultava inaccettabile.

Egli capì che la causa dei ricorrenti fallimenti degli impianti era dovuta ad una errata trasmissione del carico che risultava concentrato in zone circoscritte. Nel 1958 utilizzò delle cupole acetabolari di Teflon (politetrafluoroetilene PTFE), materiale dotato di un basso coefficiente di attrito che venne abbandonato solo dopo tre anni per le importanti reazioni da corpo estraneo scatenate dalle particelle liberate dagli impianti.

Nel 1961, all'insaputa di Charnley, un suo assistente sperimentò il polietilene ad alta densità dimostrando una ridotta usura del materiale. Lo stesso anno Charnley impiantò la prima cupola in polietilene ad alta densità (HMWP).

Il problema dell'attrito venne in parte risolto applicando il principio del "momento di una forza": se il raggio su cui essa agisce si avvicina a 0 la direzione della forza tenderà a passare attraverso il punto di rotazione e non avrà la capacità di ruotare l'oggetto, ma solo di spingerlo nella sua direzione.

Alla fine di questo lungo lavoro le dimensioni finali giudicate ottimali da Charnley furono di 22 mm per la testa e di 50 mm per il diametro esterno della cupola acetabolare; nasceva così il concetto di "low friction arthroplasty".^{28,29}

In seguito vennero proposte altre varianti; da segnalare il modello proposto da Maurice Muller (1964) con testa di 32 mm e colletto che garantisce un buon appoggio sul calcar.

Muller nella sua protesi di seconda generazione (1978) modificava lo stelo rendendolo "autobloccante" per la capacità di stabilizzarsi a pressione contro le corticali del femore. L'assenza del colletto trasformava le forze varizzanti in forze di affondamento con effetto

autobloccante. Con questo modello il cemento veniva a disporsi sul versante anteriore e posteriore poiché lo stelo risultava a diretto contatto con la corticale mediale e la laterale.

Anche per questo modello di protesi il giudizio nel tempo non risultò completamente favorevole, mostrando i limiti della fissazione con cemento e le problematiche derivanti dai detriti di polietilene. Per questo motivo negli anni '70 si ebbe un ritorno delle protesi ad ancoraggio biologico senza cemento.

Nel 1971 Judet prima, e nel 1978 Lord poi, proposero una protesi a superficie "madreporica" con appoggio trocanterico avente un lungo gambo il cui ancoraggio si realizza grazie alle molteplici irregolarità sferiche successivamente osteointegrate nell'osso. Il cotile veniva avvitato nella cavità acetabolare con un inserto in polietilene. È del 1974 la protesi di Mittelmeier ceramica-ceramica che prevedeva un gambo a sezione quadrilatera avente numerose depressioni destinate a facilitarne il bloccaggio.

La felice intuizione dell'accoppiamento ceramica-ceramica, che è ancora oggi il migliore in termini di usura e coefficiente di attrito, risultava però fallimentare all'interfaccia acetabolare osso-ceramica.

Sempre nel 1974 Bousquet impiegò per primo l'accoppiamento ceramica/polietilene.

Sul finire degli anni '70 ma soprattutto lungo il corso degli anni '80 si intensificano le ricerche in campo protesico e moltissimi furono i modelli realizzati in questo periodo.

Nel 1983 Spotorno presentava la sua protesi non cementata caratterizzata da una fissazione prossimale. Il cotile, emisferico di concezione originale, presentava delle alette di espansione provviste di piccoli perni che garantivano una sicura stabilità primaria. Zweimuller a partire dal 1979 fino al 1993 ha presentato una serie di

steli a forma conica con sezione rettangolare che permette un maggior contatto corticale e garantisce la stabilità rotatoria. Nel 1984 Muller rivalutava l'accoppiamento metallo-metallo già precedentemente sperimentato.

L'introduzione da parte di Weber, nel 1988, di un accoppiamento metallo-metallo di nuova concezione ingegneristica ad alto contenuto di carburi utilizzato nelle protesi convenzionali Metasul (Sulzer Orthopedics) caratterizzato da una bassissima usura permise di recuperare l'impiego delle protesi di rivestimento.³⁰

Nel 1991 Heinz Wagner³¹ introdusse una protesi di rivestimento non cementata costituita da due componenti metalliche rivestite in titanio e con articolazione Metasul.

Nello stesso anno in Inghilterra, McMinn³² in collaborazione con Corin Medical, introdusse una protesi rivestimento non cementata con componenti proteiche di cromo-cobalto-molibdeno. Nel 1994 mediante modifiche al disegno protesico si passò ad una fissazione ibrida con la componente acetabolare rivestita di idrossiapatite e la componente femorale cementata.

Nel campo dei biomateriali la ricerca ha sperimentato le diverse possibilità di accoppiamento per ridurre la quantità di detriti, che costituiscono una delle principali cause di scollamento degli impianti. Negli ultimi 10 anni la ricerca si è spostata dagli accoppiamenti in metallo-polietilene, alla ceramica-polietilene, ceramica-ceramica e nuovamente metallo-metallo riducendo la quantità di detriti prodotti. Le attuali tecnologie sembrano aver ridotto gli inconvenienti dati dalla liberazione di detriti metallici.

Recentemente è stata rivalutata l'intuizione di Mittelmeier, o combinazione ceramica-ceramica, che sembra in grado di ridurre l'usura ad un livello clinicamente trascurabile.

Oggi si stima esserci in uso oltre 700 differenti modelli di protesi d'anca in tutto il mondo ma solo alcuni di essi possono vantare un significativo follow-up.

INDICAZIONI ALLA PROTESI DI RIVESTIMENTO

I candidati ideali alla protesi di rivestimento sono pazienti giovani e/o attivi affetti da artrosi primaria o secondaria dell'anca (esiti di epifisiolisi, morbo di Perthes, artrosi post-traumatica, ecc..) ed è un trattamento possibile solo in caso di buona qualità del tessuto osseo.

La corretta selezione del paziente rimane tuttavia un elemento cruciale per il successo dell'impianto a lungo termine.

Lachiewicz et al. hanno riportato che usando criteri restrittivi , solo il 6% dei pazienti che erano candidati a ricevere una protesi totale di anca avrebbero potuto essere sottoposti ad una protesi di rivestimento.³³ Molti studi sono stati fatti per determinare quali siano i migliori pazienti da sottoporre a protesi di rivestimento.^{34,35,36}

Teoricamente la protesi di rivestimento può essere utilizzata per tutti i pazienti con osteoartrosi dell'anca con una testa del femore in discrete condizioni. Dovrebbero essere esclusi i pazienti con: allergie e/o ipersensibilità note ai metalli, insufficienza renale, artrite infiammatoria, displasia congenita dell'anca, donne in età fertile, dismetria tra i due arti maggiori di 2 cm, età superiore a 60 anni, marcata osteoporosi e necrosi massiva della testa del femore.

Sebbene, in alcuni casi di deformità extrarticolare il rivestimento può essere una eccezionale opzione per evitare una osteotomia ausiliaria. Comunque, ci sono vari altri fattori radiografici che possono rendere difficoltoso il rivestimento, incluse le alterazioni della geometria del femore prossimale (collo corto, cisti della testa del femore, collasso della testa del femore).³⁷

Per meglio selezionare i pazienti con minore probabilità di complicazioni a breve termine Beaulè et al. hanno proposto un indice di rischio che tiene conto delle presenza di cisti femorali > 1cm, del

peso, della pregressa chirurgia dell'anca e dell'attività fisica dei pazienti che viene valutata con lo UCLA test. (Tab. 1) In questo studio hanno dimostrato che pazienti con uno score maggiore di 3 hanno un rischio relativo di complicanze a breve termine 12 volte maggiore rispetto a paziente con un punteggio minore o uguale a 3.³⁶

	Punteggio
Cisti femorali > 1cm ²	2
Peso < 82 Kg	2
Pregressa chirurgia dell'anca	1
UCLA activity level > 6	1
Punteggio massimo	6

Tabella 1

CONTROINDICAZIONI ALLE PROTESI DI RIVESTIMENTO

Le controindicazioni alle protesi di rivestimento sono rappresentate:

- Scarsa qualità ossea (osteonecrosi massiva, osteoporosi severa)

I pazienti con osteonecrosi massiva della testa del femore sottoposti a protesi di rivestimenti hanno avuto risultati poco soddisfacenti. Alcuni studi riportano che la protesi di rivestimento non è indicata per le anche in cui c'è osteonecrosi massiva perché questa è spesso associata alla morte del tessuto osseo e in alcuni casi si ha il completo coinvolgimento della testa femorale.

Comunque, in molti casi di osteonecrosi non si ha il completo coinvolgimento della testa del femore ed in questo gruppo di pazienti, molti studi recenti hanno mostrato risultati favorevoli.^{38,39}

Ravell et al. hanno effettuato 73 protesi di rivestimento in 60 pazienti con osteonecrosi: hanno ottenuto una percentuale totale di sopravvivenza del 93,2% con una media di 6,1 anni. Le loro conclusioni sono state che la protesi di rivestimento per questi pazienti può essere considerata una sicura ed efficace forma di chirurgia.³⁸

Mont et al. riferiscono simili risultati; in questo studio, i risultati clinici di successo sono stati 41 su 42 osteonecrosi dell'anca con un follow-up medio di cinque anni.⁴⁰

Fitts et al. hanno recentemente riportato dei risultati di successo simili con la protesi Cormet in questa difficile popolazione di pazienti.³⁹

L'osteoporosi severa rappresenta una controindicazione assoluta alla protesi di superficie. Il collo femorale in un soggetto osteoporotico non è più idoneo a supportare un impianto protesico di rivestimento predisponendo alla frattura del collo femorale. In questi pazienti è

pertanto più sicuro un intervento di sostituzione protesica di tipo tradizionale.

- Severe deformità della testa e/o del collo femorale

Poiché la protesi di superficie riveste il femore prossimale del paziente deformità importanti quali displasie severe dell'anca o alterazioni geometriche del femore prossimale come un collo del femore corto, un collo eccessivamente antiverso o un alto rapporto tra collo e larghezza della testa possono rendere difficile o impossibile l'inserimento della protesi di rivestimento.³⁷

- Ipersensibilità nota ai metalli

Ad oggi non ci sono test affidabili ematici o altri tipi di screening per la sensibilità ai metalli.

- Alterata funzionalità renale

VANTAGGI DELLE PROTESI DI RIVESTIMENTO

I vantaggi delle protesi di rivestimento sono:

- risparmio del patrimonio osseo

La protesi di rivestimento garantisce dal punto di vista dell'osso femorale il maggior risparmio di massa ossea sia rispetto ad una artroprotesi totale standard che rispetto ad una protesi a conservazione del collo.

Le componenti acetabolari dell'attuale generazione di protesi monoblocco non cementate metallo-metallo sono più sottili (< 5mm) e con queste la quantità di osso acetabolare rimossa non è maggiore di quella rimossa durante un intervento di protesi d'anca totale.

Vendittoli et al. hanno effettuato uno studio randomizzato che ha comparato la conservazione dell'osso acetabolare dopo una protesi totale ed una protesi di rivestimento. Sono state utilizzate per entrambe una componente acetabolare press-fit non cementata. Su 210 anche non sono state trovate differenze significative nella media dei diametri degli acetaboli impiantati nei 2 gruppi (54.74 mm per le protesi totali e 54.90 mm per le protesi di rivestimento). In sette rivestimenti (6,8%), il chirurgo ha usato una componente acetabolare più grande per accoppiarla alla componente femorale del corrispondente diametro.⁴¹

- Maggior stabilità e migliore range di movimento

Comparata con una protesi d'anca totale standard, la lussazione è una rara complicanza dopo una protesi di rivestimento. Con una protesi convenzionale la percentuale di lussazione varia dal 2% al 5%.^{34,35,42,43}

Nella letteratura internazionale, la percentuale di lussazione con una protesi di rivestimento è stata dello 0,21%.⁴² Questa differenza non è dovuta ad una caratteristica peculiare delle protesi di rivestimento ma

al diametro della testa femorale che è maggiore rispetto a quello delle protesi tradizionali e che conferisce una maggiore stabilità.

Vari autori hanno riportato un aumento dell'ampiezza del movimento dopo una protesi di rivestimento rispetto ad una protesi totale standard^{34,35}, anche questo dato è in parte attribuibile alle maggiori dimensioni della componente femorale della protesi di rivestimento che permette un range di movimento maggiore rispetto alla protesi totale standard a parità di dimensioni del collo del femore.

Altri studi, però, non hanno riportato differenze comparando i risultati delle protesi di rivestimento con quelli ottenuti con le protesi totali standard.³⁴

Beaulé et al. hanno descritto che la maggior parte delle anche che sono state sottoposte ad una protesi di rivestimento avevano un rapporto femorale testa/collo anormale, il quale di per se può indurre un impingement e una riduzione dell'ampiezza del movimento.⁴⁴

Una possibile spiegazione per questa incongruità è illustrata in uno studio di Newman et al.⁴⁵ Essi hanno riesaminato i risultati clinici di una coorte di 126 rivestimenti dopo un anno dall'intervento chirurgico. Nel 25% dei pazienti, i risultati erano mediocri con limitazioni funzionali persistenti. Gli autori suggeriscono che queste guarigioni sub-ottimali potrebbero essere dovute all'uso di una riabilitazione che era stata originariamente sviluppata per le protesi totali standard, e risultati migliori potrebbero essere ottenuti con una riabilitazione mirata per pazienti con protesi di rivestimento,tenendo presente che questa è una popolazione più attiva che necessita di un recupero funzionale più rapido.

- Deambulazione più fisiologica

Alcuni studi hanno dimostrato che i pazienti con protesi di rivestimento hanno una andatura più simile a quella fisiologica se comparata con quella dei pazienti con protesi totali standard.

