

UNIVERSITA' DI PISA



Dipartimento di Ricerca Traslationale e
delle Nuove Tecnologie in Medicina e Chirurgia

SCUOLA DI SPECIALIZZAZIONE IN ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA

Direttore: Prof. Giulio Guido

TESI DI SPECIALIZZAZIONE

**COTILE A DOPPIA MOBILITÀ: NOSTRA ESPERIENZA.
REVISIONE CLINICA E BIBLIOGRAFICA.**

Candidato

Dott. Dario Dell'Omo

Relatore

Prof. G. Guido

Anno Accademico 2013/2014

INDICE

INTRODUZIONE.....	3
MATERIALI E METODI.....	5
RISULTATI.....	15
DISCUSSIONE.....	18
CASI CLINICI.....	29
CONCLUSIONI.....	38
BIBLIOGRAFIA.....	40

INTRODUZIONE

L'intervento di artroprotesi dell'anca ha subito un forte incremento negli ultimi decenni a causa dell'invecchiamento della popolazione generale.

L'incremento della sostituzione protesica è causata naturalmente da un aumento delle complicanze ad essa legate.

Se prendiamo in considerazione lo "Swedish Hip Arthroplasty Register" e l'"English National Joint Registry" si osserva come la prima causa di revisione nel primo anno dopo protesizzazione d'anca sia la lussazione. [1] Diversi fattori possono influenzare la stabilità articolare quali fattori di rischio del paziente, fattori di rischio legati all'intervento ed al tipo di impianto utilizzato. [2]

Il principale fattore di rischio legato al paziente è il sesso, l'età (pazienti over 70) e le comorbidity, in particolare le neuropatie congenite. [3,4]. I pazienti con paralisi cerebrale infantile infatti hanno elevata probabilità di sviluppare problemi all'anca dovuti alle forze muscolari sbilanciate che insistono sulla testa del femore (che tende a migrare in direzione supero laterale) che causano osteoartrosi precoce. Le stesse forze agiscono sulla protesi d'anca in tali pazienti e sono causa di una percentuale di lussazione vicina al 14% [5,6,7,8] contro il 2-3 % delle protesi nei pazienti senza neuropatie[9,10].

I fattori di rischio legati alla tecnica chirurgica sono l'approccio posterolaterale [3] e soprattutto il mal posizionamento dell'impianto [11]. Il principale fattore di rischio legato all'impianto è il diametro 22.2 mm della testa femorale. [3]

Per oltre un decennio molti studi hanno concluso che l'incidenza di lussazione protesica è diminuita con l'utilizzo di impianto a doppia mobilità [4,12,13] introdotto per la prima volta in Francia da Bousquet a metà degli anni settanta.

La principale critica rivolta a quest'impianto riguarda la maggior usura cui sarebbe sottoposto, nel lungo periodo, l'inserito in polietilene rispetto agli altri modelli di protesi. Infatti il rischio teorico di maggior usura del polietilene sarebbe legato al fatto che entrambe le superfici concava e convessa dell'inserito si articolano con componenti metalliche (duplice articolarietà). In particolare è da considerare l'usura che si realizza tra il bordo dell'inserito (retention rim) e la testina del femore durante l'escursione articolare.

Negli ultimi anni alcuni autori, soprattutto francesi quali Vielpeau et. Al, hanno pubblicato dei lavori sui risultati a lungo termine degli impianti a doppia mobilità che concludono come l'usura del polietilene sia comparabile a quella degli altri modelli di protesi d'anca [13,14]. In particolare di recente Adam et al hanno dimostrato come l'usura totale media (la somma dell'usura della superficie concava e convessa) dell'inserito in polietilene non è superiore rispetto all'accoppiamento metallo polietilene degli altri impianti [15].

In questa tesi presentiamo i nostri risultati a medio termine nell'utilizzo di impianti protesici d'anca a doppia mobilità. Nei pazienti presi in esame sono stati impiantati due modelli di cotili a doppia mobilità: *DMX Adler Ortho* ed *Avantage Biomet*. Tutti gli impianti sono stati montati con accesso chirurgico postero laterale.

Non potendo, visto la brevità del follow-up, valutare l'usura a lungo termine dell'impianto abbiamo rivolto la nostra attenzione alla qualità della vita ed all'efficacia dell'impianto nei pazienti protesizzati con particolare riferimento all'insorgenza di lussazione.

MATERIALI E METODI

Dal gennaio 2012 al settembre 2014 presso l' U.O. Ortopedia e Traumatologia II sono stati sottoposti ad artroplastica d'anca con cotile a doppia mobilità 89 pazienti. Del totale dei pazienti operati è stato possibile rivalutarne 77.

La selezione dei pazienti si è basata su fattori di rischio quali età e comorbidità ed in particolare l'associazione di neuropatie.

L'età media dei pazienti al momento dell'intervento chirurgico era di 76,9 anni. I pazienti del campione sono 16 maschi, con età media 73,7 anni (range 43-88 anni), e 61 femmine, con età media 78,1 (range 57-94 anni).

L'indicazione all'intervento di artroplastica è stata la coxartrosi per 46 pazienti, la necrosi asettica della testa del femore per 12 pazienti e la frattura mediale del collo del femore per i restanti 19 pazienti.

Dei pazienti presi in esame 9 erano affetti da comorbidità neuromuscolari in esiti di ictus cerebri, una paralisi cerebrale infantile e un paziente acondroplastico.

Sul totale degli impianti 48 sono state protesi non cementate e 29 cementate.

In questo lavoro sono illustrati i risultati clinici e radiografici ottenuti con un follow-up compreso fra 6 mesi ed i 39 mesi (3,3 anni).

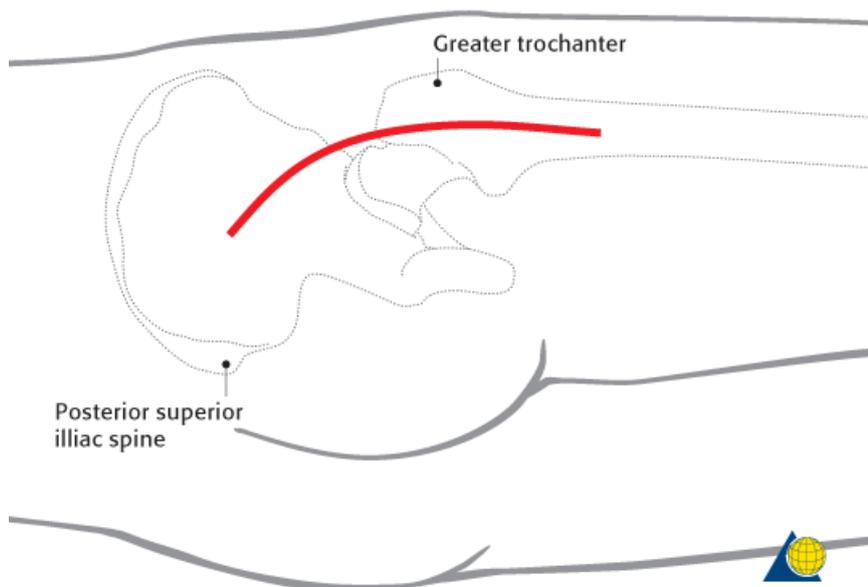
SESSO n (%)	
Maschi	16 (20,8)
Femmine	61 (79,2)

INDICAZIONI ALL'ARTROPLASTICA n (%)	
Coxartrosi	46 (60)
Necrosi asettica testa femore	12 (16)
Frattura	19 (24)

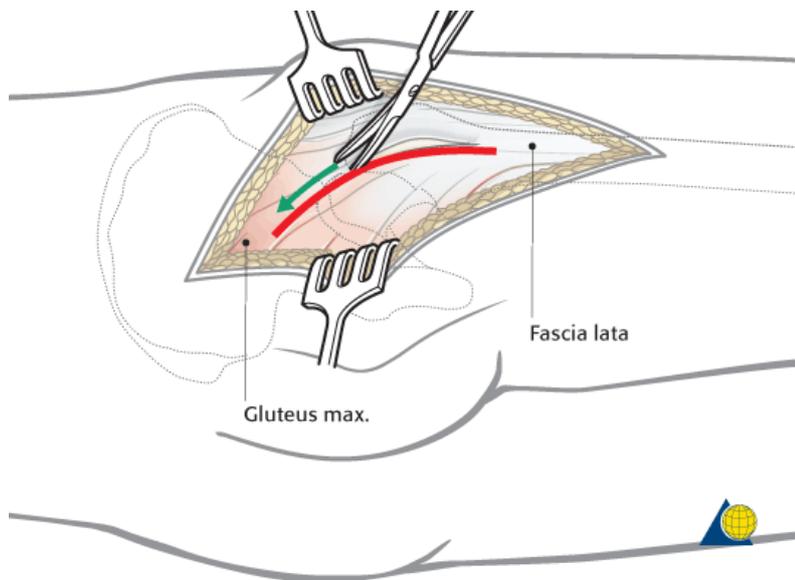
Tabella n.1: distribuzione della popolazione in esame in base all'età ed all'indicazione all' artroplastica.

Tutte le protesi sono state impiantate per via postero-laterale.

