



Il cotile a doppia mobilità: una nuova rivoluzione nell'artroprotesi d'anca

Jacques Caton¹, Luca Amendola^{2,a} (✉), Emanuela Castiello², Saverio Comitini², Domenico Tigani²

¹Institut orthopédique, 103 rue Coste, Caluire, France

²Department of Orthopaedic Surgery, Ospedale Maggiore, Largo Nigrisoli 2, Bologna, Italia

^aluca.amendola@yahoo.it

ABSTRACT – DUAL MOBILITY CUP: A NEW THA REVOLUTION

Dislocation following Total Hip Arthroplasty (THA) remains the leading reason for revision in the first 2 years. Dual mobility cup (DMC) was developed in France in the early seventies by G. Bousquet and his engineer A. Rambert with the aim of reducing dislocation rate in THA, representing also an alternative to large femoral head.

Based on our clinical results and the current literature, DMC is a reliable surgical procedure. In France the dislocation rate has globally decreased from 9.06% in 2005 to 6.10% in 2014. In the field of THA, the DMC may be considered as the second “French revolution”.

Publicato online: 13 febbraio 2019

© Società Italiana Ortopedici Traumatologi Ospedalieri d'Italia 2019

Introduzione

L'artroprotesi totale d'anca rappresenta una delle procedure chirurgiche di maggior successo, sia in termini di profilo rischio beneficio [1], sia di costo-efficacia [2, 3], ed è caratterizzata da risoluzione del dolore e miglioramento della funzionalità articolare. Secondo l'ultimo report 2017 del Registro Italiano Artroprotesi (RIAP), il numero totale di sostituzioni protesiche primarie d'anca ha superato nel 2015 la soglia dei 68.000 interventi e, rispetto al 2014, l'aumento delle procedure in elezione supera il 3,5% e quello della protesica d'urgenza raggiunge quasi il 2,5%.

In Italia è in costante aumento il numero di impianti di protesi ortopediche e l'anca resta l'articolazione più operata (56,3%) sia per artrosi primaria (63%) che per frattura del collo di femore (30%) [4].

Nell'ottica della maggior efficienza della procedura e del contenimento dei costi, la riduzione e prevenzione delle complicazioni postoperatorie, come ad esempio dell'incidenza di instabilità postoperatoria, ha un ruolo fondamentale.

L'instabilità di un'artroprotesi d'anca rappresenta una delle maggiori cause di riammissione ospedaliera del paziente per lussazione (da 0,2 a 3% durante il primo anno dall'intervento principale al 7% dopo 25 anni, sino a raggiungere valori del 25% nelle revisioni di protesi d'anca [5]).

Il registro svedese delle artroprotesi e il registro nazionale del Regno Unito riportano la lussazione come la prima causa di revisione durante i primi due anni dall'impianto. Il registro nazionale dell'associazione degli ortopedici australiani osserva che la lussazione, dopo revisione, rappresenta la causa più frequente di nuova revisione, raggiungendo un tasso del 31,1%. I costi stimati per la revisione a seguito di lussazione singola o recidivante è il 148% dei costi dell'intervento primario [6].

Il problema delle lussazioni delle protesi d'anca viene affrontato secondo due strategie: la prevenzione dell'evento e il suo trattamento, una volta instauratosi. In quest'ultimo caso si dovrà procedere con la revisione dell'impianto, se esiste un malposizionamento, con l'uso di teste di maggior diametro o la modifica del concetto del cotile. Differenti soluzioni tecniche sono state messe in campo, sia a titolo di prevenzione che di trattamento di un evento clinico di lussazione: cotile a camera anteriore, cotile con spalletta, cotile avvitato anti-lussante, cotile vincolato, cotile a doppia mobilità.

Molte delle soluzioni elencate sono ormai in disuso, mentre ha avuto un crescente interesse e una diffusione globale il concetto del cotile a doppia mobilità, sebbene si tratti di una soluzione proposta in Francia da Gilles Bousquet già alla fine degli anni Settanta.