Mont et al. hanno trovato migliori parametri dell'andatura (come la velocità di marcia, il momento di abduzione) in pazienti in cui è stata impiantata una protesi di rivestimento se confrontati con pazienti con protesi totali di anca e con pazienti con anche osteoartrosiche. Gli indici di gait analysis erano simili a quelli dei pazienti di controllo senza patologie dell'anca.⁴⁶

In contrapposizione, Shimmin et al. non hanno trovato recentemente differenze nell'andatura di 12 pazienti con una protesi totale di anca ben funzionante comparandola con l'andatura di 14 pazienti con protesi di rivestimento. Entrambi questi gruppi, inoltre, non avevano differenze con un gruppo di controllo di soggetti di pari età con una funzionalità dell'articolazione dell'anca bilateralmente asintomatica.⁴⁷

In un altro studio di Lavigne et al.⁴⁸, è stata eseguita una analisi dell'andatura su pazienti dopo 3 tipi di artroprotesi: protesi totale convenzionale, protesi con testa di grande diametro, protesi di rivestimento. Quando 8 pazienti di ciascuno di questi gruppi è stato comparato con 8 pazienti di controllo, gli autori hanno trovato che i gruppi con una testa di grande diametro e con protesi di rivestimento avevano un pattern di andatura normale, e che il recupero funzionale dell'arto era stato più rapido rispetto a quello dei pazienti che avevano impiantato una protesi d'anca convenzionale.

- Attività sportive concesse

Molti studi pubblicati hanno comparato le protesi di rivestimento alla protesi d'anca totale per quanto riguarda i livelli di attività.^{49,50}

Vail et al. hanno comparato i risultati di un follow-up di 2 anni di 57 protesi di rivestimento con quelle di 93 anche che hanno ricevuto una protesi convenzionale totale ed hanno riportato che gli score funzionali dei due gruppi erano simili ma che l'attività e gli score del range di movimento erano più elevati nei pazienti che avevano la protesi di rivestimento.⁴⁹

Mont et al. hanno comparato i risultati clinici e radiografici di due gruppi di 54 pazienti che avevano ricevuto rispettivamente una protesi di rivestimento e una protesi convenzionale totale d'anca.⁵¹ Ad un follow-up medio di 40 mesi, la media dell'Harris Hip score è aumentata similmente in entrambi i gruppi. I risultati radiografici, le frequenze di revisione, le complicanze, gli score del dolore e della soddisfazione nei due gruppi erano simili. I pazienti che avevano ricevuto una protesi di rivestimento avevano delle misurazioni degli score di attività postoperatoria significativamente più elevati rispetto ai pazienti con una protesi convenzionale, sebbene essi avevano anche una misurazione degli score di attività preoperatoria più elevati. I risultati di entrambe le procedure erano simili.

L'esperienza fino ad oggi suggerisce che i pazienti che sono stati sottoposti a protesi di rivestimento sono, in media, più attivi dei pazienti che sono stati sottoposti ad una protesi d'anca totale standard.

Comunque, ci sono dei limiti nel disegno di molti di questi studi, i più importanti dei quali sono la mancanza della randomizzazione e del cieco.

Su queste basi, non si può concludere che una protesi di rivestimento fornisce una capacità funzionale più elevata di quella fornita da una moderna protesi totale standard. La reale differenza potrebbe essere nell'atteggiamento dei pazienti che hanno una protesi di rivestimento, che semplicemente scelgono di proseguire una vita più attiva.

Al momento, non ci sono elementi per stabilire l'influenza di un qualsiasi livello di attività sulla sopravvivenza di una protesi d'anca totale moderna o di una protesi di rivestimento.⁵²

In sintesi, la problematica sulla differenza, qualora ve ne sia, nei risultati clinici, funzionali, o nei livelli di attività tra le protesi di rivestimento e le protesi totali standard non sono conclusivi e necessitano di ulteriori studi per dei chiarimenti.⁵³

- Deformità extra-articolari o presenza di mezzi di sintesi

Deformità o impianti nel femore prossimale possono rendere l'inserimento di uno stelo protesico standard molto difficile o impossibile. Ad esempio: un femore incurvato o altre deformità non permettono l'impianto di uno stelo protesico convenzionale. Inoltre, la presenza di mezzi di sintesi a livello del femore può bloccare o creare un impingement sullo stelo. La protesi di rivestimento è stata proposta come un metodo alternativo per eseguire una protesi d'anca in questi pazienti.

In uno studio di Mont et al., ad un follow-up medio di 4 anni (range 2 - 5 anni), 14 pazienti (16 anche) sono stati trattati con successo sia clinico che radiografico. La valutazione intraoperatoria ha mostrato una difficoltà minima con un tempo medio dell'intervento di 104 minuti ed una media di perdita di sangue di 621 ml.⁵¹

Un altro studio di Body et al.⁵⁴ condotto su 19 anche (18 pazienti con la malattia di Perthes) ha mostrato che il rivestimento è stato una

eccellente opzione in questi pazienti che avrebbero necessitato di una osteotomia con innesto osseo per eseguire una protesi d'anca. Il rivestimento è stato eseguito con facilità ed ha portato ad un successo del 94% ad un follow-up medio di 4 anni.

- Semplice chirurgia di revisione

Per ogni tipo di intervento chirurgico di protesi di anca, bisognerebbe tenere presente le conseguenze che questo comporta su una eventuale futura revisione, in caso di fallimento. Nella precedente generazione di protesi di rivestimento (metallo su polietilene), la procedura di revisione non era sempre semplice. Questo a causa dell'alto consumo volumetrico della componente con largo diametro di polietilene che portava ad una massiva osteolisi acetabolare. La revisione tipicamente richiedeva un estensivo trapianto di osso per sopperire alla grande perdita ossea. Le revisioni delle protesi di rivestimento dei giorni nostri sono state studiate per essere facilmente eseguibili.

Ci sono due studi che hanno mostrato che le conversioni in una protesi totale standard sono state semplici e non difficoltose.

In uno di questi, Ball et al.⁵⁵ hanno riportato 21 protesi di rivestimento (in 20 pazienti) che erano state sottoposte a revisione con una protesi totale con stelo convenzionale a causa del fallimento della componente femorale. In 18 di queste anche, la componente acetabolare è stata riutilizzata, mentre, in 3 anche entrambe le componenti sono state sostituite. Queste anche sono state comparate con un gruppo di 64 anche in cui era stata impiantata una protesi totale d'anca primaria durante lo stesso periodo. Ad un follow-up medio approssimativo di 4 anni, c'erano poche differenze tra il gruppo di protesi convertite ed il gruppo con protesi totali convenzionali in merito alla durata

dell'intervento, perdita di sangue o percentuali di complicanze. C'era inoltre un simile score in termini clinici, con nessuna "aseptic loosening" delle componenti femorali o acetabolari in entrambi i gruppi.

Nell'altro studio McGrath et al. hanno comparato i risultati di 39 protesi di rivestimento che avevano subito una conversione in una protesi convenzionale totale con un gruppo uguale di protesi totali d'anca primarie. La media della durata dell'intervento chirurgico è stata più lunga (di 19 minuti) per le conversioni, ma gli altri parametri perioperatori erano simili. 38 di 39 steli erano ben allineati e vi era stata una osteointegrazione. Gli autori hanno concluso che quando una protesi di rivestimento fallisce, la conversione in una protesi totale d'anca convenzionale determina risultati precoci clinici e radiografici simili a quelli osservati dopo una protesi totale convenzionale primaria.⁵⁶

- Riduzione del fenomeno dello stress shielding

Nei pazienti con una protesi totale standard vi è una distribuzione dei carichi nettamente diversa da quella fisiologica. Mentre nei femori non protesizzati la massima sollecitazione si registra a livello prossimo-mediale (Fig. 9), nei femori protesizzati, con una protesi totale (Fig. 10), la distribuzione dei carichi è diversa, con una marcata riduzione delle sollecitazioni nella zona prossimo-mediale che è più accentuata quando la protesi è sprovvista di colletto, ed un aumento dei carichi a livello diafisario.

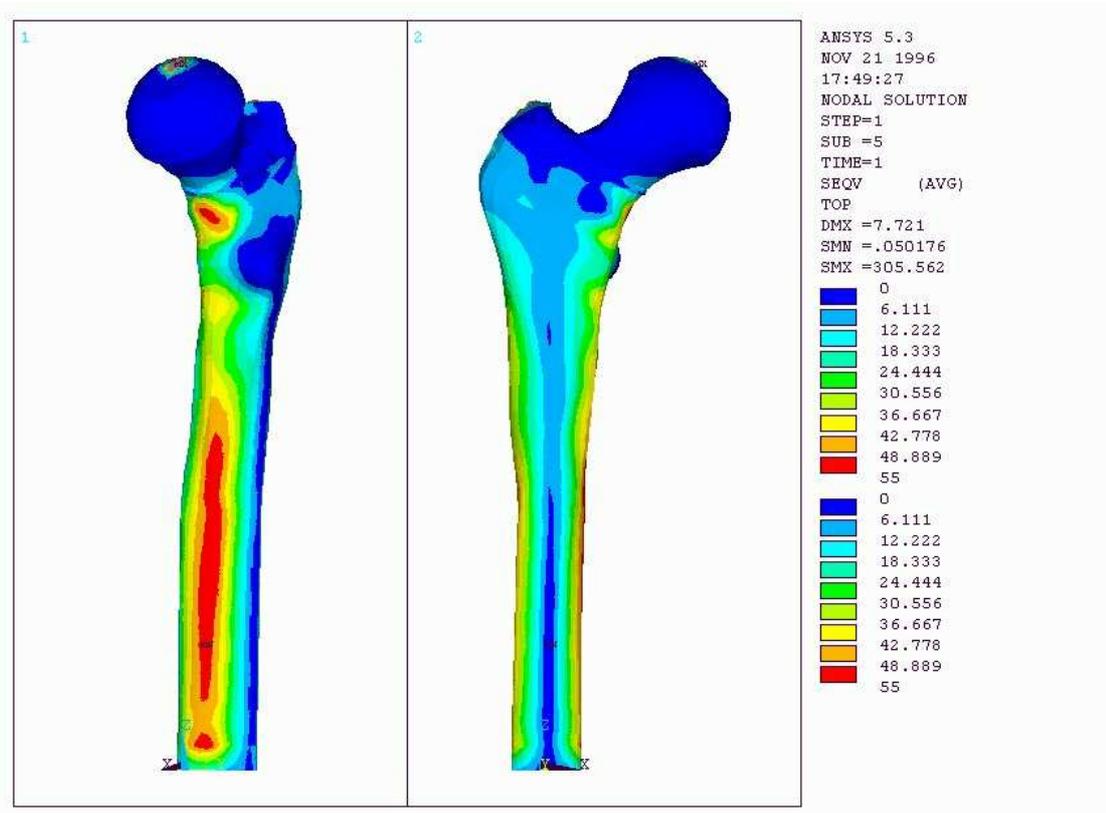


Figura 5

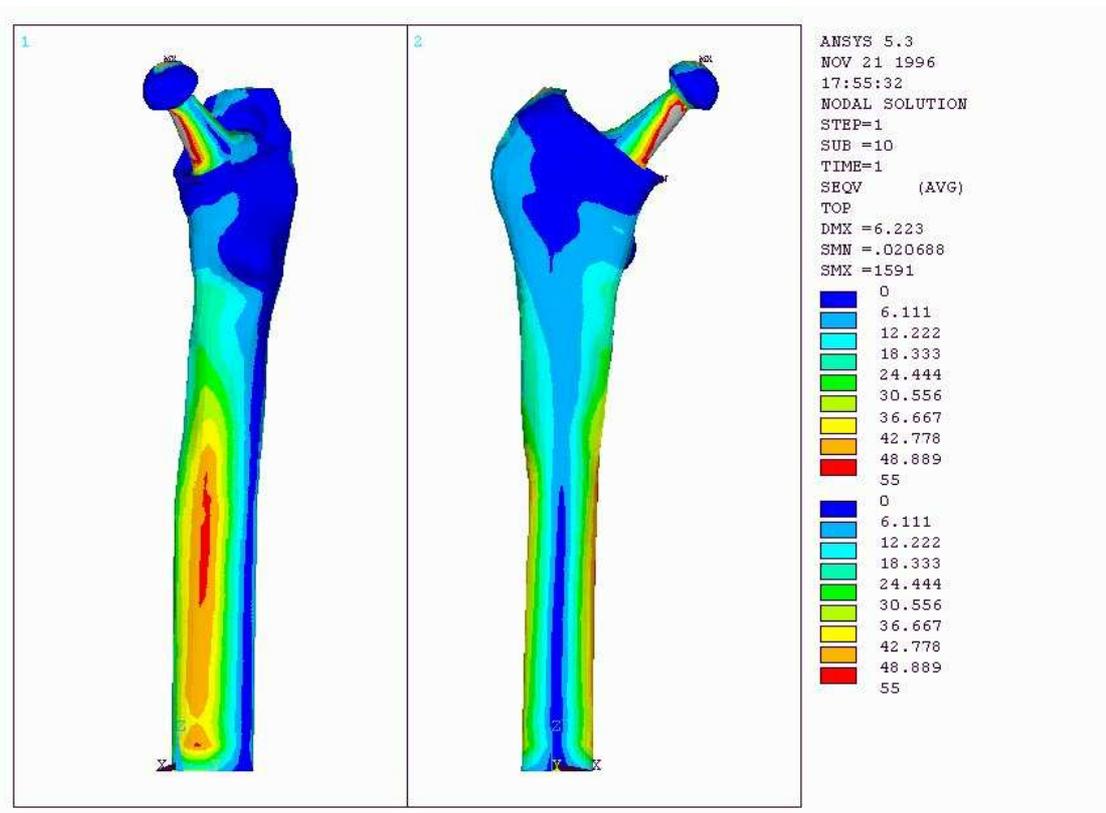


Figura 6

Questo effetto di modificazione del carico (stress shielding) dipende dalla distribuzione della rigidità sia del femore che dello stelo.