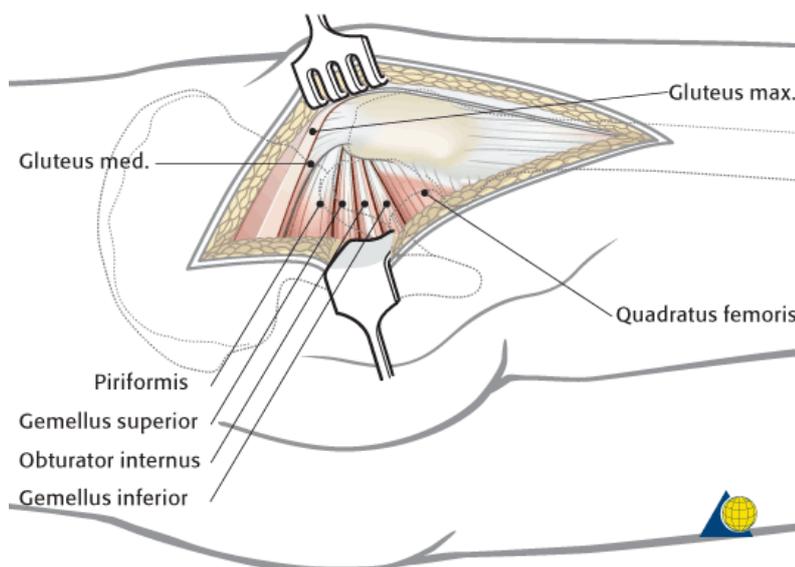
Il paziente è posto in decubito laterale e si esegue un'incisione curvilinea di 12- 15 cm che inizia ad una distanza di circa 8 cm prossimalmente al grande trocantere e prosegue, passando posteriormente ad esso e continua distalmente lungo la diafisi femorale.



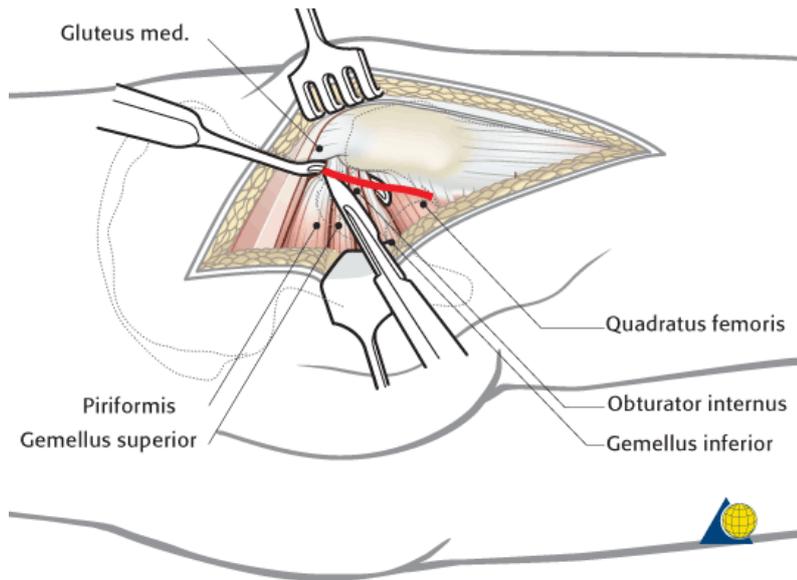
Previa accurata emostasi si giunge sul piano fasciale e si seziona la fascia lata e si passa lungo il margine laterale del femore, esponendo il muscolo vasto laterale; si prosegue in direzione prossimale esponendo il muscolo grande gluteo, sezionato per via smussa. Prestare attenzione alle arterie glutee superiore ed inferiore, e se necessario procedere alla loro legatura.



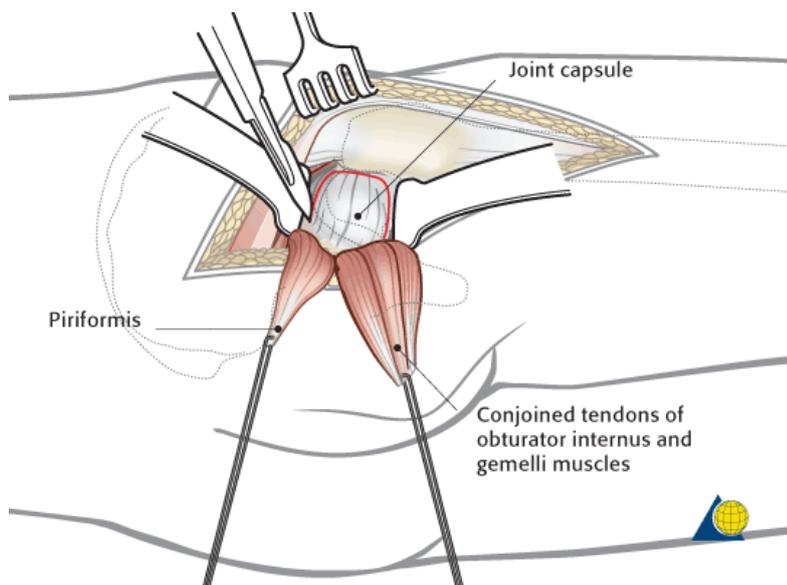
Si divaricano le fibre del grande gluteo e la fascia profonda della coscia e si ruota all'interno l'anca per esporre i muscoli piriforme, otturatore interno, i gemelli, l'otturatore esterno e il quadrato del femore, e si allontana dal campo operatorio il nervo sciatico, il cui tronco comune è al di sotto del muscolo piriforme.



In prossimità del muscolo quadrato del femore si deve porre attenzione all'arteria circonflessa mediale: qualora sanguinasse bisognerebbe procedere alla sua cauterizzazione o legatura. Si applicano dei punti di repere ai tendini del piriforme e dell'otturatore interno, poco prima dell'inserzione degli stessi sul grande trocantere, e si distacca l'inserzione femorale di questi muscoli, preservando se possibile il quadrato.



I muscoli sezionati vengono poi riflessi indietro per coprire e proteggere il nervo sciatico. In questo modo si ha accesso alla parte posteriore della capsula articolare, la quale può essere incisa longitudinalmente oppure a "T".



E' possibile anche ampliare l'incisione cutanea, dissezionare il sottocute ed estendere l'incisione della fascia lata in entrambi i versi, disinserire la metà superiore del quadrato femorale e l'inserzione del tendine del grande gluteo.

Si procede alla lussazione dell'anca dopo aver completato la capsulotomia che avrà esposto testa e collo del femore.

Questa tecnica garantisce un'ottima visualizzazione della cavità acetabolare e del femore, ma ha lo svantaggio di distaccare i muscoli extrarotatori, aumentando il rischio di lussazione.

Tuttavia alcuni accorgimenti quali la sutura della capsula e degli extrarotatori aiutano a diminuirne l'insorgenza.

Nei pazienti presi in esame sono stati impiantati due modelli di cotile a doppia mobilità:

- *DMX Adler Ortho* (n 68 pazienti)
- *Avantage Biomet* (n 9 pazienti)

Presso la nostra clinica abbiamo iniziato ad utilizzare anche il modello *polar cup Smith &Nephew* e *Liberty Zimmer*, tuttavia non sono stati considerati in questo lavoro perché non impiantati all'inizio di questo studio.

Il modello DMX è disponibile in versione:

- Press-Fit con coppa emisferica costituita da una doppio rivestimento di titanio ed idrossiapatite con superficie esterna porosa. Il bordo dell'impianto presenta 3 solchi paralleli allo scopo di aumentare la stabilità meccanica dell'impianto. È disponibile dalla nei diametri 44-65 mm. Esiste anche una versione tripode con due perni di fissaggio ed una placchetta periferica utile nei casi di revisione.

- Cementata con coppa emisferica di acciaio inox con superficie esterna speculare e solchi per aumentare il legame del cemento. Disponibile nei diametri 44-65 mm.

L'inserto mobile è realizzato in polietilene ad altissimo peso molecolare o in polietilene arricchito con vitamina E. Compatibile con testine 22 o 28 mm.



Il modello Advantage è anch'esso presente in versione:

- Press-Fit realizzato in acciaio inox ad elevato contenuto di azoto di forma sferica cilindrica. La spalletta superiore permette una maggior copertura della testa femorale, mentre inferiormente il cotile presenta un taglio tale da ridurre il rischio impingement della rima inferiore del cotile. Il polo appiattito contribuisce ad una maggior stabilità primaria aumentando il press-fitting equatoriale.
- Cementato con superficie esterna solcata da scanalature concentriche e verticali tese a migliorare la stabilità rotazionale durante la cementazione. La

superficie speculare riduce i micromovimenti sull'interfaccia cemento protesi e di conseguenza la formazione di micro detriti sull'interfaccia stessa. Disponibile nei diametri 44-60mm.

- Cotile da revisione realizzato in acciaio inossidabile e rivestito di idrossiapatite con 3 placchette pelviche superiori modellabili sull'anatomia del paziente. Disponibile nelle misure 44-66 mm.



Il follow up post operatorio è stato effettuato ad uno, tre e sei mesi dall'intervento chirurgico. Successivamente i pazienti sono stati valutati a cadenza annuale.

Tutti i pazienti rivalutati sono stati visitati e valutati tramite il questionario Harris Hip Score (HHS), sono stati inoltre sottoposti ad un esame radiografico.

L'HHS si articola in tre sezioni, ciascuna con delle domande o delle valutazioni obiettive alle quali è assegnato un punteggio.

Nella sezione 1 attraverso una serie di domande vengono indagati:

- il dolore
- la distanza percorribile
- la capacità di indossare le calze o le scarpe
- la capacità di usufruire del trasporto pubblico
- l'ausilio nella deambulazione
- la zoppia
- la capacità e il modo di salire le scale
- la capacità di sedersi

Nella sezione 2 viene valutata l'assenza di deformità:

- meno di 30° in flessione;
- meno di 10° in abduzione;
- meno di 10° di rotazione interna in estensione;
- differenza di lunghezza di arto minore di 3,2 cm

Infine la sezione 3 valuta il range of motion:

- gradi totali di flessione (valore normale 140°);
- gradi totali di abduzione (valore normale 40°);
- gradi totali di adduzione (valore normale 40°);
- gradi totali di rotazione esterna (valore normale 40°);
- gradi totali di rotazione interna (valore normale 40°).