Prima di affrontare nel dettaglio la storia e l'evoluzione della protesi di Bousquet, merita un accenno il concetto di “grande testa”, in base al quale, per lo stesso diametro esterno del

cotile, il percorso per lussare la testa – chiamato *jump distance* – è proporzionale al diametro della testa stessa. Pertanto, la stabilità aumenta con la *jump distance*, ovvero con il diametro della testa protesica.

Tale nozione di *jump distance* è stata descritta nel 1999 da G. Masse e H. Wagner come una forza lussante dipendente dall'angolo di inclinazione della cupola. Più l'angolo di inclinazione è elevato, cioè più il cotile è verticale, e più corta è la *jump distance*, maggiore sarà allora la forza lussante.

Ma aumentare il diametro della testa ha i suoi limiti. Un diametro troppo grande, superiore a 36 mm, avrà tre importanti conseguenze: 1) decentrare la testa, cioè il centro di rotazione si lateralizza; 2) diminuire la *jump distance* e, soprattutto, 3) aumentare la corrosione del cono morse a causa di forze che vi si esercitano e sono responsabili di ciò che gli scrittori anglosassoni definiscono “corrosione da sfregamento” (*fretting corrosion*), che può causare metallosi con associata *aseptic lymphocytic vasculitis associated lesion* (ALVAL), aumento della cobaltemia e persino la formazione di pseudotumor [7–9]. Infine, l'utilizzo delle grosse teste in ceramica è stato associato a un aumento di incidenza di rumori e cigolii durante la marcia e il movimento [10].

Scopo del nostro articolo è quello di descrivere nel dettaglio la storia e l'evoluzione del concetto della doppia mobilità a partire dalla sua ideazione e sviluppo da parte del Professor Gilles Bousquet, e descriverne i principi di biomeccanica.

Dopo i tentativi dei fratelli Judet [11] che realizzarono la prima serie di protesi d'anca in Europa fra il 1946 e 1948, è con John Charnley, nel 1963, che possiamo considerare finalmente iniziata l'era della moderna artroprotesi d'anca [12] con risultati eccellenti a più di 40 anni dall'immissione sul mercato [13].

Nonostante i progressi ottenuti in tutti questi anni, il problema della lussazione dell'impianto rappresenta una complicanza tuttora importante e un rischio maggiore di fallimento protesico, sia che si tratti di una complicanza precoce che si instaura nei primi mesi dall'impianto primario, sia che si manifesti in modo molto più invalidante con episodi ricorrenti che portano necessariamente alla revisione dell'impianto protesico primario. Il rischio cumulativo di lussazione è stato calcolato all'inizio degli anni duemila da D. Berry in USA e J. Caton in Francia, che riportano rispettivamente un incremento di 1 e 1,39% ogni cinque anni. Il rischio di lussazione è ancora più importante nelle revisioni diventando la prima causa di ulteriore revisione secondo i dati dei registri nazionali: 22% in USA, 25,9% in Australia, 35% in Nuova Zelanda, 40,3% nel Regno Unito con l'unica eccezione della Francia dove la percentuale si assesta al 10,4%.

Storia del cotile a doppia mobilità (CDM)

Nel 1974 Gilles Bousquet [14, 15], presso il reparto di ortopedia del Centro Ospedaliero-Universitario di Saint Etien-

ne, sviluppava un nuovo concetto di protesi d'anca con lo scopo di limitare l'usura grazie al concetto di *low friction arthroplasty* di Charnley e di ridurre l'incidenza di lussazione, prendendo come testa quella più grande di McKee [16]; quest'ultima molto più stabile a causa del diametro più grande (32 mm), con conseguente maggiore usura. Volle inoltre prendere in considerazione il concetto bipolare della protesi Christiansen realizzando un “matrimonio a tre vie”.

Ciononostante, i primi test effettuati con il suo ingegnere André Rambert di Lione, presidente e fondatore della Société d'Etudes de Recherches et de Fabrications (SERF), sono stati scoraggianti: il primo prototipo consisteva in una testina di metallo di 22,2 mm incastrata e articolata in una coppa di PE, a sua volta mobile nel cotile osteocartilagineo. La frizione del polietilene (PE) sulla cartilagine ne causò rapidamente la deformazione e l'usura.