La modificazione della distribuzione delle sollecitazioni può causare necrosi o spongiosizzazione della corticale interna a causa del danno della vascolarizzazione intramidollare e apposizione di osso subperiostale; osteoporosi da disuso; riassorbimento del calcare; ed “aseptic loosening”. La mobilizzazione asettica costituisce la più frequente causa di fallimento delle protesi d'anca totale, soprattutto per i pazienti più giovani e attivi. La mobilizzazione dello stelo può essere definita come la separazione primaria fra impianto e osso, e non sempre è facilmente distinguibile da un'infezione tardiva. Quando la mobilizzazione interessa un'area significativamente estesa dell'impianto, si ha la formazione e l'interposizione di tessuto fibroso. Dolore e limitazione funzionale spesso rappresentano la fase finale di questo processo che, ormai clinicamente diagnosticabile, porta al reintervento. La mobilizzazione può avere origini biologiche e meccaniche. Concentrazioni locali di carichi possono innescare il processo di distacco dell'impianto e l'insorgere di micromovimenti relativi. Giocano un ruolo determinante il rimodellamento osseo e la reazione da corpo estraneo, provocata da particelle di cemento e dei detriti di usura.

Le protesi di rivestimento, invece, portano ad una distribuzione dei carichi più simile a quella fisiologica.

A questo proposito Kishida et al.⁵⁷ 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 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 a 3, 6 12 e 24 mesi dall'intervento. Nella zona 1 la BMD ratio a 24 mesi è risultata essere circa il 100% di quella pre-operatoria nel gruppo A mentre solamente dell'89% nel Gruppo B. Nella zona 7 invece la BMD risultava aumentata nel Gruppo A sino a raggiungere il 111% (rispetto al pre-operatorio) mentre decresceva nel gruppo B all'83%. Questo studio ha dimostrato come la protesi di rivestimento preservi e migliori la densità minerale ossea nel femore prossimale. Si ritiene 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 shielding⁵⁸ e preservando nel tempo il patrimonio osseo del femore prossimale. Questi risultati densitometrici sono stati recentemente confermati da Lian et al.⁵⁹ che hanno dimostrato come il ripristino di valori normali di BMD nel femore prossimale, in pazienti con protesi di rivestimento, sia strettamente associato all'orientamento della componente protesica femorale. In particolare, l'orientamento in valgo della componente (maggiore di 5°) favorirebbe un più rapido ripristino della BMD.

SVANTAGGI DELLE PROTESI DI RIVESTIMENTO

- Aumentato rischio di fratture del collo del femore

Il registro Australiano, che include più di 10000 pazienti a partire dal 1999, è di grande utilità per stratificare le curve di sopravvivenza delle protesi dei pazienti sottoposti a rivestimento, comparandole a quelle delle protesi totali standard. In questo registro, Shimmin et al.⁶⁰ hanno mostrato una percentuale di frattura del collo del femore approssimativa del 1% negli uomini, e vicina al 2% nelle donne (complessiva circa 1,5%). Hanno riscontrato che il posizionamento in varo della componente femorale, la violazione della corticale del collo femorale (notching), ed altri problemi tecnici sono degli elementi comuni nell'85% delle fratture e pertanto sono da evitare. Il riscontro della minore incidenza di fratture negli uomini ha portato ad una riduzione degli interventi di protesi di rivestimento nelle donne tanto che nel 2005 la percentuale dei rivestimenti eseguiti negli uomini australiani è stata del 13,8% contro il 4,5% delle donne. Negli uomini di età inferiore ai 55 anni, il rivestimento ha rappresentato il 29% del totale.⁶¹ Recenti studi indicano che non è il sesso che predispone alla frattura ma il diametro del collo femorale (che è un surrogato della massa ossea), infatti gli uomini con ridotta massa ossea hanno lo stesso rischio di frattura delle donne.⁶²

L'ipotesi secondo cui la frattura del collo del femore possa dipendere dalla necrosi avascolare è stata recentemente confutata da studi che hanno riportato una bassa incidenza di necrosi avascolare come causa di fallimento dell'impianto ad un follow-up medio di 3 anni.⁶³

Vari studi di IDE (Investigational Device Exemption) della FDA sono stati recentemente pubblicati e prendono in considerazione il problema delle fratture.

Utilizzando il dispositivo Conserve Plus (Wright Medical Technology, Arlington, Ten), sono state riferite 1018 casi di complicazioni.⁴³ È stata valutata l'influenza dell'utilizzazione di criteri di inclusione molto restrittivi escludendo i pazienti osteopenici, con un indice di massa corporea > 35 e con cisti femorali > 1 cm. Così facendo si è ottenuta una significativa riduzione delle complicanze a breve termine ($p < 0,001$). Con un follow-up minimo di 24 mesi (media di 36 mesi; range tra 24 e 60 mesi) si è avuto complessivamente una riduzione delle complicanze dal 13,4% al 2,1% e le fratture del collo del femore sono diminuite dal 7,2% allo 0,8%. Questi dati suggeriscono che i pazienti da sottoporre a protesi di rivestimento dovrebbero essere selezionati attentamente e che la tecnica di esecuzione andrebbe ottimizzata per ridurre le complicanze, specialmente le fratture.

- Assottigliamento del collo del femore (Neck narrowing)

L'assottigliamento del collo femorale è un fenomeno possibile dopo una protesi di rivestimento. (Fig. 11)

Uno studio retrospettivo, condotto da Hing et al.⁶⁴, ha revisionato i risultati di 163 protesi di rivestimento con un follow-up massimo di 6 anni ed ha dimostrato che un certo grado di assottigliamento del collo femorale era presente nel 70% dei pazienti; e nel 28% dei pazienti, l'assottigliamento era maggiore del 10% se comparato con la larghezza originale post-operatoria. Questo, comunque, non è stato associato con nessun evento clinicamente avverso. Si è inoltre osservato che l'assottigliamento del collo del femore avveniva nei primi tre anni e poi si stabilizzava.

Un progressivo assottigliamento dopo i tre anni o un rapido e progressivo assottigliamento giustificano uno stretto follow-up. L'eziologia dell'assottigliamento del collo del femore è sconosciuta.

Comunque non ci sono stati eventi clinici avversi. Sono necessari ulteriori studi a lungo termine per meglio caratterizzare questo fenomeno.

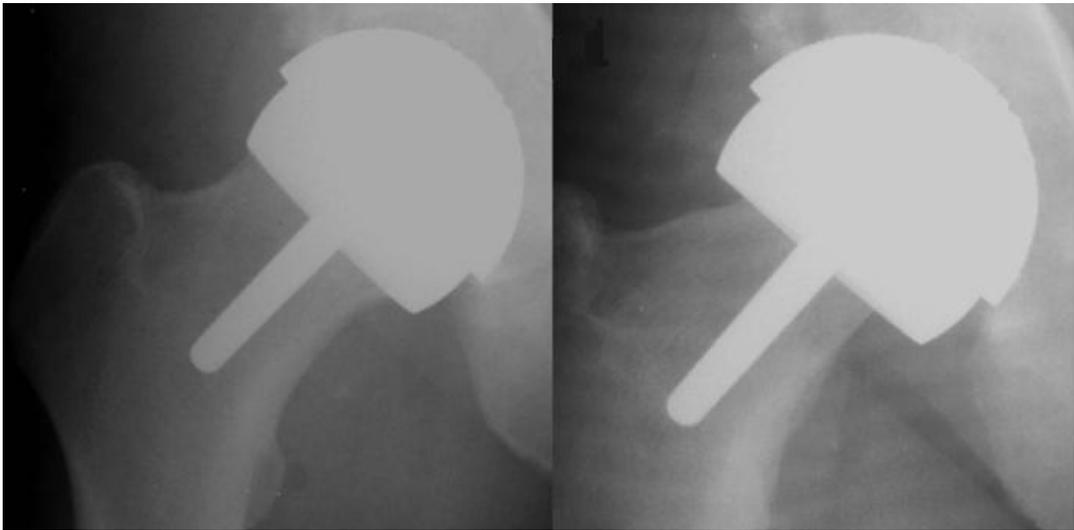


Figura 7

- Rilascio di ioni metallo

Sono state sollevate delle preoccupazioni sui dispositivi in metallo e sugli effetti degli ioni, non solo per le protesi di rivestimento ma per qualsiasi dispositivo metallo-metallo. Elevati livelli di ioni metallo, l'ipersensibilità ai metalli e la cancerogenicità del metallo sono potenziali cause di preoccupazione in questi pazienti.^{65,66}

In uno studio condotto da Daniel et al.⁶⁷ è stato paragonato il livello ematico di ioni cromo e cobalto dei pazienti sottoposti a protesi di rivestimento e dei pazienti operati di artroprotesi convenzionale con accoppiamento metallo-metallo e testa femorale di 28 millimetri. 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. Analoghi risultati sono stati ottenuti da Moroni et al. ad un follow-up medio di 24 mesi.⁶⁸

I pazienti con una protesi di rivestimento metallo-metallo hanno un aumento misurabile dei livelli di ioni cobalto e cromo (nel siero, nel sangue e nelle urine). C'è una variabilità enorme da paziente a paziente nei livelli misurati. Ad oggi non è stato determinato né un livello di assoluta sicurezza né un livello di assoluta insicurezza. I livelli di ioni metallo nelle urine e nel sangue di pazienti che si erano sottoposti alla protesi di rivestimento, sono stati analizzati a vari intervalli dopo l'impianto.⁶⁶ Il livello medio aumenta dopo l'impianto e raggiunge un picco dai 6 ai 12 mesi dopo l'intervento. Una regolare riduzione avviene dopo il primo anno così che la media dei livelli di cromo nel sangue a due anni è significativamente più bassa di quella ad un anno ($p = 0,0068$).

In un altro studio condotto su 64 pazienti, che avevano impiantato una protesi di rivestimento, hanno notato che i livelli di ioni nel siero erano 1,38 ed 1,37 volte più alti per il Cromo ed il Cobalto di quelli nell'intero sangue, e che l'età ed il livello di attività fisica non erano correlati con la concentrazione nel sangue di ioni metallo.⁶⁵

In un report case, i livelli di ioni metallo nel siero in un paziente che aveva appena completato una gara di triathlon erano elevati subito dopo l'evento, ma sono ritornati ai livelli di pre-gara nei sei giorni successivi.⁶⁹ L'aumento della concentrazione degli ioni conseguenti ad un prolungato esercizio fisico è dovuto, almeno in parte, ad una diminuzione delle escrezioni con le urine (diminuzione del volume urinario), e non è dovuto necessariamente ad un aumento della produzione.⁷⁰

L'orientamento della componente acetabolare influenza il rilascio di ioni metallo. Un cotile eccessivamente verticale e/o antiverso è associato con più alti livelli di ioni.^{71,72}

Hart et al. hanno riportato che pazienti con livelli di ioni eccezionalmente alti (casi aberranti) avevano una inclinazione media della coppa di 56° comparati con una media di 42° per i non aberranti.⁷¹ Questi casi aberranti rappresentano il 4% dei pazienti con livelli nel sangue di ioni metallo che sono 10 volte più grandi della media. Una simile osservazione è stata fatta da Isaac et al.: anche con un angolo di apertura laterale maggiore di 55° avevano sostanzialmente più probabilità di avere elevati livelli di ioni metallo.⁷³ Un recente lavoro condotto da Pandit et al.⁷⁴ ha messo in evidenza l'associazione tra accoppiamento metallo-metallo e masse pseudo-tumorali dei tessuti molli periprotetici in pazienti di sesso femminile. In questo studio sono stati analizzati una serie di 20 pazienti che avevano sviluppato una massa dopo la protesi di rivestimento. L'istologia ha mostrato aggregati di linfociti con assenza di leucociti polimorfonucleati (ALVAL: lesioni linfocitiche asettiche associati a vasculite).⁷⁵

Pazienti con persistenza di dolori, una massa, o una raccolta fluida successiva ad una protesi d'anca dovrebbero essere attentamente valutati oltre che per la presenza di infezioni anche per questa possibilità. Un ago aspirato potrebbe non essere diagnostico. In ogni modo l'istologia di una infezione è chiaramente differente da quella di una reazione immunitaria avversa o da una risposta infiammatoria da corpo estraneo. Una biopsia e una analisi del tessuto facilitano la diagnosi differenziale.⁵²

Dunstan et al. hanno evidenziato l'aumento significativo di aberrazioni cromosomiche nei leucociti di pazienti con protesi con accoppiamento metallo-metallo.⁷⁶

Ulteriori lavori sono necessari per determinare la reale incidenza, la causa e le conseguenze a lungo termine di queste scoperte.

- Chirurgia più complessa

La tecnica di esecuzione della protesi di rivestimento è più difficile di quella della protesi d'anca standard perché la conservazione della testa del femore non permette una facile visibilità dell'acetabolo. In più, il preciso posizionamento della componente femorale (in leggero valgismo, senza violare la corticale del collo del femore) è cruciale per la riuscita dell'intervento.⁵³

In un studio, Marker et al.⁷⁷ hanno analizzato 550 procedure di protesi di rivestimento eseguite da un singolo chirurgo. L'influenza della curva di apprendimento è stata evidente, tanto che dodici delle quattordici fratture sono avvenute nei primi sessantanove interventi. Dopo questi la percentuale di fratture è stata dello 0,4% (2 in 481). Una precisa tecnica chirurgica che eviti il notching del collo femorale o il posizionamento in varo della componente protesica rimane tuttavia un elemento fondamentale per la sopravvivenza dell'impianto a lungo termine.

BREVI CENNI DI TECNICA CHIRURGICA

Per eseguire l'impianto protesico di rivestimento occorre innanzitutto eseguire un corretto planning pre-operatorio utilizzando dei templates sovrapposti alle radiografie 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 in varo ed ottenere, invece, un orientamento in lieve valgismo della componente femorale.

A tutti i pazienti viene somministrata una profilassi antibiotica comprendente 1 grammo di cefamezina somministrata per via endovenosa all'induzione, con due dosi successive di 1 grammo a 8 e 16 ore dopo l'induzione.