Il punteggio finale delle tre sezioni fornisce un valore con il quale è possibile valutare l'intervento, e la qualità di vita del paziente.

Sommando i singoli punteggi si ottiene il totale:

- < 70: risultato *scarso*;

Tutti i pazienti sono stati sottoposti di routine a due proiezioni radiografiche: una del bacino, a paziente sotto carico, un secondo, singolo per anca, a paziente in decubito supino con anca estesa.

Sui radiogrammi ottenuti abbiamo valutato l'angolo di inclinazione cotiloideo calcolando l'angolo formato tra la linea orizzontale passante per l'apice della lacrima radiologica o goccia di kohler e la linea tangente il profilo supero-laterale e infero-mediato della coppa acetabolare. È stato considerato normale un valore compreso fra i 35° e i 55°.

RISULTATI

Andiamo ad analizzare i risultati ottenuti con questo studio.

Abbiamo rivalutato un totale di 77 pazienti degli 89 inizialmente presi in considerazione.

A tutti i pazienti che sono tornati a visita presso il nostro reparto è stato proposto il questionario, e inoltre è stato eseguito un esame obiettivo dell'arto operato e dell'arto controlaterale. È stata inoltre indagata l'eventuale presenza di episodi di lussazione.

I risultati dell' Harris Hip Score sono riportati nella tabella seguente.

Harris Hip Score	Risultato	Pazienti
<70	Scarso	4
70-79	Mediocre	3
80-89	Buono	14
90-100	Eccellente	56

In base ai dati dell'HHS abbiamo ottenuto un risultato eccellente nel 73% dei pazienti, un risultato buono nel 18% dei pazienti, un risultato mediocre e scarso rispettivamente nel 4% e nel 5% dei pazienti.

Nessuno dei pazienti presi in esame ha segnalato episodi di lussazione dell'impianto. Indagando i pazienti che hanno ottenuto lo score più basso abbiamo riscontrato la presenza di comorbidità di natura muscolo-scheletrica, in particolare di patologie vertebrali, che necessariamente influenzano la percezione di dolore alla

deambulazione nonché le attività di vita quotidiana che vengono indagate da un questionario qualitativo come l'HHS.

Nella valutazione dei risultati della chirurgia protesica dell'anca infatti un problema rilevante è costituito dalla presenza delle "comorbilità", ossia del ruolo giocato dalle patologie associate, specie nel paziente anziano. Si può facilmente immaginare come le patologie associate di carattere muscolo-scheletrico, ma anche cardiovascolare, respiratorio e neurologico, producano un continuo decadimento degli indici funzionali, che influenza il risultato indipendentemente dalla protesi d'anca. Questo "disturbo" influenza le misure generiche quanto quelle patologia-specifiche [43].

A questo proposito ritengo che valga la pena di considerare come l'età media del campione preso in esame fosse di 76,9 anni, addirittura 78,1 nelle femmine, contro un'età media dell'impianto che ad oggi in Italia è di circa 70 anni [44]. La spiegazione risiede nel fatto che, soprattutto nei primi due anni di impianto, presso la nostra clinica la protesi a doppia mobilità è stata riservata ai pazienti più anziani e defedati. Negli ultimi mesi ho osservato un netto incremento dell'impianto della doppia mobilità anche in pazienti più giovani e con richieste funzionali più elevate e questo influenzerà indubbiamente in modo positivo i risultati futuri.

Inoltre, per alcuni pazienti, possiamo ritenere che la brevità del follow-up, di soli sei mesi in alcuni casi, abbia influito sul risultato. Possiamo supporre infatti un ulteriore miglioramento della qualità della vita dei pazienti dopo i primi 6 mesi dall'intervento chirurgico.

Oltre il 70% dei pazienti hanno comunque riportato un punteggio eccellente, che conferma il buon esito dell'intervento.

Molti di essi hanno riacquisito una buona funzionalità dell'arto operato, e talvolta, incrementato la propria autonomia, fermo restando la scomparsa del dolore.

Alcuni ha affermato di aver ripreso una attività fisica ed infatti in questi pazienti i punteggi sfioravano il valore massimo della scala (100).

Valutando i radiogrammi eseguiti tutte le protesi sono risultate in un range di normalità per quanto riguarda l'inclinazione della coppa, considerando come normale l'intervallo 35°-55°.

Questo modello protesico non è esente da complicanze, come del resto ogni impianto protesico, ed in letteratura le complicanze più analizzate della protesi a doppia mobilità sono l'usura e la lussazione intraprotetica, quest'ultima evenienza peculiare di questo tipo di impianto.

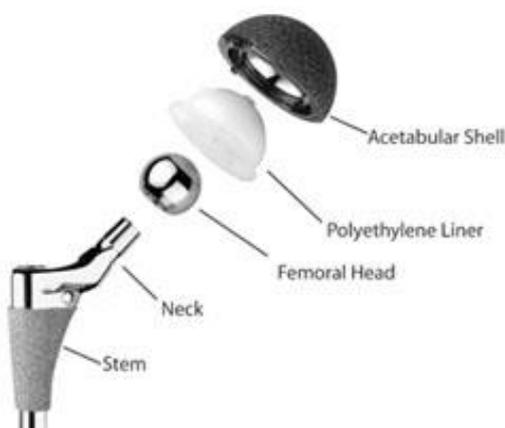
Queste evenienze non sono state riscontrate nel campione preso in esame con tutti i limiti di questo studio sia da un punto di vista temporale che qualitativo.

DISCUSSIONE

La protesi a doppia mobilità non è una novità, visto che i concetti base dell'impianto furono introdotti già a metà degli anni settanta da Bousquet e Rambert. È del 1975 il brevetto della prima protesi a doppia mobilità che utilizzava una testina in metallo diametro 22.2. Nel 1979 è prodotta la Novae una doppia mobilità non cementata con coppa dotata di un tripode. Nel decennio successivo iniziano gli studi di tribologia volti a valutare il grado di usura dell'impianto e quindi la sua durata anche nei confronti delle protesi d'anca tradizionali.

L'obiettivo della doppia mobilità doveva essere quello di conseguire il più ampio grado di escursione articolare possibile in condizioni di maggiore stabilità riducendo l'usura. Le protesi a doppia mobilità hanno trovato spazio in Europa, e soprattutto in Francia, negli ultimi 30 anni mentre negli Stati Uniti il Food and Drug Administration ne ha approvato l'utilizzo solo nel 2009. Questo ha fatto sì che negli ultimi anni la protesi a doppia mobilità abbia guadagnato una maggiore attenzione a livello internazionale come alternativa alle protesi tradizionali nella prevenzione e nel trattamento delle instabilità protesiche sia negli impianti primitivi che nelle revisioni senza compromettere i risultati funzionali e la longevità degli impianti [16].

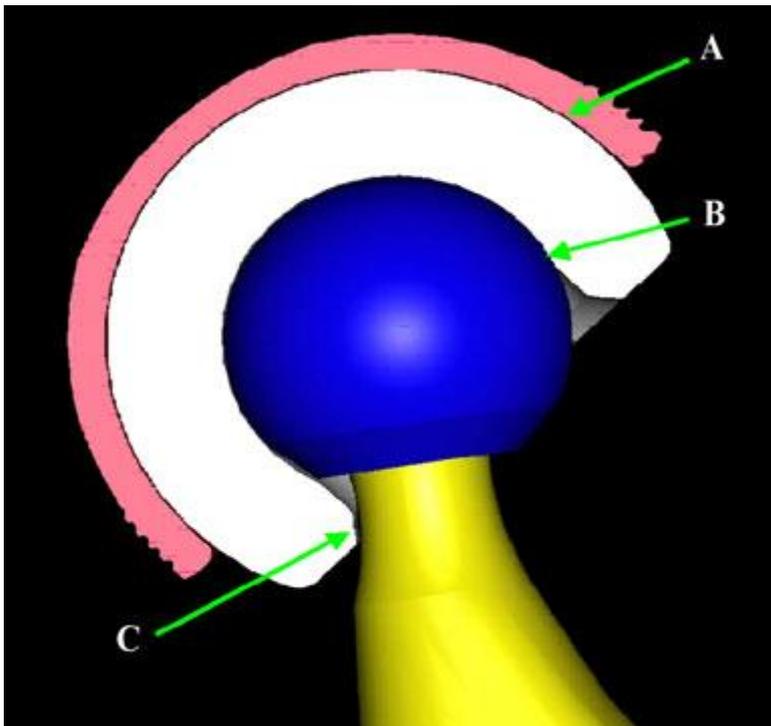
La protesi d'anca tradizionale consiste in un'unica articolazione fra la testina femorale e l'inserto in polietilene della coppa acetabolare.



Il concetto biomeccanico della coppa a doppia mobilità consiste invece di due articolazioni:

- la prima articolazione, o piccola articolazione, fra testina femorale ed inserto mobile
- la seconda articolazione , o grande articolazione, fra l'inserto mobile e il cotile.

La prima articolazione vincola la testina all'inserto mobile con un meccanismo ritentivo tipo snap.