Nel 1976 è stata eseguita una seconda serie di prove in base allo stesso principio, ma il PE convesso si muoveva in una coppa metallica mobile nell'acetabolo. Ciò ha portato rapidamente all'osteolisi e alle lesioni da protrusione acetabolare.

Nel 1977 il principio del CDM era chiaramente definito, sigillando la cupola di metallo nell'acetabolo osseo con la mobilità della testa protesica nella cupola di PE e con la cupola di PE nella cupola metallica, questa volta fissato all'osso.

Il principio della doppia mobilità era così definito, era solo necessario sviluppare la protesi finale affinando i mezzi di fissazione della coppa metallica nel bacino.

Così, nel 1979, la SERF è stata in grado di fornire ai chirurghi ortopedici due modelli di DM: a gennaio il cotile LITHIA™, sviluppato da D. Noyer [17], fissato da due linguette sul bordo acetabolare con una macrostruttura esterna e un rivestimento di allumina; nel febbraio dello stesso anno, il cotile NOVAE™ di Bousquet [18] con una sola aletta di fissazione esterna, ma due borchie modulari attraverso la coppa attaccata all'ileo avanti e all'ischio indietro e coperto anche da una superficie ruvida di allumina, secondo il concetto del tripode.

Il cotile veniva fabbricato in acciaio inox, rivestito di allumina (Al₂O₃), e aveva una configurazione sferica in entrambe le varianti. Diverse modifiche sono invece state apportate allo stelo femorale sia in termini di disegno che di materiali impiegati.

Nel 2003 D. Noyer ha analizzato la longevità di questo impianto con una revisione clinica dei pazienti operati nei due decenni precedenti. Ha messo in evidenza che la longevità di questo impianto era diversa a seconda della componente femorale impiantata e in particolare dell'aspetto macroscopico del collo del femore protesizzato, confrontando due profili con conseguenti diverse curve di sopravvivenza e differenti tassi di revisione (Fig. 1).

Un primo profilo del collo, definito “aggressivo”, presenta una pendenza della curva di sopravvivenza che inizia a collassare dal quarto anno dall'impianto; un secondo profilo,

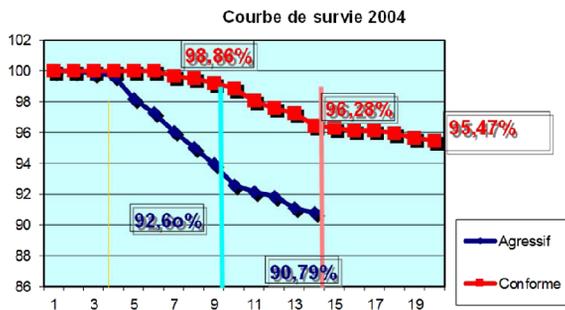


Fig. 1 - Sopravvivenza dei cotili a DM in base alle caratteristiche del collo femorale impiantato: aggressivo o non aggressivo (courtesy of Prof. J. Caton)

chiamato “non aggressivo”, la cui pendenza della curva è cambiata principalmente dal decimo anno.

Questi risultati clinici e radiografici hanno permesso a Daniel Noyer di definire nel 2003 il cosiddetto concetto di “terza articolazione” nella doppia mobilità [17]. In effetti, i risultati negativi del cosiddetto collo “aggressivo” erano principalmente dovuti ai conflitti tra il collo e la periferia della coppa PE.

Questa terza articolazione è oggi oggetto di tutte le attenzioni in cotili con DM di ultima generazione, che presentano il PE smussato nel lato della coppa al fine di limitare il contatto collo-polietilene e aumentare la mobilità, e l’anello di ritenzione che mantiene la testa del femore vincolata al polietilene. Il diametro massimo dell’anello di ritenzione deve essere inferiore a quello della testa di almeno 1–2 mm per aumentare la forza di estrazione della testa; il collo del femore deve essere inoltre arrotondato e lucidato al massimo grado possibile per ottimizzare il contatto tra questi due elementi. Infine, per le teste modulari, sarà necessario evitare un contatto tra un cono morse troppo lungo, in particolare nei colli lunghi, e la parte smussa del PE.