Le vie chirurgiche d'accesso per l'impianto di questa protesi possono essere sia laterali che anteriori che posteriori. Nella II Clinica Ortopedica dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, di solito, si esegue la protesi di rivestimento utilizzando principalmente una via d'accesso posteriore all'anca, inizialmente allargata poi progressivamente ridotta fino ad una attuale 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 trocanterica fino ad esporre gli extrarotatori brevi che vengono sezionati a tutto spessore assieme alla capsula articolare posteriore. Si lussa quindi l'articolazione coxo-femorale, si esegue la capsulotomia anteriore e si asportano gli osteofiti dal collo del femore facendo attenzione a non

asportare eccessivamente i 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 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 due viti.

I diversi modelli protesici si avvalgono di differenti sistemi di centrazione della componente femorale. Tuttavia nel caso di un accesso mini-invasivo solamente l'esperienza del chirurgo che si avvale dei reperi anatomici, o l'utilizzo dell'amplificatore di brillantezza permette un corretto posizionamento della componente femorale. Nel caso si scelga l'accesso mini-invasivo la preparazione della testa femorale solitamente precede quella dell'acetabolo in quanto il minor ingombro della testa sagomata facilita l'esposizione del cotile.

Una volta deciso l'orientamento della componente femorale, viene inserito un filo guida nella testa e nel collo. 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 possono essere eseguiti dei fori per favorire la penetrazione del cemento. La componente femorale viene fissata con cemento polimetilmetacrilato antibiotato. Esistono tuttavia modelli protesici che si avvalgono di componenti femorali non cementate. A polimerizzazione avvenuta, 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.

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.

La riabilitazione include la precoce mobilizzazione dopo il primo giorno e un carico parziale dell'articolazione operata dopo il secondo giorno. Il carico totale sull'articolazione viene concesso dopo un mese dall'intervento chirurgico. A tutti i pazienti è stata somministrata eparina a basso peso molecolare per la profilassi anti-tromboembolica durante il primo mese dopo l'intervento chirurgico.

Nella figura 12 è possibile osservare una radiografia di un paziente con una protesi di rivestimento ben impiantata.

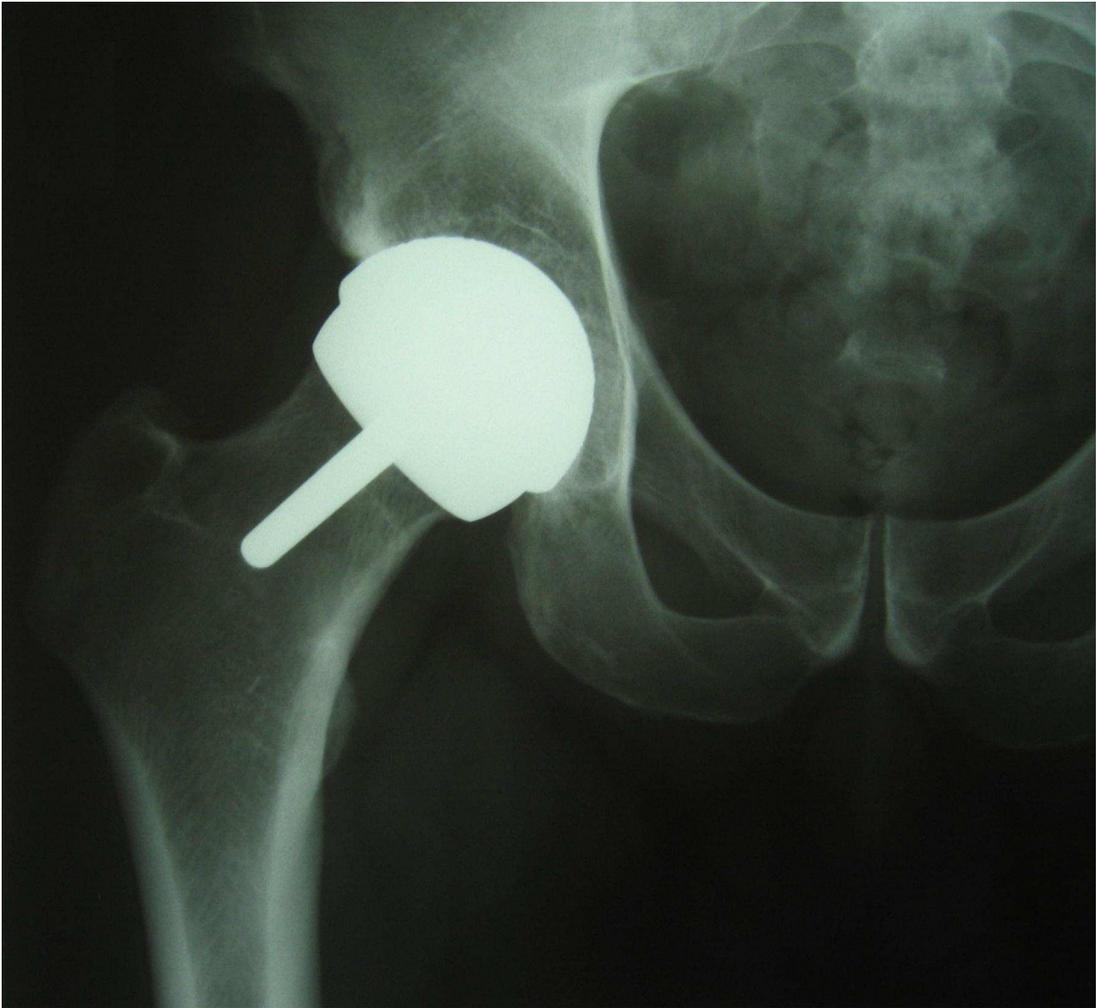


Figura 8

MATERIALI E METODI

Sono stati inclusi nello studio tutti i pazienti che sono stati sottoposti ad una protesi di rivestimento BHR all'Istituto Ortopedico Rizzoli da Gennaio 2001 a Settembre 2004. Questo gruppo comprende 134 pazienti a cui sono state impiantate 142 protesi BHR, di questi pazienti se ne sono resi disponibili per il follow-up 132 con 140 BHR. In questo gruppo 70 pazienti erano donne e 52 uomini e sono state posizionate 69 protesi all'anca destra e 71 a quella sinistra. L'età media dei pazienti al momento dell'intervento era di 50,3 anni (range da 16 a 72). L'osteoartrosi è stata la diagnosi principale che ha portato ad eseguire la protesi di rivestimento (Tab. 2).

Diagnosi	Numero di anche (%)
Osteoartrosi	90 (64.3)
Displasia dell'anca	28 (20)
Necrosi della testa del femore	8 (5.7)
Osteoartrosi post-traumatica	6 (4.3)
Artrite Reumatoide	6 (4.3)
Epifisiolisi	1 (0.7)
Malattia di Perthes	1 (0.7)

Tabella 2: distribuzione percentuale delle diverse diagnosi

È stato ottenuto il consenso informato ed ai pazienti sono stati illustrati i rischi specifici di questa protesi, come la frattura del collo del femore e il rilascio di ioni metallo.^{60,68,78} L'indicazione all'intervento di protesi di rivestimento è stata data considerando l'età del paziente, il livello di attività e la qualità dell'osso stimata intra-operatoriamente. I

pazienti sono stati informati che se la qualità dell'osso fosse stata inadeguata a supportare una protesi di rivestimento il chirurgo avrebbe potuto cambiare l'indicazione ed impiantare una protesi con lo stelo.

Analisi clinica. Sono stati utilizzati per misurare i risultati funzionali: l'Harris Hip Score (HHS)⁷⁹, e lo University of California Los Angeles (UCLA) activity level.⁸⁰

L'HHS prevede un punteggio da 0 a 100 e valuta oltre alla presenza e il tipo di dolore anche la capacità del paziente di svolgere le normali attività quotidiane come ad esempio salire le scale.

Gli indicatori del risultato funzionale dell'impianto possono essere considerati il recupero delle normali attività riferito dai pazienti stessi in associazione al punteggio dell'HHS.

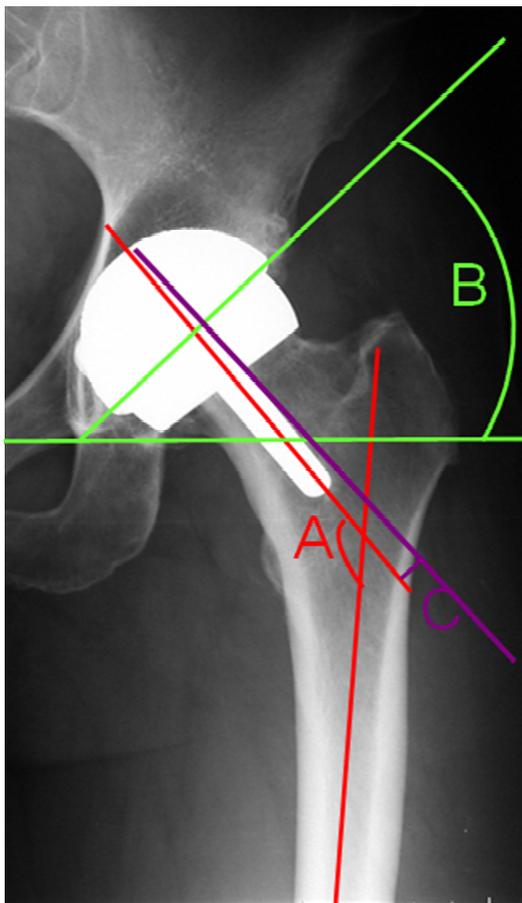
Il confronto del punteggio rilevato pre-operatoriamente con quello ottenuto a 5 anni dall'intervento consente una valutazione clinica e funzionale della protesi. Il punteggio massimo è 100 (anca perfetta), al di sotto dei 70 il risultato dell'intervento chirurgico è giudicato scarso. (Tab. 3)

HHS	
90-100	Eccellente
80-90	Buono
70-80	Discreto
<70	Scarso

Tabella 3

L'UCLA test valuta solo l'attività fisica del paziente con un punteggio che va da 0 (completamente inattivo, non può abbandonare la casa) a 10 (partecipa regolarmente a sport ad elevato impatto).

Analisi radiologica. Una radiografia in proiezione antero-posteriore del bacino ed una in proiezione laterale dell'anca protesizzata sono state utilizzate per misurare l'orientamento dell'impianto così come per identificare ossificazioni eterotopiche come descritto da Brooker et al.⁸¹



L'angolo stelo/diafisario (A) e l'inclinazione acetabolare (B) sono stati misurati come descritto da Beaulè et al.³⁶ L'angolo stelo/diafisario (A) è l'angolo compreso tra la linea passante per lo stelo della componente femorale e l'asse anatomico della diafisi femorale. L'orientamento della componente femorale (C) è dato dalla differenza tra l'angolo stelo diafisario (A) e l'angolo cervico diafisario. Valori positivi indicano un orientamento in

Figura 13

valgo della componente femorale, valori negativi un orientamento in varo. L'angolo di inclinazione acetabolare (B) è definito come l'angolo fra la linea tangente il bordo della coppa acetabolare e la linea orizzontale tangente alle tear drops. (Fig. 13)

L'assottigliamento del collo del femore è stato valutato comparando la larghezza del collo sulle radiografie in antero posteriore e quando possibile in laterale effettuate ad un mese dall'intervento con le ultime disponibili, utilizzando la componente femorale come riferimento per l'ingrandimento. Una riduzione della larghezza è stata considerata significativa quando superiore al 10% rispetto al valore misurato ad 1 mese.

Analisi istologica dei fallimenti. Per ogni fallimento è stato calcolato l'indice di rischio per l'artroplastica di rivestimento secondo Beaulè et al.³⁶ In questa valutazione, il rischio relativo di fallimento è aumentato di 12 volte se l'indice di rischio è maggiore di tre.

È stata effettuata una analisi istologica ed istomorfometrica delle componenti protesiche espianate (componenti femorali). Le teste femorali protesizzate sono state fissate in paraformaldeide tamponata al 4% e disidratate in alcool a gradazione crescente fino all'assoluto (50%, 75%, 95%, 100%). Successivamente sono state incluse in metile-metacrilato e sezionate secondo l'asse dello stelino protesico. Le sezioni ottenute mediante sistema di taglio-abrasione Exact sono state colorate con Fucsina Acida e Fast Green, montate ed osservate con microscopio Olympus BX41. L'immagine d'insieme del preparato è stata acquisita mediante scanner Epson 2480 ad una risoluzione di 600dpi, le immagini al microscopio sono state acquisite con sistema Zeiss Axiovision con obiettivo 1,25x.

Abbiamo calcolato l'area all'interno del perimetro della testa in ogni sezione. Sono state calcolate le percentuali di area occupata rispettivamente da tessuto osseo e da cemento. Abbiamo considerato solo l'area all'interno della testa metallica e questa, per facilitare l'analisi, è stata a sua volta divisa in 2 compartimenti dallo stelino (A e B).

Follow-up. I pazienti sono venuti a controllo a uno, tre e sei mesi dopo l'intervento e in queste occasioni si sono ottenute le radiografie dell'anca in entrambe le proiezioni (antero-posteriore e laterale). Sono stati successivamente rivisti ogni anno con nuove Rx. Per gli scopi di questo studio i pazienti sono stati ricontattati per un'ulteriore valutazione clinica e radiografica al più lungo follow-up disponibile.

Analisi statistica. L'analisi statistica è stata effettuata mediante il Mann-Whitney U test e il test one way ANOVA. È stata considerata significativa un valore di $p < 0,05$. L'analisi della sopravvivenza è stata effettuata mediante analisi di Kaplan-Meier con un intervallo di confidenza del 95%.

RISULTATI

Il periodo medio della degenza ospedaliera è stata di 6 giorni (range da 4 a 12). Il follow-up medio è stato di 72,5 mesi (da 60 a 104). Dei 134 pazienti originali, 2 sono stati persi al follow-up. Questi pazienti non sono stati inclusi in nessuna analisi statistica. Le complicazioni che si sono avute in questi 132 pazienti rimanenti (140 protesi BHR) sono state: una dislocazione post-traumatica (0,7%) trattata con una riduzione incruenta, una paralisi transitoria del nervo femorale completamente recuperata (0,7%) in un paziente con la displasia congenita dell'anca con l'arto più corto di 4 cm in cui la dismetria è stata risolta completamente dopo l'impianto della protesi di rivestimento e una rottura dell'arteria circonflessa mediale (0,7%) trattata con angioplastica.