A: the larger joint

B: the samller joint

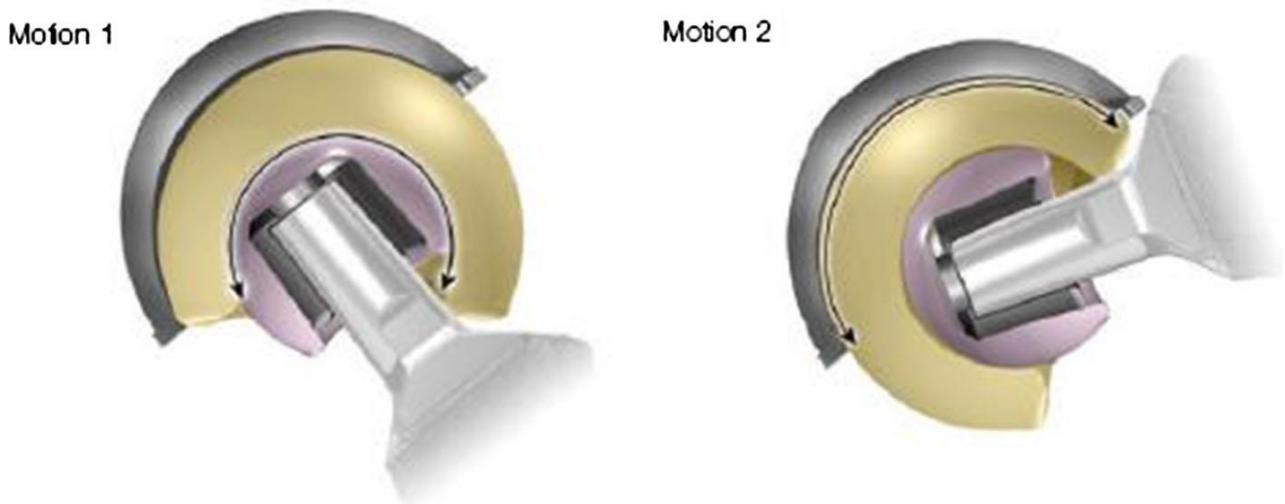
c: the third joint

Vielpeau C, Lebel B, Ardouin L, Burdin G, Lautridou C (2011) The dual mobility socket concept: experience with 668 cases. Int Orthop.

Le due articolazioni che compongono la protesi non muovono allo stesso modo. Il primo movimento avviene a livello della prima articolazione fra la testina femorale e l'interno dell'inserto in polietilene, fino a che il collo dello stelo viene in contatto

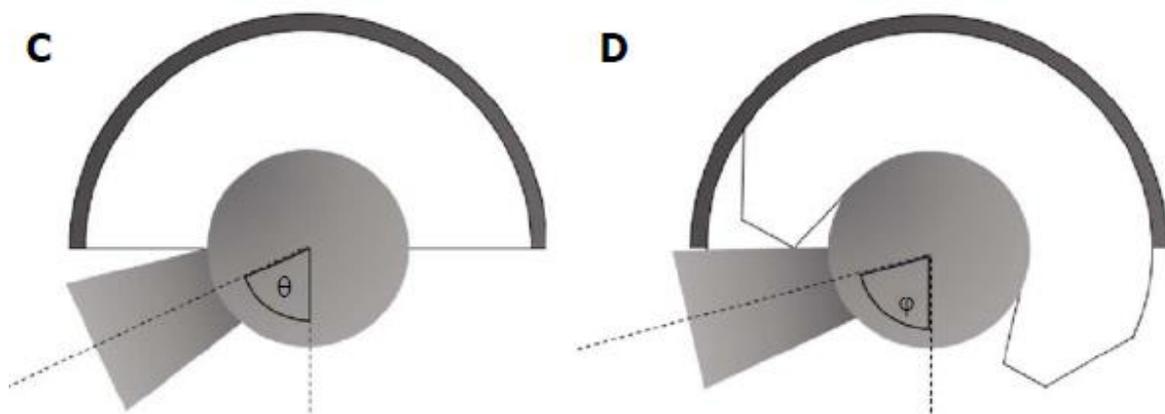
con l'inserto, è a questo punto che inizia il secondo movimento fra l'esterno dell'inserto e la coppa acetabolare solo quando è richiesta un'escursione articolare più ampia. Il punto di contatto fra il collo femorale e l'inserto in polietilene è la cosiddetta third joint. In questo caso l'inserto agisce come una "grossa testa femorale".

La prima articolazione si attiva quindi per prima ed occorre meno energia per attivarla per cui è l'articolazione prevalente [17].



Prudhon. "Dual Mobility Cup: Dislocation Rate and Survivorship at Ten Years of Follow-Up."

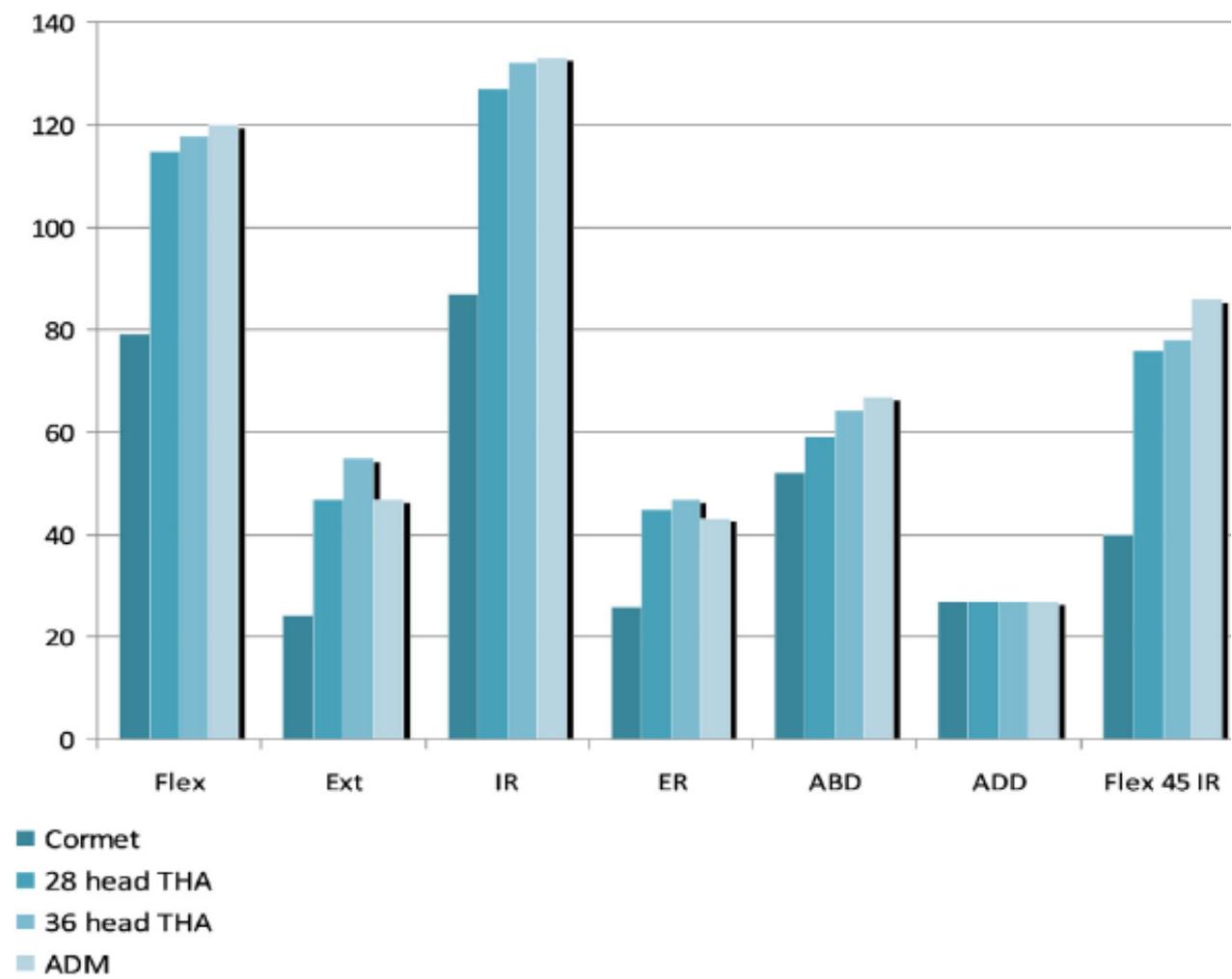
Questa configurazione garantisce un più ampio range of motion prima che insorga impingement fra il collo femorale e il bordo dell'inserto (angolo ϕ maggiore angolo θ).



De Martino I et Al. Dual mobility cups in total hip arthroplasty. World Journal of Orthopedics 2014

Questo più ampia articolarietà della protesi a doppia mobilità rispetto agli impianti tradizionali è stata dimostrata da diversi autori.

In un recente studio Klingenstein et. Al mette a confronto tre tipi di impianto: una protesi a doppia mobilità, un cotile tradizionale con testina da 28 ed uno con testina da 36. L'articolarietà della doppia mobilità è assolutamente prevalente in tutti i movimenti articolari dell'anca, superata solo dalla protesi di rivestimento nei movimenti di extrarotazione e di estensione.



Flex: Flexion, Ext: Extension, IR: Internal Rotation, ER: External Rotation, ABD: Abduction, ADD: Adduction, Flex 45 IR: Flexion with 45 degrees of Internal Rotation

Computerized range of motion analysis following dual mobility total hip arthroplasty, traditional total hip arthroplasty, and hip resurfacing. J Arthroplasty 2011. [Klingenstein GG](#).

È proprio questa struttura peculiare a “doppia articolarietà” che rende la protesi a doppia mobilità più sicura contro una delle maggiori complicanze della protesica d'anca.

La lussazione dopo artroprotesi d'anca risulta, in accordo con lo “Swedish Hip Arthroplasty Register” [3], la prima casusa di revisione ad un anno dall'impianto. Anche negli Stati Uniti l'instabilità con lussazione della protesi è la più comune causa di revisione dell'impianto (22.5%) [1].