Le tre articolazioni che caratterizzano il cotile DM sono:

1. la grande articolazione tra la cupola metallica e la cupola in polietilene (PE)
2. la piccola articolazione tra la testa femorale (in metallica o in ceramica) e la cupola in PE
3. la terza articolazione tra il collo protesico e la periferia interna della cupola in PE.

Al di là di questi elementi comuni, i numerosi impianti introdotti sul mercato risultano differenti fra loro per disegno, materiali e modalità di fissazione.

Possiamo definire come cotili di prima generazione quelli introdotti fra il 1979 e il 1998, riassumendoli principalmente nei cotili NOVAE™ (Fig. 2a) e LITHIA™, entrambi prodotti dalla SERF.

Nel 1998, con l’immissione nel mercato del cotile Gyros (Depuy; Fig. 2b), si inizia a parlare di cotile di seconda generazione, caratterizzato da una forma emisferica, da una macro-



Fig. 2 - Tre generazioni di cotili a DM. 1979, NOVAE, prima generazione; 1998, GYROS, seconda generazione; 2010, QUATTRO, terza generazione (courtesy of Prof. J. Caton)

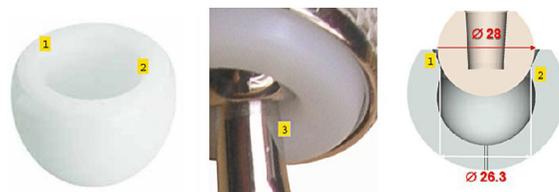


Fig. 3 - Caratteristiche della terza articolazione. 1, bordo smusso del polietilene; 2, il bordo di ritenzione; 3, il collo della protesi lucidato a specchio (courtesy of Prof. J. Caton)

struttura equatoriale e da un rivestimento in idrossiapatite. Lo stesso sistema prevede anche un cotile con due placchette superiori per fissazione supplementare con viti e un uncino otturatorio. Negli stessi anni anche la SERF introduce sul mercato una seconda generazione di cotili a doppia mobilità: il sistema NOVAE E®. Si tratta di un cotile emisferico, rivestito in idrossiapatite in cui le flange metalliche anteriori e posteriori a causa di possibile conflitto sono state soppresse; la regione polare è stata modificata, appiattendola, per migliorare il press-fit ma, soprattutto, si è proceduto alla modifica del polietilene aggiungendo il sistema di ritenzione e dei tagli smussi sul polietilene al fine di ridurre gli stress da contatto con il collo a livello della terza articolazione (Fig. 3). Come per la prima generazione, il cotile è in lega di acciaio e continua ad avere una fissazione con due pegs e una vite polare. Appartengono alla seconda generazione di cotili a doppia mobilità: il sistema Evora® (Science et Médecine, Montrouge, France) costruito in lega di cromo cobalto molibdeno rivestito in idrossiapatite su di una superficie striata e con 4 spikes in regione equatoriale; il cotile Polarcup (Smith&Nephew) anch’esso in lega di acciaio con un rivestimento in titanio poroso; e il cotile Collegia™ (Wright Medical) costituito in acciaio con una sabbiatura di superficie rivestita da idrossiapatite.

Infine, con il cotile QUATTRO™ (groupe Lépine) (Fig. 2c) [19–22] dal 2010 siamo entrati nella terza generazione.

Le caratteristiche dei cotili di terza generazione sono state ben codificate:

1. la coppa di metallo deve essere sia emisferica che anatomica per evitare conflitti con il muscolo psoas

2. il cotile deve essere costruito in una lega di cromo-cobalto, più resistente all'usura e meno deformabile
3. la porzione interna, per le componenti non cementate, deve essere lucidata a specchio e non deve contenere fori. La porzione periferica deve, grazie al suo disegno, favorire una fissazione primaria stabile e quindi favorire un'osteointegrazione attraverso un doppio strato esterno di "plasma spray" di titanio e idrossiapatite [23, 24]. All'occorrenza, sono disponibili anche cotili cementati.