Risultati funzionali

Il punteggio medio dell'HHS pre-operatorio rilevato è stato di 58,3 con una deviazione standard $\pm 16,6$. Il punteggio medio post-operatorio 94,3 con una deviazione standard $\pm 7,4$. (Fig. 14) Il miglioramento medio di ciascun paziente (HHS post-op meno HHS pre-op) è stato di 36 con una deviazione standard $\pm 17,9$ ($p < 0,0005$).

Il punteggio medio dell'UCLA pre-operatorio è stato di 3,14 con una deviazione standard $\pm 1,49$. Il punteggio medio post-operatorio rilevato al follow-up è stato di 6,67 con una deviazione standard $\pm 1,6$. (Fig. 15) Il miglioramento medio di ciascun paziente (UCLA post-op meno UCLA pre-op) è stato di 3,53 con una deviazione standard di $\pm 1,87$ ($p < 0,0005$).

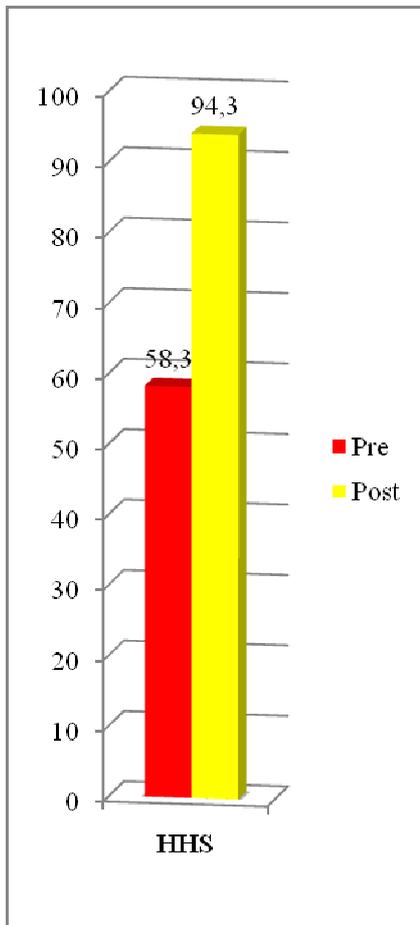


Figura 14

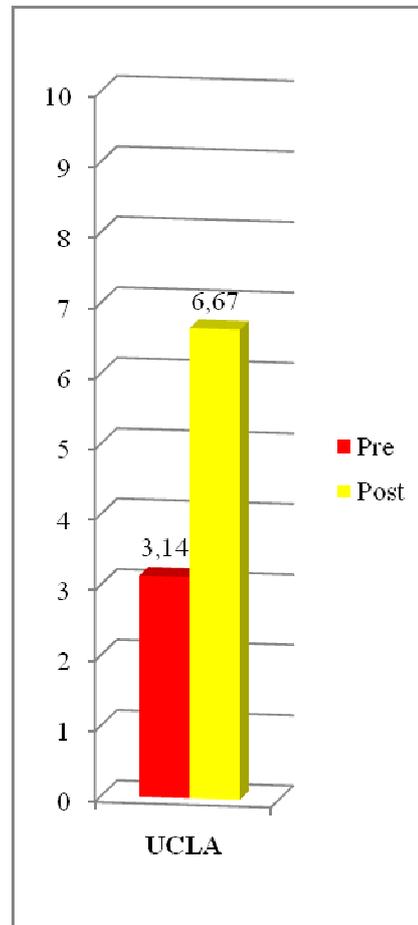


Figura 15

Analizzando i risultati per sesso si è osservato che gli uomini hanno un punteggio dell'HHS più elevato sia pre-operatoriamente che post-operatoriamente (uomini pre-op $61,8 \pm 17,4$ vs donne pre-op $66,6 \pm 15,1$ con una $p = 0,05$; uomini post-op $96,3 \pm 4,4$ vs donne post-op $92,4 \pm 9$ con una $p = 0,004$). (Fig.16)

Nello UCLA gli uomini hanno mostrato un punteggio migliore pre-operatoriamente (uomini pre-op $3,42 \pm 1,68$ vs donne pre-op $2,85 \pm 1,17$). Questo valore pur non risultando statisticamente significativo, $p = 0,08$ mostra tuttavia una tendenza statistica. Post-operatoriamente si è osservato uno score migliore negli uomini statisticamente significativo con una $p < 0,0005$ (uomini post-op $7,37 \pm 1,55$ vs donne post-op $6,02 \pm 1,36$). (Fig. 17)

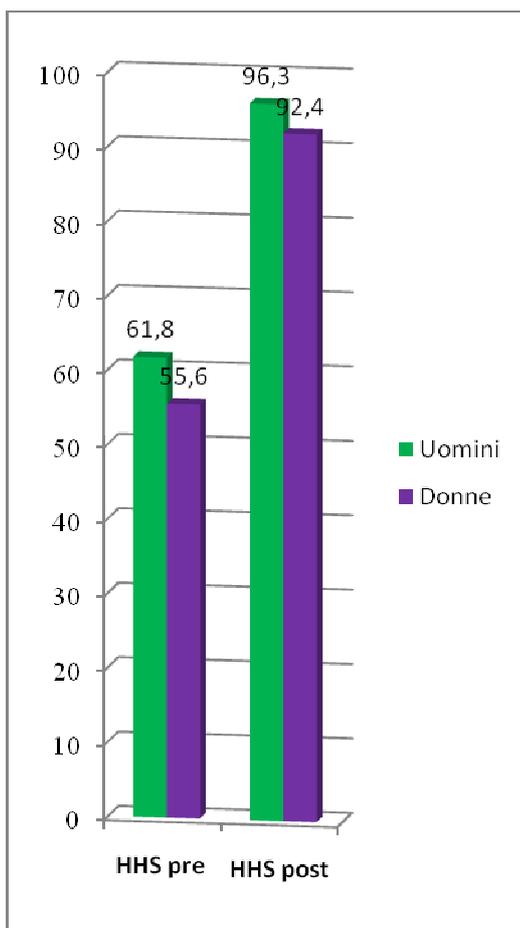


Figura 16

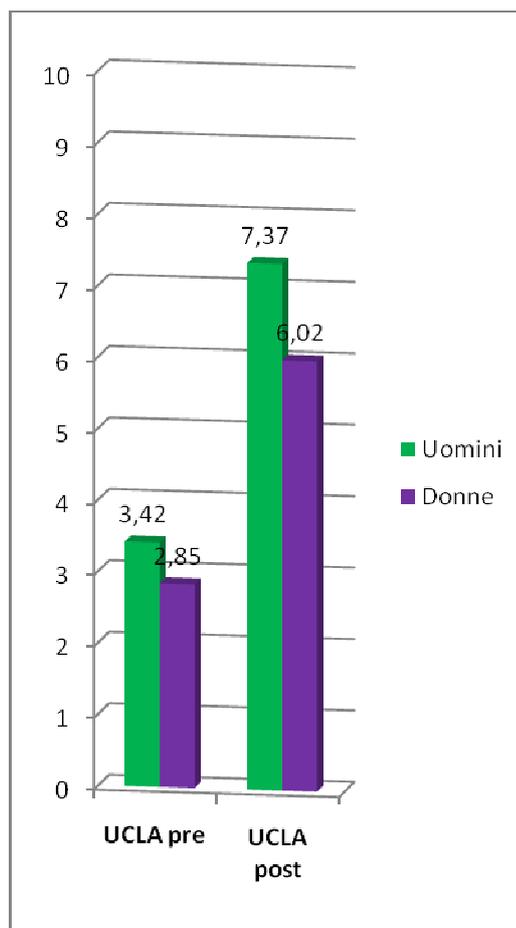


Figura 17

Per normalizzare i risultati di HHS e UCLA si è calcolato il rapporto

fra il Δ raggiunto e il Δ raggiungibile secondo la seguente formula:

$$\frac{\text{Score Postop} - \text{Score preop}}{100 - \text{Score preop}} * 100$$

Così facendo si è osservato che negli uomini gli score dell'HHS sono aumentati mediamente dell'88,5% con deviazione standard di $\pm 15,6$ rispetto alle donne in cui sono aumentati mediamente dell'81% con deviazione standard $\pm 25,1$ ($p = 0,02$). (Fig. 18)

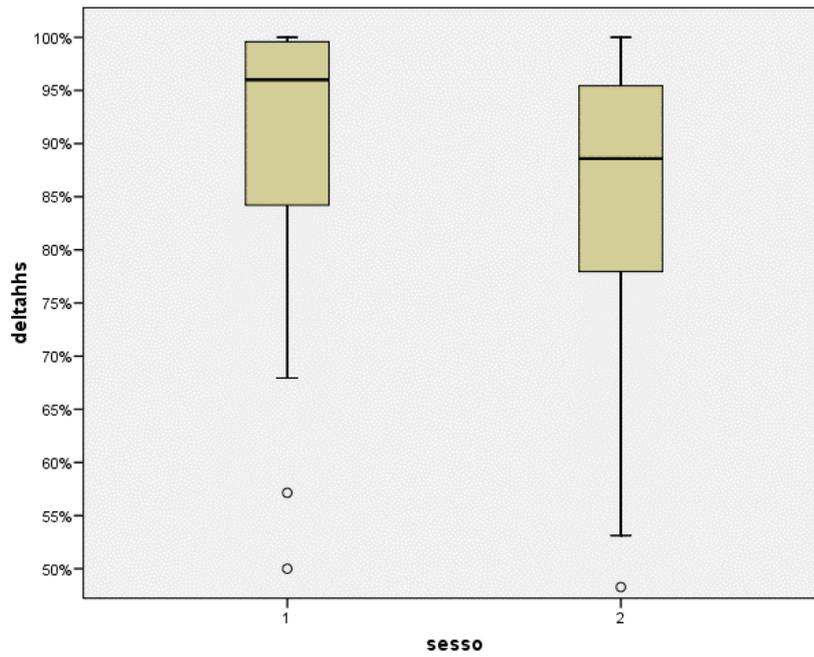


Figura 18 (1=uomini, 2=donne)

Anche nell'UCLA i punteggi degli uomini sono aumentati maggiormente (57,9% con deviazione standard $\pm 28,2$) rispetto a quelli delle donne (43,3% con deviazione standard $\pm 20,4$) con una $p = 0,005$. (Fig. 19)

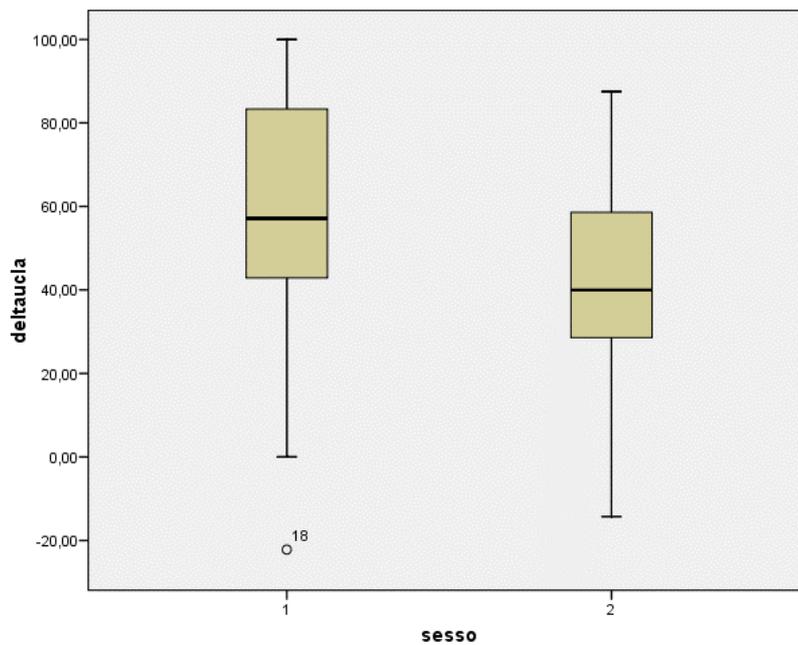


Figura 19 (1=uomini, 2=donne)

In ultimo è stata effettuata una analisi della sopravvivenza utilizzando la curva di Kaplan-Meier che ha mostrato una sopravvivenza del 96,4% (95% intervallo di confidenza (CI) 92,5 – 99,4). (Fig. 20)

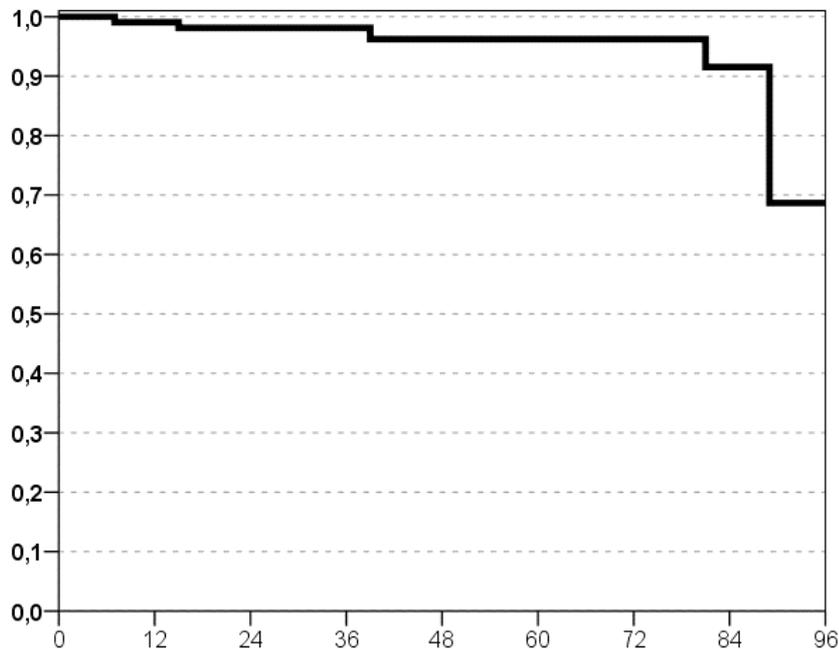


Figura 20

Analisi radiografica. Nel 26% dei pazienti si è avuto un restringimento del collo maggiore del 10%.