I fattori che influenzano la stabilità articolare sono fattori propri del paziente, fattori relativi all'intervento chirurgico e fattori legati al tipo di protesi impiantata [2] .

Per quanto riguarda l'aspetto legato al paziente, molti studi hanno ormai chiarito quali siano i fattori di rischio di lussazione dopo artroprotesi d'anca di primo impianto: sesso, età, ASA score, eziologia della patologia che ha causato la sostituzione protesica e comorbidità [3,4, 11,18, 19].

Il sesso femminile ha un rischio di lussazione superiore rispetto al sesso maschile, così come il paziente over 70 anni rispetto ai pazienti sotto i 70 anni. Secondo Jolles et al. [11] un ASA score maggiore o uguale a 2 è un fattore di rischio. È stato inoltre dimostrato come il rischio di lussazione della protesi è aumentato in alcune condizioni eziologiche come fratture, osteonecrosi della testa del femore, displasia congenita dell'anca ed artrite reumatoide. Lee et al. [20] hanno riportato un rischio di lussazione del 5,6 % in pazienti operati con artroprotesi per osteonecrosi asettica della testa del femore e del 3,8 % in pazienti trattati per frattura mediale del collo femorale a fronte di un rischio di lussazione per la popolazione generale del 2-3% [9,10].

Alcune comorbidità, in particolare le neuropatie congenite, sono associate ad un maggiore rischio di lussazione dell'impianto protesico [3,4]. I pazienti con paralisi cerebrale infantile infatti hanno elevata probabilità di sviluppare problemi a livello dell'articolazione coxofemorale. La sublussazione della testa femorale dovuta ad

uno sbilanciamento muscolare è molto frequente nei pazienti con paralisi cerebrale infantile con un'incidenza variabile tra il 23% e il 79% [6]. Questo è conseguenza di uno squilibrio di forze tra i muscoli adduttori, intrarotatori e flessori dell'anca che tende a traslare la testa del femore in direzione supero laterale [30]. Questa sublussazione progredisce in osteoartrosi precoci e dolenti [24,25]. Le alternative chirurgiche per questi pazienti includono artrodesi [26], osteotomie [27] e sostituzione protesica dell'anca [28,29]. In questi pazienti le stesse forze muscolari sbilanciate causa dell'osteoartrosi agiscono anche sulla protesi d'anca e sono causa di una percentuale di lussazione vicina al 14% [5, 6, 7, 8] contro il 2-3 % delle protesi nei pazienti senza neuropatie [9,10].

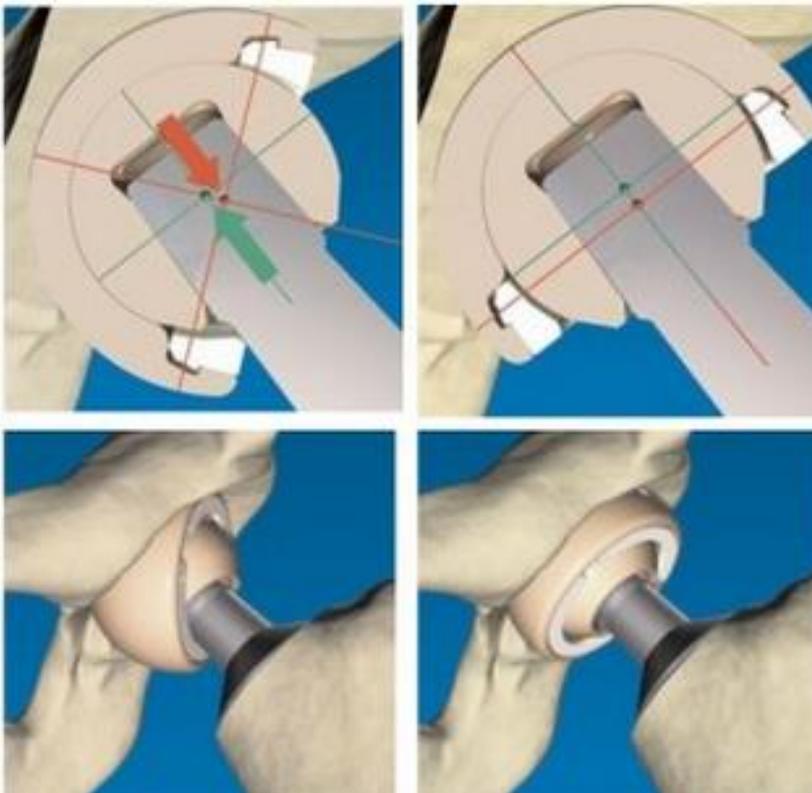
Riguardo ai fattori di rischio chirurgici la via posterolaterale aumenta la percentuale di lussazione [3]. Per quanto riguarda i fattori protesici è ormai chiarito in letteratura come per le protesi tradizionali il rischio di lussazione sia tanto minore tanto maggiore è il diametro della testa, Infatti l'uso di diametri 22.2-28 mm sembra incrementare il rischio. [3,21]

È ampiamente condiviso che un maggiore diametro della testa femorale dia maggiori garanzie di stabilità. Tuttavia l'utilizzo di diametri superiori a 36 non aumenta la stabilità articolare e non è scevro da complicanze quali: elevato stress dell'impianto con maggiore usura del polietilene, impingement tipo camma, diminuzione del range of motion, alterazione della propriocezione, maggiore rigidità, dolore inguinale e notevole attrito a livello del cono Morse [22]. Questi rischi impongono di usare la massima attenzioni con diametri della testa femorale superiori ai 36 mm [23].

Il concetto della protesi a doppia mobilità può essere paragonato a quello delle teste femorali di maggiore diametro senza però le complicanze suddette. [17]

Questo perché nella doppia mobilità aumenta la cosiddetta “jump distance” ovvero la distanza tra il centro del cotile e il centro della testina, distanza necessaria per provocare la lussazione dell’impianto.

Un altro concetto della doppia mobilità mutuato dalle endoprotesi è “l’asimmetria del centro di rotazione” cioè viene medializzato il centro di rotazione della testina protesica rispetto a quello dell’insero mobile e quindi, durante la fase di carico, l’insero mobile si posiziona perpendicolarmente all’asse di carico permettendo un più ampio range of motion prima che avvenga il contatto fra il collo metallico e il bordo dell’insero in polietilene e la conseguente attivazione della seconda articolazione. [35]



Fabry C, Woernle C, Bader R. Self-centering dual-mobility total hip systems: Prediction of relative movements and realignment of different intermediate components.

Vielpeau et Al. in uno studio su 668 casi riportano una percentuale di lussazione dell’1,15 a 16,5 anni [13] a fronte di una percentuale del 2-3% delle protesi

tradizionali [9,10]. Van Heumen et Al. riportano assenza completa di lussazione a 56 mesi (4,7 anni) in una serie consecutiva di 50 pazienti [47].

Riazuddin et Al. hanno pubblicato una casistica di 44 anche (comprendenti 20 primi impianti e 24 revisioni) senza riportare alcuna lussazione protesica ad un follow up medio di 22 mesi (6-64 mesi). [14]

La protesi a doppia mobilità, come del resto tutti gli impianti protesici, è soggetta al rischio di complicanze. L'usura precoce del polietilene è da sempre la principale critica mossa contro la doppia mobilità a causa della presenza di una doppia interfaccia metallo polietilene e quindi di una doppia superficie di attrito.

L'attrito del polietilene nelle protesi a doppia mobilità, e la conseguente usura, avviene quando l'articolazione più piccola, o prima articolazione, completa il suo range of motion; a questo punto il collo viene a contatto con l'inserito in polietilene impattando il bordo dello stesso.

L'attrito fra il collo metallico e il bordo dell'inserito in polietilene è una vera e propria articolazione, la cosiddetta "third joint" [13].

Questo contatto si verifica solo nei movimenti estremi dell'articolazione, gradi di movimento che difficilmente sono raggiunti durante la deambulazione.

Il contatto avviene nei movimenti di flessione ed intrarotazione ed in estensione e rotazione esterna, che costituiscono i movimenti di lussazione nelle protesi a mobilità singola.

Alcune situazioni predispongono ad una maggiore usura del bordo del polietilene con formazione di detriti, perdita del meccanismo ritentivo e conseguente maggiore rischio di lussazione intrapotesica.

Tra queste situazioni vanno considerate:

- Un colletto troppo spesso che produce un rapporto inadeguato collo-"bocca" (bordo dell'inserito in polietilene)

- Un inserto in polietilene con bordo non smussato che ha come conseguenza un precoce contatto fra collo e polietilene e quindi una precoce attivazione della “third joint”
- Il differente centro di rotazione ovvero il centro di rotazione asimmetrico studiato per riposizionare il cotile nella fase di carico e aumentare il range of motion, provoca il contatto fra il collo dello stelo e l’inserto mobile nello stesso punto con una maggiore usura.
- L’ artrofibrosi che blocca la prima articolazione rendendo mobile solo la seconda articolazione.