Analizzando le radiografie preoperatorie 32 anche (24,2%) sottoposte a protesi di rivestimento presentavano ossificazioni eterotopiche; di queste, secondo la classificazione di Brooker⁸¹, 29 erano in classe 1, 2 in classe 2 e 1 in classe 3.

Fallimenti. Cinque pazienti sono stati sottoposti ad una revisione chirurgica ad un tempo medio di 42,8 mesi (6 a 88).

La prima revisione è stata causata da una necrosi avascolare della testa femorale, che è stata confermata all'analisi istologica. La paziente era una donna di 69 anni con una diagnosi di osteoartrosi primaria. La componente femorale era stata ben posizionata evitando il notching della corticale, il diametro della testa era di 42 mm. La paziente ha iniziato a riferire un aumento del dolore 3 mesi dopo l'intervento

chirurgico. Al follow-up programmato, osservando le radiografie in proiezione antero-posteriore, è risultato evidente una progressiva varizzazione della componente femorale. Ad 11 mesi dall'intervento si è avuta la frattura della corticale laterale del collo femorale. A 14 mesi la paziente è stata sottoposta a revisione della componente femorale che è stata sostituita con una protesi non cementata con una testa larga modulare.

Il secondo paziente è stato un uomo di 62 anni con una diagnosi di osteoartrosi primaria. Il diametro della testa era di 54 mm, la componente femorale era ben posizionata con assenza di notching. A causa di un trauma diretto all'anca destra che ha causato la frattura del collo femorale al paziente è stata sostituita la componente femorale con una protesi non cementata con una testa di grande diametro.

Nel terzo paziente si è resa necessaria la revisione a causa di una frattura del collo del femore. Il paziente era un uomo di 50 anni con una diagnosi di osteoartrosi primaria. Il diametro della testa era di 54 mm e la componente femorale era stata posizionata in varo di 3°. Il paziente ha iniziato a lamentare un progressivo dolore all'anca e dopo 37 settimane si è avuta la frattura del collo. Il paziente è stato revisionato in un'altra struttura e la componente femorale è stata sostituita con una protesi non cementata con una testa di grande diametro.

La quarta paziente, una donna di 50 anni aveva una diagnosi primitiva di displasia dell'anca. La componente femorale era ben posizionata (5° in valgismo) e non era presente notching della corticale; il diametro della testa era di 42 mm. La paziente ha successivamente sviluppato una metallosi che si è manifestata con un dolore ingravescente all'anca operata circa 6 anni dopo l'intervento chirurgico. La metallosi ha probabilmente causato la mobilizzazione asettica dell'impianto che ha

reso necessario la revisione. La componente femorale è stata sostituita con una protesi tradizionale, anche la componente acetabolare è stata sostituita per modificare l'accoppiamento in ceramica-ceramica.

La quinta paziente, una donna di 51 anni con una diagnosi primitiva di osteoartrosi dell'anca, ha impiantato una protesi BHR con diametro della testa di 46 mm. La componente femorale era posizionata in valgismo (10°) ma era presente il notching della corticale. Dopo 88 mesi si è avuta una frattura del collo del femore e la paziente è stata sottoposta a revisione della componente femorale che è stata sostituita con una protesi non cementata con una testa metallica di grande diametro. Nelle tabelle 4, 5 e 6 sono riportati i dati dei 5 pazienti quali la diagnosi iniziale, l'eventuale presenza di notching, il tipo di frattura ed altro.

Paziente	Sesso	Età all'intervento	Dimensioni Protesiche	Lato	Diagnosi iniziale	BMI
1	F	69	42-52	Dx	Coxartrosi	22,7
2	M	62	54-62	Dx	Coxartrosi	26,7
3	M	50	45-62	Sn	Coxartrosi	32,8
4	F	50	42-48	Sn	Displasia	27,3
5	F	51	46-52	Sn	Coxartrosi	26

Tabella 4

Paziente	Notching	Indice di rischio SARI ³⁶	Tempo alla frattura (mesi)	Tipo di frattura
1	No	3	14	2
2	No	1	26	1
3	No	2	6	n. p.
4	No	2	80	2
5	Si	3	88	1

Tabella 5

Paziente	Angolo abduzione Cotile	Angolo componente femorale post-op	Varo/valgismo componente femorale
1	51°	138°	Valgo 6°
2	45°	142°	Valgo 14°
3	40°	145°	Varo 3°
4	66°	143°	Valgo 5°
5	54°	141°	Valgo 10°

Tabella 6

Analisi istologica. Dei 5 fallimenti riportati nella nostra casistica abbiamo analizzato 4 teste femorali recuperate durante gli interventi di revisione: non è stato possibile analizzare la testa del paziente numero 2.

Le tabelle 7, 8, 9 e 10 riportano i risultati istomorfometrici dei pazienti 1, 3, 4, 5 rispettivamente.

Paziente 1	Sezione A (cm ²)	Sezione B (cm ²)	Totale (cm ²)
Area totale	2,77	2,64	5,41
Area osso	0,289	1,434	1,723
Area cemento	0,241*	Non valutabile	Non valutabile

* parzialmente valutabili

Tabella 7

Paziente 3	Sezione A (cm ²)	Sezione B (cm ²)	Totale (cm ²)
Area totale	3,04	3,3	6,34
Area osso	2,012	2,36	4,372
Area cemento	0,374	0,701*	1,075*

* presenza di zone otticamente vuote da verosimile scioglimento

Tabella 8

Paziente 4	Sezione A (cm ²)	Sezione B (cm ²)	Totale (cm ²)
Area totale	3,34	2,63	5,97
Area osso	0,723	1,517	2,24
Area cemento	0,0283*	0,2217**	0,25***

* cemento valutabile solo nella zona apicale

** cemento valutabile solo nella zona marginale

*** risultato parziale

Tabella 9

Paziente 5	Sezione A (cm ²)	Sezione B (cm ²)	Totale (cm ²)
Area totale	2,97	2,97	5,94
Area osso	0,741	0,176	0,917
Area cemento	1,392	1,545	2,937

Tabella 10

La figura 21 mostra dei dettagli istologici della paziente numero 1.

Appare evidente la grande penetrazione del cemento con conseguente necrosi ossea in particolare nel compartimento A dove le aree di tessuto osseo e cemento sono sovrapponibili (area osso 0,289, area cemento 0,241). Nel compartimento B, dove l'osso è in maggiore quantità, l'architettura trabecolare appare abbastanza regolarmente conservata.

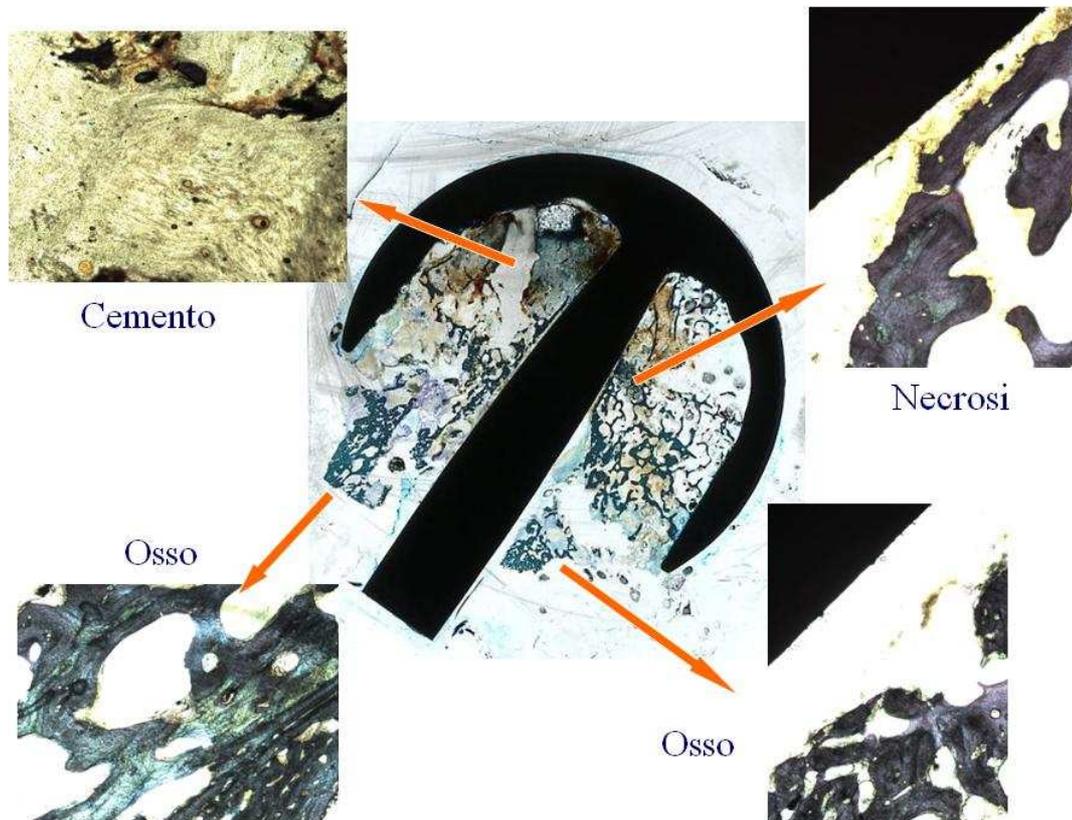


Figura 21

L'immagine 22 mostra in dettaglio la testa femorale del paziente numero 3. È ben riconoscibile tessuto osseo, in quantità abbastanza uniforme nei compartimenti A e B, il valore istomorfometrico del tessuto osseo è infatti 2,012 e 2,36 rispettivamente. L'architettura trabecolare del tessuto osseo presenta aspetto regolare. Il cemento è ben riconoscibile nel compartimento A, mentre nel compartimento B sono presenti aree otticamente vuote corrispondenti a zone in cui il cemento si è sciolto (verosimilmente durante la processazione). Non evidenza di reazioni infiammatorie significative.

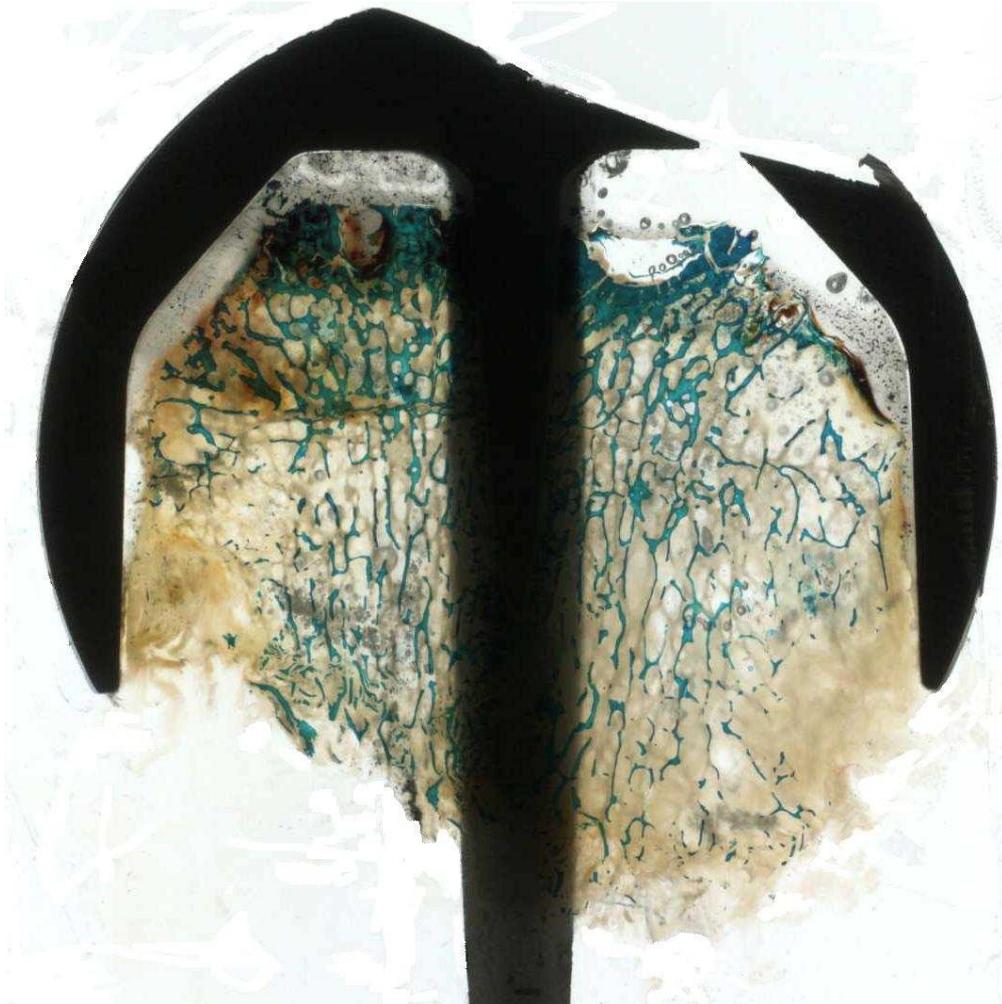


Figura 22

L'immagine 23 mostra la testa femorale della paziente 4 in cui è presente tessuto osseo ad architettura trabecolare, in quantità maggiore nel compartimento B rispetto ad A (1,517 e 0,723 rispettivamente). In entrambi i compartimenti, fra il margine interno della protesi ed il tessuto osseo, sono riconoscibili sottili spazi otticamente vuoti, verosimilmente corrispondenti al cemento disciolto durante la processazione. Nel compartimento B è visibile un'area di colore amaranto verosimilmente dovuta a metalloso. Non evidenti infiltrati di carattere infiammatorio.