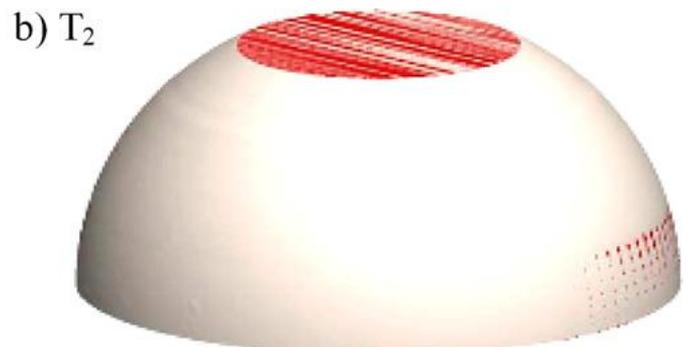
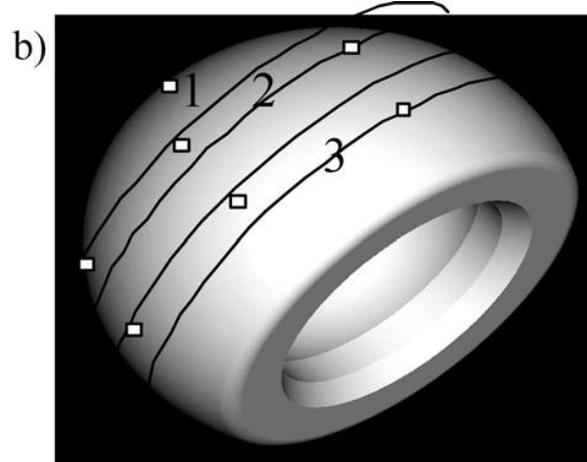
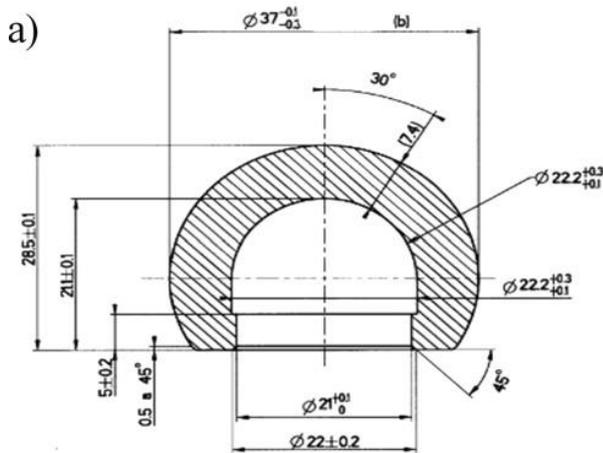
La radiologia tradizionale non è in grado di stabilire con precisione il grado di usura del polietilene. Alcuni autori come Latridou et al. [31] hanno tentato di misurare la distanza fra la proiezione dell’asse del collo ed il centro della cupola di metallo. Con questo metodo approssimativo, è stata misurata l’usura in 44 protesi d’anca con un follow-up superiore ai 15 anni e l’usura era almeno 3 mm per 13 delle anche prese in esame.

Pineau et al. hanno realizzato uno studio tramite il quale hanno dimostrato la possibilità di misurare l'usura dei componenti protesici attraverso la realizzazione di un modello sperimentale (protesi a doppia mobilità impiantata su osso sintetico) e l'utilizzo della radio stechiometria) che si è rivelato un metodo accurato, preciso e riproducibile per analizzare gli interventi di artroprotesi in vivo. [36]

Più di recente Adam et al [15] hanno eseguito una misurazione dell’usura di entrambe le superfici, concava e convessa, del polietilene in sistemi a doppia mobilità con un errore stimato di $\pm 5 \mu\text{m}$.

Uno studio di Geringer et al. [32] ha valutato anche come e dove si usura il polietilene su inserti prelevati durante alcuni interventi di revisione di impianti a doppia mobilità. Questo studio profilometrico dimostra che si possono distinguere

tre aree di usura del polietilene nelle protesi a doppia mobilità: la prima area all'apice, la seconda area, detta area di non consumo, e la terza area, di consumo.



Questa suddivisione in aree di consumo è stata dimostrata anche alla microscopia elettronica.

Mettendo a confronto i dati disponibili in letteratura sull'usura del polietilene in sistemi a doppia mobilità:

- 53,9 mm³/anno 28,9 mm³/anno (convessa), 25,5 mm³/anno (concava) [32]
- 54,3 mm³/anno 36,7 mm³/anno (convessa), 22,1 mm³/anno (concava) [15]

con i dati disponibili relativi all'usura in sistemi con accoppiamento metallo-polietilene in protesi tradizionali si vede come i risultati siano sostanzialmente sovrapponibili:

- 35 mm³/anno - 94mm³/anno [33, 34].

Quindi si può dedurre che il consumo medio del polietilene nelle protesi a doppia mobilità non è superiore al consumo medio delle protesi tradizionali.

Un'altra possibile complicanza peculiare degli impianti a doppia mobilità è la così detta *retentive failure* ovvero la dislocazione intrapotesica [37] consistente nella perdita della capacità di ritenzione della testina femorale nell'inserito in polietilene e conseguente lussazione della piccola articolazione con conflitto della testina femorale con la coppa metallica. [38,39] La causa dell'usura è il contatto del collo femorale con il margine dell'inserito in polietilene (third joint) come già esposto in precedenza.

La lussazione intrapotesica appare radiograficamente come un posizionamento eccentrico della testa femorale nell'acetabolo [40] e con la presenza del così detto *bubble sign* ovvero la percezione di "un vuoto" all'interno dell'inserito in polietilene. [37].

L'incidenza della dislocazione intrapotesica aumenta con l'aumentare del periodo di follow up, Philippot et al. infatti riportano un tasso dell'1,9 % a 10 anni, tasso che sale al 5,3% a 17 anni [41]. In un lavoro più recente di Darren et al. riportano un'incidenza di lussazione intrapotesica più bassa, compresa fra lo 0-2,4% con le protesi di ultima generazione [42].

CASI CLINICI

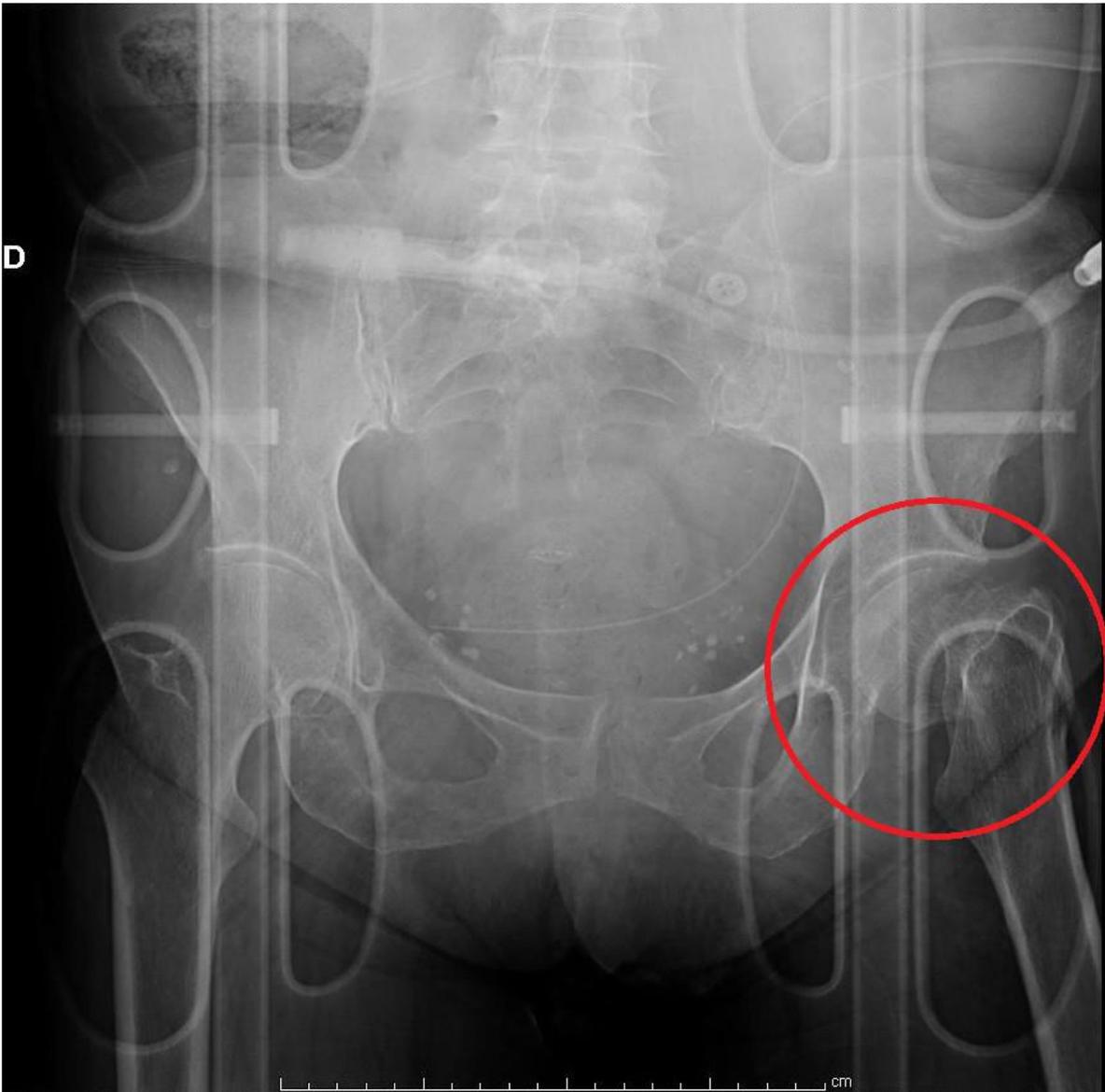
1

M. L., paziente di 70 anni operata nel settembre 2014 con un'artroprotesi totale di anca.

La paziente presenta delle comorbidità in quanto dal 2012 è in trattamento dialitico per *insufficienza renale*, e operata con quadrantectomia nel 2013 per *carcinoma mammario*.

Nel settembre 2014 la paziente arriva al pronto soccorso per trauma.

L'Rx eseguita mostra: un frattura dell'epifisi prossimale del femore sinistro.