Figura 23

Nello spazio della protesi della paziente 5 visibile nella figura 24 è presente tessuto osseo, in maggiore quantità nel compartimento A rispetto al compartimento B (0,741 e 0,176 rispettivamente), questo fenomeno è tuttavia attribuibile a variazioni dell'inclinazione del piano di taglio del campione. E' inoltre ben riconoscibile la presenza di cemento che si interpone fra il tessuto osseo e la superficie interna della protesi. Il cemento, dove presente, evidenzia al suo interno alcune cavitazioni. Non segni evidenti di reazione infiammatoria. Nel compartimento A l'architettura dell'osso è nel complesso regolare. Nel compartimento B l'esiguità dei frammenti non permette maggiori giudizi. (Tab. 9)



Figura 24

DISCUSSIONE

Il nostro studio ha evidenziato come la protesi di rivestimento sia un intervento efficace nel ripristino della funzione articolare dell'anca. I risultati funzionali della nostra serie di pazienti sono stati ottimi con un miglioramento medio di 36 punti di HHS post-operatorio. La protesi di rivestimento trova indicazione in pazienti giovani ed attivi che spesso manifestano l'intenzione di praticare attività sportive anche ad alto impatto. Il miglioramento medio calcolato con lo UCLA è stato di 3,5 punti con il 15,8% dei pazienti che hanno raggiunto un valore uguale o superiore a 9 (praticano attività sportive con impatto come jogging, tennis, sciare o lavori pesanti).

La protesi di rivestimento rimane tuttavia un intervento tecnicamente complesso dove piccoli errori di tecnica chirurgica possono causare il fallimento anche molto precoci.

In uno studio condotto da Daniel et al.⁸² 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.⁸³ hanno riportato una sopravvivenza dello stesso tipo di impianto a 5 anni dall'intervento chirurgico in 144 casi pari al 98% (99% se si considerano solamente le revisioni asettiche).

Anche Amstutz et al.⁸⁴ 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.

Un recente studio del 2009 condotto da Bergeron et al.⁸⁵ su 228 protesi di rivestimento consecutive di ultima generazione in 209 pazienti ad un follow-up minimo di 2 anni, escludendo le infezioni, ci sono stati solo

3 fallimenti (1,3%). La sopravvivenza totale a 4,6 anni è stata del 96,9%.

La sopravvivenza cumulativa delle protesi di rivestimento del nostro studio (96,43%) è sovrapponibile a quella riportata nella letteratura internazionale.

Il paragone tra la sopravvivenza delle protesi di rivestimento e quello delle protesi tradizionali rimane un argomento controverso.

In uno studio Corten et al.⁸⁶ hanno analizzato i registri nazionali delle protesi di rivestimento Australiani, Inglesi, Gallesi e Svedesi: in totale, su 2590 protesi con un follow-up tra i 4 ed i 7 anni, hanno riscontrato una sopravvivenza tra il 94% ed il 100%. Successivamente hanno paragonato i dati con i registri delle protesi totali standard dei medesimi paesi. Così facendo hanno notato un aumento del rischio di fallimenti per le protesi di rivestimento se comparate alle protesi totali (nel registro australiano la percentuale cumulativa di revisione a 5 anni nel caso di diagnosi primitiva di osteoartrosi è rispettivamente del 3,7% e del 2,7%; a 7 anni rispettivamente 4,6% e 3,4%). Circa i due terzi delle revisioni delle protesi di rivestimento erano dovuti ad una necrosi avascolare (31%) e ad una frattura (31%), nelle protesi totali le cause delle revisioni erano rappresentate dalla necrosi avascolare (41%) e dalla dislocazione della protesi (19%). Nel 55% dei casi la revisione dei rivestimenti era dovuta ad una causa femorale che ha rappresentato solo il 12% delle cause di revisione delle protesi totali.

In questo studio sono stati identificati 3 fattori prognostici: indicazioni chirurgiche (la displasia congenita dell'anca e la necrosi avascolare hanno una più alta percentuale di rischio di revisione: rispettivamente 12% e 6%), sesso ed età.

Gli uomini hanno un più basso rischio di revisione rispetto alle donne: la percentuale di rischio di revisione nelle protesi di rivestimento è

rispettivamente di 2,6% e 6,5% (circa 2,5 volte più alto per le donne), nelle protesi totali rispettivamente 2,8% e 2,7%.

In realtà, la differenza osservata nelle protesi di rivestimento scompare se si dividono i pazienti in base alla dimensione della testa protesica usando come cut-off un diametro di 50 mm (una testa protesica di diametro ≥ 50 mm è stata usata nell'84% degli uomini e nel 14% delle donne): la percentuale di rischio di revisione per teste ≥ 50 mm è di 2,1% per gli uomini e 2% per le donne, per teste < 50 mm è di 5,5% per gli uomini e 7,3% per le donne ($p < 0,001$).

Questa potrebbe essere una possibile spiegazione ai fallimenti del nostro studio: le 3 donne avevano tutte una protesi con un diametro della testa < 50 mm.

Il più alto tasso di revisioni a 7 anni per le protesi di rivestimento 4,6% rispetto a 3,4% delle protesi tradizionali non tiene tuttavia in considerazione l'età dei pazienti. È noto infatti che le protesi tradizionali abbiano una sopravvivenza inferiore nei soggetti più giovani che sono per l'appunto i candidati ideali alla protesi di rivestimento. Infatti pazienti di sesso maschile con età < 65 anni all'epoca dell'intervento hanno sopravvivenza migliore con una protesi di rivestimento rispetto ad una protesi tradizionale.

Sempre Corten et al.⁸⁶ hanno osservato un aumento di rischio all'aumentare dell'età: negli uomini con età < 55 anni la percentuale di rischio di revisioni è del 2,2%, negli uomini con età > 64 anni 4,7%; nelle donne con età < 55 anni 5,2 %, con età > 64 anni 9,2%.

Nel nostro studio i pazienti in cui si sono avuti i fallimenti hanno tutti una età superiore a 50 anni e di questi 2 sono avvenuti in pazienti con età superiore a 60 anni. Tuttavia, in uno studio recente condotto da McGrath et al.^{23x} l'età del paziente non sembrerebbe di per sé un fattore di rischio per il fallimento dell'impianto.

Dei 5 fallimenti 2 non presentavano né varismo della componente femorale né notching: una donna di 69 anni (paziente numero 1) in cui si è avuto un varismo progressivo dovuto ad una necrosi della testa del femore e un uomo di 62 anni (paziente numero 2) in cui, a fronte di un posizionamento perfetto dell'impianto protesico, a causa di un trauma diretto all'anca si è avuta la frattura del collo del femore. Una possibile spiegazione della necrosi della testa del femore della donna di 69 anni può essere una alterata distribuzione del cemento. In effetti, in studi recenti, sono stati messi in correlazione alterazioni della tecnica di cementificazione e fallimenti femorali precoci.

Morlock et al. hanno riscontrato anomalie nella distribuzione del cemento nel 63% di 55 teste femorali fallite.⁸⁷ In generale il manto di cemento era più spesso in regione polare e molto meno alla periferia dell'impianto. Durante la fase di polimerizzazione la temperatura aumenta all'aumentare del volume del cemento. Pertanto è logico aspettarsi un incremento della necrosi ossea nelle regioni a contatto con un manto di cemento più spesso.

Questi risultati sono stati confermati da Campbell et al.⁸⁸

L'esame istologico della testa del femore della donna di 69 anni ha mostrato un grande spessore del manto di cemento in regione polare con necrosi del tessuto osseo sottostante.

Oltre alla tecnica di cementazione, risulta cruciale la preparazione della testa femorale evitando il notching ed il posizionamento in varo. Nelle rimanenti 3 fratture riportate nella nostra casistica abbiamo osservato in un caso un posizionamento in varo della componente femorale (paziente numero 3).

Nella letteratura internazionale il varismo della componente femorale e/o il notching del collo del femore sono elementi presenti nell'85% delle fratture precoci.⁶⁰ Shimmin et al. e Back et al. hanno evidenziato

come l'orientamento in varo $> 5^\circ$ della componente femorale sia un elemento presente nel 71% delle anche che si fratturano.⁶⁰

Secondo studi condotti da Beaulè et al. il rischio di fallimento per anche con angolo stelo/diafisario $\leq 130^\circ$ è 6,1 volte maggiore.³⁶

Anglin et al. hanno esaminato il comportamento in vitro di 10 coppie di femori sottoponendole a carico sino alla frattura. Da un lato la componente era posizionata con allineamento neutro, dall'altro con 10° di valgismo.⁸⁹ Il posizionamento in valgo incrementava il carico alla frattura del 28% rispetto all'orientamento neutro in condizioni di normale densità ossea, mentre perdeva di significato in caso di scarsa densità minerale. Questo elemento potrebbe giustificare il fallimento della paziente di 69 anni con necrosi della testa del femore in cui il fallimento è avvenuto in assenza di notching e con un valgismo di 6° ma in presenza di osteopenia: t-score pari a -2,1 SD.

Una possibile spiegazione del fallimento del paziente numero 5 potrebbe essere la presenza del notching.

L'effetto puramente meccanico secondo cui il notching supero-laterale del collo del femore predisponga alla frattura è elemento dibattuto. In uno studio condotto su femori di cadavere non artrosici, Mardones et al. hanno dimostrato come la resezione fino al 30% del quadrante antero-laterale della giunzione testa-collo non alteri significativamente la capacità di sopportare il carico del femore prossimale.⁹⁰ Tuttavia una resezione ossea del 30% diminuisce significativamente la forza necessaria a provocare una frattura ($p=0,0015$). Questi risultati evidenziano come il femore prossimale possa tollerare parzialmente il notching e spiega perché la presenza di quest'ultimo non generi necessariamente la frattura in pazienti con protesi di rivestimento.

Il notching inoltre ha implicazioni non solo biomeccaniche ma anche vascolari. Mediante l'utilizzo di flussimetria laser doppler, il flusso

ematico è stato misurato in 14 teste femorali artrosiche durante protesi totali dell'anca prima e dopo aver prodotto il notching del collo del femore.⁹¹ In 10 casi è stata notata una riduzione nel flusso ematico maggiore del 50% dopo la simulazione del notching. Questi risultati suggeriscono come il danneggiamento di vasi extraossei possa predisporre all'osteonecrosi, pertanto un'eccessiva dissezione dei tessuti molli intorno al collo femorale ed il notching dovrebbero essere accuratamente evitati.

Oltre all'indebolimento meccanico del collo del femore quindi, il notching predisporrebbe all'osteonecrosi della testa femorale contribuendo con un duplice meccanismo al fallimento della protesi di rivestimento.

Infine, nel paziente numero 4, abbiamo osservato un angolo di inclinazione acetabolare eccessivo (66°).

In quest'ultimo paziente abbiamo riscontrato segni di metallosi all'epoca della revisione, il cotile verticale potrebbe essere stato l'elemento decisivo per questa eccessiva usura dovuta al fenomeno dell'edge wear. (Fig. 25)



Figura 25

CONCLUSIONI

Nonostante le casistiche internazionali 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.

Risulta cruciale, quindi, una accurata selezione dei pazienti in cui impiantare le protesi di rivestimento oltre ad una accurata tecnica chirurgica.

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, i risultati funzionali sono ottimi, spesso 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.

La protesi di rivestimento dell'anca costituisce 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, Oden A: Update and validation of results from the Swedish Hip Arthroplasty Registry 1979-1998. Procs 67th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2000.
- 2.** Anatomia umana; G. Balboni, A. Bastianizzi et Al.; Edi-ermes.
- 3.** Anatomia del Gray; R. Warwick, P. L. Williams; Zanichelli.
- 4.** Fisiologia articolare; I.A. Kapandji; Monduzzi Editore.
- 5.** Manuale di Ortopedia e Traumatologia; Giannini S., Faldini C.; Edizioni Minerva Medica, 2008.
- 6.** Clinica Ortopedica; Campanacci M.; Pàtron Editore, 1989.
- 7.** Gomez PF, Morcuende JA. Early attempts at hip arthroplasty 1700s to 1950s. The Iowa Orthopaedic Journal. 2005;25:25-9.
- 8.** Smith-Petersen MN, Treatment of malum coxae senilis, old slipped femoral epiphysis, intrapelvic protrusion of the acetabulum, and coxa plana by means of acetabuloplasty. J Bone Joint Surg. 1936;18: 869-884.
- 9.** Smith Petersen MN, Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg. 1948;30B: 59-74.
- 10.** Signorello LB, Ye W, Fryzek JP, Lipworth L, Fraumeni JF Jr, Blot WJ, McLaughlin JK, Nyren O. Nationwide study of cancer risk among hip replacement patients in Sweden. J Natl Cancer Inst.

- 11.**Steinberg ME, Reconstructive Surgery of the adult Hip: an overview. In Steinberg ME. The hip and its disorders. Philadelphia, WB Saunders Company. 1991;705-727.
- 12.**Charnley JC., Arthroplasty of the hip: a new operation. Lancet, 1: 1129-1132, 1961.
- 13.**Tanaka S, Surface replacement of the hip joint., Clin. Orthop. 134, 75-79, 1978.
- 14.**Paltrinieri M, Trentani C, Variante di artroprotesi d'anca. Chir. Org. Mov. 60, 85-95 1971.
- 15.**Furuya K., Tsuchiya M., Kawachi S., Socket-cup arthroplasty. Clin Orthop, 134: 41-44, 1978.
- 16.**Capello WN, Ireland PH, Trammel TR, et al.: Conservative total hip arthroplasty: a procedure to conserve bone-stock. Clin Orthop, 134 : 59-74, 1978.
- 17.**Amstutz HC., Campbell PA, Nasser S., et al.: Modes of failure of surface replacements. In Amstutz HC. (ed) Hip Arthroplasty. New York, Churchill Livingstone, 507-534, 1991.
- 18.**Amstutz HC, Grigoris P, Surface Replacement of the hip, <http://www.jri-oh.com/hipsurgery/surface.asp>., 1997.
- 19.**Amstutz HC., Grigoris P., Dorey FJ., Evolution and future of surface replacement of the hip. J Orthopaedic Science, 3: 169-186, 1998.
- 20.**Ahnfelt L., Herberts P., Malchau H., et al., Prognosis of total hip replacement, Acta Orthop Scand 61 (suppl 238): 1-26; 1990.

- 21.**Barton JR., On the treatment of ankylosis, by the formation of artificial joints. *N Am Med Surg J* 3: 279-292, 1827.
- 22.**Head WC, Wagner Surface Replacement Arthroplasty of the Hip. Analysis of fourteen failures in forty-one hips. *J. Bone Joint Surg.* 63A, 420-427, 1981.
- 23.**Howie DW, Campbell D, McGee M, Cornish BL., Wagner Resurfacing Hip Arthroplasty. The results of one-hundred consecutive arthroplasties after eight to ten years. *J. Bone Joint Surg.*72A, 708-714, 1990a.
- 24.**Howie DW, Cornish BL, Vernon-Roberts B., Resurfacing Hip Arthroplasty. Classification of Loosening and the Role of Prosthesis Wear Particles. *Clin. Orthop.* 255, 144-159, 1990b.
- 25.**Brodner W., Bitzan P., Meisenger V., Kaider A., Gottsauner-Wolf F., Kotz R.; Elevated serum cobalt with metal-on-metal articulating surfaces. *J Bone Joint Surg*, 79B, No. 2, 1997.
- 26.**Mai MT, Schmalzried TP, Dorey FJ, Campbell PA, Amstutz HC, The Contribution of Frictional Torque to Loosening at the Cement-Bone Interface in Tharies Hip Replacement. *J. Bone Joint Surg.* 78A, 505-511, 1996.
- 27.**Amstutz HC., Noordin S., Campbell PA., et al.: Precision fit surface hemiarthroplasty for femoral head osteonecrosis. In press: *Osteonecrosis: etiology, diagnosis and management*, American Academy of Orthopedic Surgeons, 1997.
- 28.**Charnley JC: Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clin Orthop.* 1970;72: 7-22.

29. Clarke I, Donaldson T, Bowsher J, Nasser S, Takahashi T. Current Concepts of Metal-on-metal Hip Resurfacing. *Orthop Clin N Am.* 2005;36: 143-162.
30. Weber BG. Experience with the Metasul total hip bearing system. *Clin Orthop* 1996;329S:S69-77.
31. Wagner M, Wagner H, Preliminary results of uncemented metal on metal stemmed and resurfacing hip replacement arthroplasty., *Clin. Orthop.* 329S, 78-88, 1996.
32. McMinn D., Treacy R., Lin K., Pynsent P., Metal on Metal Surface Replacement of the Hip. Experience of the McMinn Prosthesis. *Clin. Orthop.* 329S, 89-98, 1996.
33. Lachiewicz PF. Metal-on-metal hip resurfacing: a skeptic's view. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;465:86.
34. Mont MA, Ragland PS, Etienne G, Seyler TM, Schmalzried TP. Hip resurfacing arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2006;14:454-63.
35. Shimmin A, Beaulé PE, Campbell P. Metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90:637-54.
36. Beaulé PE, Dorey FJ, LeDuff M, et al. Risk factors affecting outcome of metal-on-metal surface arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;87.
37. Schmalzried TP, Silva M, de la Rosa MA, Choi ES, Fowble VA. Optimizing patient selection and outcomes with total hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;441:220-4.

38. Revell MP, McBryde CW, Bhatnagar S, Pynsent PB, Treacy RB. Metal-on-metal hip resurfacing in osteonecrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Am.* 2006; 88 Suppl 3:90-7.
39. Fitts SM, Zadzilka JD, Trier K, Stulberg BN. Resurfacing arthroplasty for patients with osteonecrosis [abstract]. In: *Proceedings of the 75th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*; 2008 Mar 5-9. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2008. p 409-10.
40. Mont MA, Seyler TM, Marker DR, Marulanda GA, Delanois RE. Use of metal-on-metal total hip resurfacing for the treatment of osteonecrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88 Suppl 3:90-7.
41. Vendittoli PA, Lavigne M, Girard J, Roy AG. A randomised study comparing resection of acetabular bone at resurfacing and total hip replacement. *J Bone Joint Surg.* 2006;88B(8):997-1002.
42. Lieske S, John M, Rimasch C, et al. Dislocation as a rare complication of resurfacing of the hip joint: case report and meta-analysis. *Unfallchirurg* 2008.
43. Mont MA, Seyler TM, Ulrich SD, et al. Effect of changing indications and techniques on total hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;465:63.
44. Beaulé PE, Harvey N, Zaraqza E, et al. The femoral head/neck offset and hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89:9.
45. Newman MA, Barker KL, Pandit H, et al. Outcomes after metal-on-metal hip resurfacing: could we achieve better function? *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89:660.

- 46.**Mont MA, Seyler TM, Ragland PS, et al. Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2007;22:100.
- 47.**Shimmin AJ, Bennell K, Wrigley T, et al. Gait analysis comparison of the functional outcome of the hip resurfacing and total hip replacement. (Unpublished data, from 75th Annual Proceedings of American Academy of Orthopaedic Surgeons, Symposium, page 382, March 6, 2008.) 2008.
- 48.**Lavigne M, Vendittoli PA, Nantel J, et al. Gait analysis in three types of hip replacement. (Unpublished data, from 75th Annual Proceedings of American Academy of Orthopaedic Surgeons, Symposium, page 431, March 6, 2008.) 2008.
- 49.**Vail TP, Mina CA, Yergler JD, et al. Metal-on-metal hip resurfacing compares favorably with THA at 2 years follow-up. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;453:123.
- 50.**Mont MA, Marker DR, Smith JM, et al. Metal-on-metal total hip resurfacing arthroplasty in the presence of extra-articular deformities or implants. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90(Suppl 13):45.
- 51.**Mont MA, Marker DR, Smith JM, Ulrich SD, McGrath SM. Resurfacing is comparable to total hip arthroplasty at short-term follow-up. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;12. In press.
- 52.**Mont MA, Schmalzried TP. Modern metal-on-metal hip resurfacing: important observations from the first ten years. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90-A(Suppl 3):3-11.

53. Quesada MJ, Marker DR, Mont MA. Metal-on-metal hip resurfacing. Advantages and Disadvantages. *J Arthroplasty*. 2008;23(7 Suppl 1):69-73.
54. Body HS, Ulrich SD, Seyler TM, et al. Resurfacing for Perthes disease: an alternative to standard hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;465:80.
55. Ball ST, Le Duff MJ, Amstutz HC. Early result of conversion of a failed femoral component in hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89:735.
56. McGrath SM, Marker DR, Seyler TM, Ulrich SD, Mont MA. Revision of surface replacement is comparable to primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;12. In press.
57. Kishida Y, Sugano N, Nishii T, Miki K, Yamaguchi K, Yoshikawa H. Preservation of the bone mineral density of the femur after surface replacement of the hip. *J Bone Joint Surg*. 2004;86B:185-189.
58. McMinn DJW: Development of metal/metal hip resurfacing. *Hip International*. 2003;13(Suppl 2):41-53.
59. Lian YY, Pei FX, Yoo MC, Cheng JQ, Fatou CY. Changes of the Bone Mineral Density in Proximal Femur following Total Hip Resurfacing Arthroplasty in Osteonecrosis of Femoral Head. *J Orthop Res*. 2008;26(4):453-459.
60. Shimmin AJ, Back D. Femoral neck fractures following Birmingham hip resurfacing: a national review of 50 cases. *J Bone Joint Surg Br*. 2005; 87:463-4.

- 61.**Buergi ML, Walter WL. Hip resurfacing arthroplasty: the Australian experience. *J Arthroplasty*. 2007;22(7 suppl 3):61-5.
- 62.**Shimmin AJ. Gender does not increase risk for femoral neck fracture when correlated with femoral neck size. Unpublished data.
- 63.**Shimmin AJ, Bare J, Back DL. Complications associated with resurfacing arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 2005;36:187-93, ix.
- 64.**Hing CB, Young DA, Danzel RE, et al. Narrowing of the neck in resurfacing arthroplasty of the hip: a radiological study. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89:1019.
- 65.**Vendittoli PA, Mottard S, Roy GA, et al. Chromium and cobalt ion release following the Durom high carbon content, forged metal-on-metal surface replacement of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89:441.
- 66.**Back DL, Young DA, Shimmin AJ. How do serum cobalt and chromium levels change after metal-on-metal hip resurfacing? *Clin Orthop Relat Res*. 2005;438:177-81.
- 67.**Daniel J, Ziaee H, Salama A, Pradhan C, McMinn DJW: The effect of the diameter of metal-on-metal bearings on systemic exposure to cobalt and chromium. *J Bone Joint Surg*. 2006;88B4:443-448.
- 68.**Moroni S, Savarino L, Cadossi M, Baldini N, Giannini S: Does ion release differ between hip resurfacing and metal-on-metal THA? *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466:700-707.

- 69.**De Haan R, Campbell P, Reid S, Skipor AK. Metal ion levels in a triathlete with a metal-on-metal resurfacing arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89:538-41.
- 70.**Bitsch RG, Zamorano M, Loidolt T, Heisel C, Jacobs JJ, Schmalzried TP. Ion production and excretion in a patient with a metal-on-metal bearing hip prosthesis. A case report. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89:2758-63.
- 71.**Hart AJ, Hester T, Sinclair K, Powell JJ, Goodship AE, Pele L, Fersht NL, Skinner J. The association between metal ion from hip resurfacing and reduced T-cell counts. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88:449-54.
- 72.**Leslie I, Williams S, Brown C, Isaac G, Jin Z, Ingham E, Fisher J. Effect of bearing size on the long-term wear, wear debris, and ion levels of large diameter metal-on-metal hip replacements. An in vitro study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008 Apr 3 [Epub ahead of print].
- 73.**Isaac GH, Siebel T, Schmalzried TP, Cobb AG, O'Sullivan T, Oakeshott RD, Flett M, Vail TP. Development rationale for an articular surface replacement: a science-based evolution. *Proc Inst Mech Eng [H].* 2006;220:253-68.
- 74.**Pandit H, Glyn-Jones S, McLardy-Smith P, Gundle R, Whitwell D, Gibbons CL, Ostlere S, Athanasou N, Gill HS, Murray DW. Pseudotumors associated with metal-on-metal hip resurfacing. *J Bone Joint Surg.* 2008;90B:847-851.
- 75.**Pandit H, McLardy-Smith P, Gundle R et al. Pseudotumors associated after hip resurfacing. (unpublished data from 75th Annual

Proceedings of American Academy of Orthopaedic Surgeons, Symposium, page 410, March 6, 2008.) 2008.

- 76.**Dunstan E, Ladon D, Whittingham-Jones P, Carrington R, Briggs TWR: Chromosomal aberrations in the peripheral blood of patients with metal-on-metal hip bearings. *J Bone Joint Surg.* 2008;90B:517-522.
- 77.**Marker DR, Seyler TM, Jinnah RH, et al. Femoral neck fractures after metal-on-metal total hip resurfacing; a prospective cohort study. *J Arthroplasty.* 2007;22:66.
- 78.**Cossey AJ, Back DL, Shimmin A, Young D, Spriggins AJ. The non operative management of periprosthetic fractures associated with the Birmingham hip resurfacing procedure . *J Arthroplasty* 2005;20:358-61.
- 79.**Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures treated by mold arthroplasty: an end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg [Am]* 1969;51-A:737-55.
- 80.**Amstutz HC, Thomas BJ, Jinnah R, et al. Treatment of primary osteoarthritis of the hip: a comparison of total joint and surface replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 1984;66-A:228-41.
- 81.**Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH Jr. Ectopic ossification following total hip replacement: incidence and a method for classification. *J Bone Joint Surg [Am]* 1973;55-A:1629-32.

- 82.**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 ;B86:177-184.
- 83.**Treacy RBC, McBryde CW, Pynsent PB: Birmingham hip resurfacing arthroplasty a minimum follow-up of five years. *J Bone Joint Surg.* 2005;87B:167-170.
- 84.**Amstutz HC, Beaulè PE, Dorey FJ, O'Carroll PF, Le Duff MJ, Campbell PA, Gruen TA, Metal on metal hybrid surface arthroplasty: two to six year follow-up study. *J Bone Joint Surg.* 2004;86A (1):28-39.
- 85.**Bergeron Sg, Desy NM, Nikolaou VS, Debiparshad K, Antoniou J. The early results of metal-on-metal hip resurfacing - a prospective study at a minimum two-year follow-up. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2009;67(2):132-4.
- 86.**Corten K., MacDonald S.J., et al. Hip resurfacing data from National Joint Registries. What do they tell us? What do they not tell us? *Clin Orthop Relat Res.* 2009.
- 87.**Morlock MM, Bishop N, Ruther W, Delling G, Hahn M. Biomechanical, morphological and histological analysis of early failures in hip resurfacing arthroplasty. *Proc Inst Mech Eng [H]* 220:333-344, 2006.
- 88.**Campbell P, Beaulè PE, Ebramzadeh E, Le Duff E, De Smet K, Lu Z, Amstutz HC. A study of implant failure in metal-on-metal surface arthroplasties. *Clin Orthop Related Res* 453:35-46, 2006.

- 89.** Anglin C, Masari BA, Tonetti J, Hodgson AJ, Greidanus NV. Hip resurfacing femoral neck fracture influenced by valgus placement. *Clin Orthop Related Res* 465:71-79, 2007.
- 90.** Mardones RM, Gonzales C, Chen Q, Zobit M, Kaufman KR, Trousdale RT. Surgical treatment of femoro-acetabular impingement: evaluation of the effect of the size of the resection. *J Bone Joint Surg* 88A Suppl 1:84-91, 2006.
- 91.** Beaulè PE, Campbell P, Lu Z, Leunig-Ganz K, Beck M, Leunig M, Ganz R. Vascularity of the arthritic femoral head and hip resurfacing. *J Bone Joint Surg* 88A Suppl 4:85-96, 2006.