La paziente viene sottoposta ad un'artroplastica totale dell'anca con accesso postero-laterale, e le viene impiantata una protesi a *doppia mobilita DMX della Adler®*.



2

V. F., paziente di 44 anni affetto da acondroplasia.

Giunge a visita in pronto soccorso per coxalgia bilaterale atraumatica.

Le immagini Rx mostrano:

- marcata alterazione delle cavità acetabolari che si presentano displasiche ed appiattite;
- alterazione morfo-funzionale delle epifisi prossimali femorali, riferibili ad esiti di displasia epifisaria con sublussazione craniale e marcato incurvamento delle diafisi in coxa vara;
- segni di osteoporosi diffusa.



Le immagini TC mostrano: avanzati segni di artrosi coxofemorale in quadro di dismorfismo.



Immagine TC coronale



Immagine TC assiale

Il paziente è stato sottoposto ad una sostituzione bilaterale dell'articolazione coxofemorale. Il modello impiantato è il cotile *doppia mobilità Advantage della Biomet®*, ed in questo caso si tratta di una protesi *custom made*.



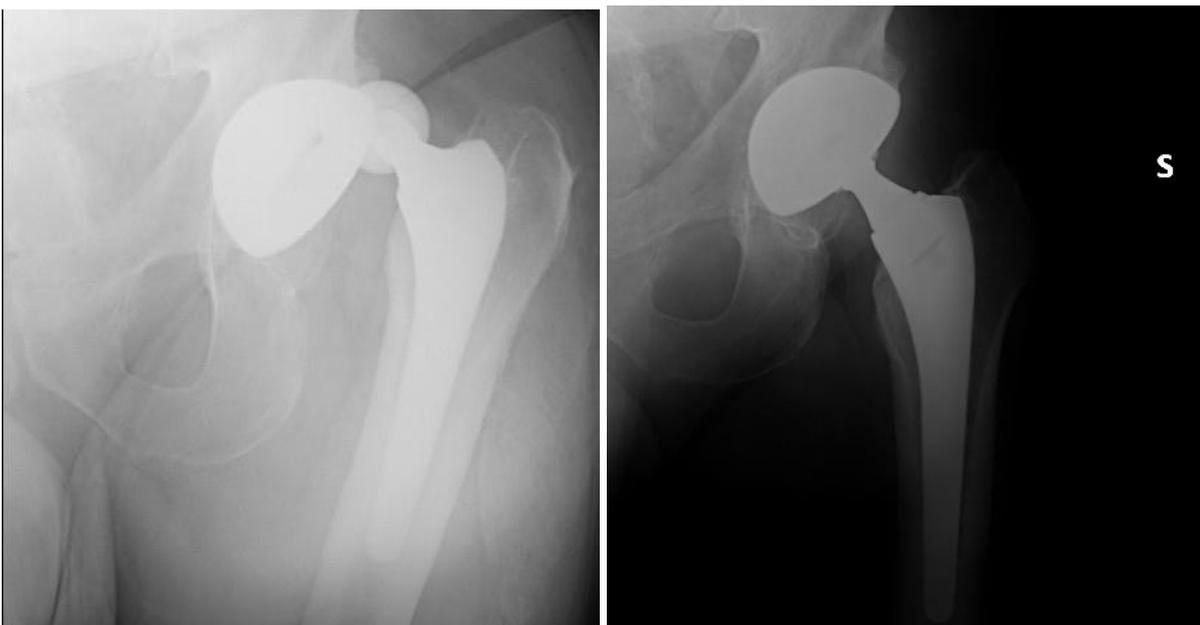


3

S. A., paziente di 63 anni con un precedente intervento di artroprotesi totale di anca sinistra. Nel luglio 2010 a seguito di un episodio di lussazione della protesi si reca al pronto soccorso e dove la lussazione viene ridotta.



Nel novembre 2011 il paziente presenta un altro episodio di lussazione che viene nuovamente ridotto.



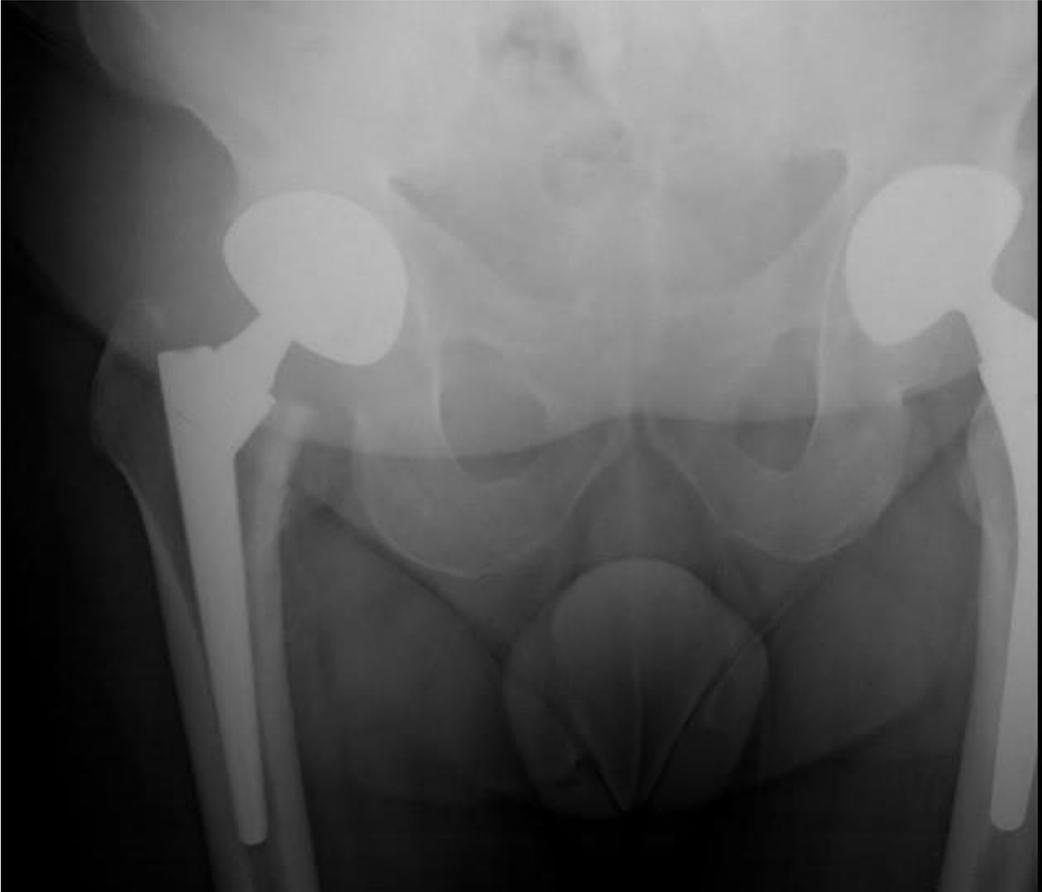
Il paziente giunge successivamente a controllo lamentando dolore all'anca controlaterale. Esegue una radiografia che evidenzia un quadro di coxartrosi.



Visti i ripetuti episodi di lussazione che il paziente ha presentato nel corso degli anni, si decide di procedere con un'artroplastica dell'anca con impiego di protesi a doppia mobilità DMX.



Il paziente ha totalizzato un buon punteggio al questionario con un elevato grado di soddisfazione.



CONCLUSIONI

Considerando la lussazione come l'evento più temibile e più precoce di fallimento di un impianto protesico d'anca [1], possiamo ritenere che anche nella nostra esperienza l'utilizzo di cotili d'anca a doppia mobilità possa essere considerato affidabile visto gli ottimi risultati nella prevenzione di questa complicanza. Nella serie da noi analizzata infatti non abbiamo riportato alcun caso di lussazione protesica dell'anca.

Oltre ad indagare la "complicanza lussazione" abbiamo sottoposto tutti i pazienti ad una valutazione clinica utilizzando il sistema di rating HHS.

Abbiamo ottenuto punteggi eccellenti nel 73% dei casi, un buon risultato nel 18% dei pazienti, un risultato mediocre e scarso rispettivamente nel 4% e nel 5% dei pazienti. Il risultato medio dei punteggi dell'harris hip score nella nostra serie è stato di 87,8.

In letteratura si trovano ancora pochi risultati clinici delle protesi d'anca a doppia mobilità in particolare valutati con l'HHS. I lavori che presentano la maggiore casistica sono lavori francesi i cui risultati clinici sono però valutati utilizzando la scala di Merle D'Aubigné – Postel, questionario sulla qualità della vita peraltro non validato in letteratura [44].

Tuttavia un lavoro francese del 2013[45] ed uno danese del 2014 [46] riportano rispettivamente un HHS medio di 94 e 87. È doveroso però specificare come il risultato migliore derivi da un questionario somministrato a 10 anni dall'intervento chirurgico, mentre il risultato danese solo ad un anno, in linea con i nostri punteggi.

Si deve inoltre considerare come i pazienti della nostra serie avessero un'età media piuttosto elevata (77 anni) e fossero gravati da importanti comorbidità. Questo è sicuramente un problema comune a tutti i pazienti sottoposti a protesi d'anca ma,

come già specificato nella discussione dei risultati, la protesi a doppia mobilità, specie nei primi due anni dall'inizio del suo utilizzo, è stata riservata ai pazienti più anziani con maggiori problemi di salute generale.

Detto questo, e visto il trend degli ultimi mesi che vede un aumento dell'utilizzo di questo sistema anche tra i pazienti più giovani e attivi, credo che proseguendo il follow-up si avrà quasi certamente un incremento dei punteggi medi.

BIBLIOGRAFIA

[1]Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ (2009) The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am* 91:128–133

[2] Grazioli A, Ek ET, Rüdiger HA (2012) Biomechanical concept and clinical outcome of dual mobility cups. *Int Orthop* 36:2411–2418

[3]Swedish Hip Arthroplasty Register. Annual Report 2011. In *The Swedish National Hip Arthroplasty Register*.

[4] Guyen O, Pibarot V, Vaz G, Chevillotte C, Carret JP, Bejui-Hugues J (2007) Unconstrained tripolar implants for primary total hip arthroplasty in patients at risk for dislocation. *J Arthroplasty* 22: 849–858

[5] Blake SM, Kitson J, Howell JR, Gie GA, Cox PJ (2006) Constrained total hip arthroplasty in a paediatric patient with cerebral palsy and painful dislocation of the hip. A case report. *J Bone Joint Surg Br* 88(5):655–657

[6] Raphael BS, Dines JS, Akerman M, Root L (2010) Long-term followup of total hip arthroplasty in patients with cerebral palsy. *Clin Orthop Relat Res* 468(7):1845–1854

[7] Schorle CM, Fuchs G, Manolikakis G (2006) Total hip arthroplasty in cerebral palsy. *Der Orthopäde* 35(8):823–833

- [8] Schroeder K, Hauck C, Wiedenhofer B, Braatz F, Aldinger PR (2010) Long-term results of hip arthroplasty in ambulatory patients with cerebral palsy. *Int Orthop* 34(3):335–339
- [9] Kotwal RS, Ganapathi M, John A, Maheson M, Jones SA (2009) Outcome of treatment for dislocation after primary total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 91(3):321–326
- [10] Prudhon, Ferreira, Verdier Dual mobility cup: dislocation rate and survivorship at ten years of follow-up. *International Orthopaedics (SICOT)* (2013) 37:2345–2350
DOI 10.1007/s00264-013-2067-2
- [11] Jolles BM, Zangger P, Leyvraz PF (2002) Factors predisposing to Dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. *J Arthroplasty* 17:282–288
- [12] Prudhon JL (2011) Dual-mobility cup and cemented femoral component: 6 year follow-up results. *Hip Int* 21:713–717
- [13] Vielpeau C, Lebel B, Ardouin L, Burdin G, Lautridou C (2011) The dual mobility socket concept: experience with 668 cases. *Int Orthop* 35:225–230.
- [14] Mohammed R, Hayward K, Mulay S, Bindi F, Wallace M. Outcomes of dual-mobility acetabular cup for instability in primary and revision total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. March 2015, Volume 16, Issue 1, pp 9-13.

[15] Adam P, Farizon F, Fessy MH. (2014) Dual mobility retentive Acetabular liners and wear: surface analysis of 40 retrieved Polyethylene implants. *Orthop Traumatol Surg Res* 18.

[16] De Martino I, Triantafyllopoulos GK, Sculco PK, Sculco TP. Dual mobility cups in total hip arthroplasty. *World Journal of Orthopedics* 2014;5(3):180-187. doi:10.5312/wjo.v5.i3.180.

[17] Prudhon, Jean-Louis, André Ferreira, and Régis Verdier. "Dual Mobility Cup: Dislocation Rate and Survivorship at Ten Years of Follow-Up." *International Orthopaedics* 37.12 (2013): 2345–2350. pmc. Feb. 2015.

[18] Conroy JL, Whitehouse SL, Graves SE, Pratt NL, Ryan P, Crawford RW (2008) Risk factors for revision for early dislocation in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 23:867–872.

[19] Woolson ST, Rahimtoola ZO (1999) Risk factors for dislocation during the first 3 months after primary total hip replacement. *J Arthroplasty* 14:662–668.

[20] Lee BP, Berry DJ, Harmsen WS, Sim FH (1998) Total hip arthroplasty for the treatment of an acute fracture of the femoral neck: long-term results. *J Bone Joint Surg Am* 80:70–75.

[21] Stroh DA, Issa K, Johnson AJ, Delanois RE, Mont MA (2013) Reduced dislocation rates and excellent functional outcomes with large-diameter femoral heads. *J Arthroplasty*.

- [22] Girard J. Femoral head diameter considerations for primary total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2015.
- [23] Crowninshield RD, Maloney WJ, Wentz DH, Humphrey SM, Blanchard CR. Biomechanics of large femoral heads: what they do and don't do. *Clin Orthop Relat Res* 2004;429:102–7.
- [24] Boldingh EJ, Jacobs-van der Bruggen MA, Bos CF, Lankhorst GJ, Bouter LM (2005) Determinants of hip pain in adult patients with severe cerebral palsy. *J Pediatr Orthop B* 14(2):120–125
- [25] Carter DR, Tse B (2009) The pathogenesis of osteoarthritis in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 51(Suppl 4):79–83
- [26] Fucs PM, Svartman C, Assumpcao RM, Yamada HH, Rancan DR (2011) Is arthrodesis the end in spastic hip disease? *J Pediatr Rehabil Med* 4(3):163–169.
- [27] Schejbalova A, Havlas V, Trc T (2009) Irreducible dislocation of the hip in cerebral palsy patients treated by Schanz proximal femoral valgus osteotomy. *Int Orthop* 33(6):1713–1717
- [28] Queally JM, Abdulkarim A, Mulhall KJ (2009) Total hip replacement in patients with neurological conditions. *J Bone Joint Surg Br* 91(10):1267–1273
- [29] Root L (2009) Surgical treatment for hip pain in the adult cerebral palsy patient. *Dev Med Child Neurol* 51(Suppl 4):84–91

[30] Rick J. M. Sanders · Bart A. Swierstra · Jon H. M. Goosen. The use of a dual-mobility concept in total hip arthroplasty patients with spastic disorders. No dislocations in a series of ten cases at midterm follow-up. *Arch Orthop Trauma Surg* (2013) 133:1011–1016 DOI 10.1007/s00402-013-1759-9

[31] Lautridou C, Lebel B, Burdin G, Vielpeau C (2008) La cupule rétentive, à double mobilité, non scellée de Bousquet dans l'arthroplastie totale de hanche. A propos de 437 hanches. Survie à 16.5 ans de recul moyen. Analyse des échecs. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 94(8):731–739

[32] Geringer, Boyer, Farizon. Understanding the dual mobility concept for Total hip arthroplasty. Investigations on a multiscale analysis-highlighting the role of arthrofibrosis. *Wear, Elsevier*, 2011, 271 (9-10), pp.2379-2385

[33] Wear of Polyethylene Acetabular Components in Total Hip Arthroplasty. An Analysis of One Hundred and Twenty-eight Components Retrieved at Autopsy or Revision Operations. Jasty, Goetz, Bragdon, Lee, Hanson, Elder, Harris. *Bone Joint Surg Am*, 1997 Mar;79(3):349-5

[34] Devane, Bourne, Rorabeck, Robinson. Measurement of Polyethylene Wear in Metal-Backed Acetabular Cups. *Clinical Orthopaedics* 1995.

[35] Fabry C, Woernle C, Bader R. Self-centering dual-mobility total hip systems: Prediction of relative movements and realignment of different intermediate components. *Proc Inst Mech Eng H*. 2014 Apr 9;228(5):477-485.

- [36] Pineau et al., Dual Mobility Hip Arthroplasty wear measurement: Experimental accuracy assessment using Radiostereometric Analysis (RSA). *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*; 96: 609-615, 2010
- [37] Benjamin A. et al., Dual Mobility Acetabular Components in THA. *The American Journal Of Orthopedics*; 42 (10): 473-478, Ottobre 2013.
- [38] Adam et al., Dual Mobility and intraprosthetic dislocation. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*; 91 (6 Suppl): 185, 2005
- [39] Lecuire et al., Intraprosthetic dislocation of the Bousquet dual mobility socket. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*; 90 (3): 249-255, 2004
- [40] Trevor R. Banka, Early Intraprosthetic Dislocation in a Revision Dual Mobility Hip Prosthesis. *Orthopedics*; 37 (4): e395-397, Aprile 2014.
- [41] Philippot et al., Prevention of dislocation in total hip revision surgery using a dual mobility design. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*; 95 (6): 407-13, 2009.
- [42] Darren R. Plummer et al., Dual Mobility in Total Hip Arthroplasty. *The Orthopedics clinics of North America*; 45 (1): 1-8, Gennaio 2014.
- [43] Romanini E, Padua R, Zanolì G, Nizgorodcew T, Massari L, Soccetti A, Tartarone M. Rapporto costi benefici nelle scelte terapeutiche nel paziente anziano: quali benefici e come misurarli? *Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia* 2000;26(S1):S440-6.

[44] ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ Qualità di vita e protesi di anca Emilio Romanini, Ciro Villani, Marina Torre. © Istituto Superiore di Sanità 2006.

[45] Surg Technol Int. 2013 Sep;23:208-12. Modern dual-mobility cup implanted with an uncemented stem: about 100 cases with 12-year follow-up. Philippot R¹, Meucci JF¹, Boyer B¹, Farizon F¹.

[46] The Dislocating Hip Replacement – Revision with a Dual Mobility Cup in 56 Consecutive Patients. Open Orthop J. 2014; 8: 268–271. Published online 2014 Sep 11. doi: 10.2174/1874325001408010268. Thomas Jakobsen, Andreas Kappel, Flemming Hansen and Niels Krarup.

[47] van Heumen M¹, Heesterbeek PJ, Swierstra BA, Van Hellemond GG, Goosen JH. Dual mobility acetabular component in revision total hip arthroplasty for persistent dislocation: no dislocations in 50 hips after 1-5 years. J Orthop Traumatol. 2015 Mar;16(1):15-20. doi: 10.1007/s10195-014-0318-7. Epub 2014 Sep 24.