L'inserto in polietilene della doppia mobilità deve essere ottimizzato nella sua forma per consentire un corretto funzionamento e limitare fenomeni di *impingement*, specie a livello della terza articolazione. È per questa ragione che i margini del suo bordo interno sono smussi. È oggetto di discussione se sia preferibile il polietilene standard o il polietilene altamente reticolato (HXLPE), più resistente all'usura ma, apparentemente, meno elastico, qualità necessaria per la tenuta dell'anello di ritenzione.

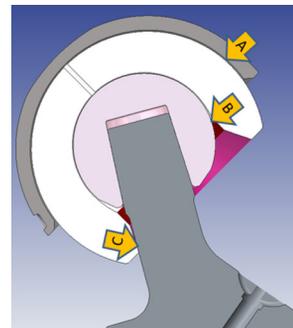
Un'esclusiva complicazione della protesi a doppia mobilità è la cosiddetta lussazione intraprotetica (IP). Descritta per la prima volta da Lecuire nel 2004 [25], essa si caratterizza dalla perdita della capacità di mantenere in situ la testina da parte dell'anello di ritenzione per un suo fallimento da usura. L'autore asserisce che l'usura può essere provocata direttamente dal contatto eccessivo del collo con il polietilene o indirettamente per fattori che limitano la mobilità dell'inserto all'interno della componente acetabolare in metallo. Lo studio di Philippot [26] su 1.960 cotili, impiantati fra il 1985 e il 1998, ha permesso di evidenziare 81 casi (4% del totale) suddividendoli secondo tre categorie. Il primo tipo (21 casi), con media di insorgenza a distanza di 11 anni dall'impianto, si caratterizzava per la progressiva e lenta usura del polietilene. La seconda categoria (41 casi) con media di insorgenza 8 anni, è secondaria al blocco meccanico dell'inserto per interposizione di tessuto artrofibrotico all'interno del cotile. Il terzo tipo (14 pazienti) si associa a mobilitazione del cotile.

Un recente lavoro di Neri [27] sugli inserti espantati da 93 protesi a doppia mobilità, differenziati in protesi di prima generazione con IP, protesi di prima generazione senza IP e protesi di nuova generazione, ha dimostrato che le innovazioni apportate all'anello ritentivo, al polietilene e, soprattutto, al collo dello stelo hanno di fatto eliminato questa temibile complicazione. I casi riportati recentemente in letteratura di precoce IP sono di fatto un disassemblaggio dell'inserto al momento della riduzione incruenta di una lussazione [28] e non una vera e propria lussazione intraprotetica.

Principi di biomeccanica nella doppia mobilità

Una protesi d'anca a doppia mobilità è caratterizzata da uno stelo femorale su cui è posizionata una testina in metallo

Fig. 4 - Principi di biomeccanica. A, grande articolazione; B, piccola articolazione; C, terza articolazione. La mobilità si sviluppa in due tempi prima la piccola articolazione poi la grande



(22,2 mm o 28 mm di diametro) o ceramica (28 mm di diametro), che si articola con una cupola in polietilene di grandi dimensioni (in genere 6 mm inferiore al diametro del cotile metallico) e spessore minimo di 5 mm (norme ISO 2155). A sua volta la cupola in polietilene si articola con una coppa acetabolare in cromo-cobalto monoblocco (cementato o press fit) oppure in titanio modulare con interno in cromo-cobalto [29].

Il concetto biomeccanico del cotile a doppia mobilità consiste di due articolazioni "vere" e di una articolazione "paradosa" (Fig. 4):

- la prima articolazione, o piccola articolazione, è vincolata fra testina femorale (in metallo o in ceramica) e inserto mobile in polietilene; nella prima articolazione la testina è agganciata all'inserto mobile con un meccanismo ritentivo tipo snap [30, 31] ed è libera di ruotare all'interno della cupola in polietilene
- la seconda articolazione, o grande articolazione, fra l'inserto mobile in polietilene e il cotile metallico, non è vincolata e la cupola in polietilene si comporta come una "grande testa" che si articola con la cupola metallica
- la terza articolazione (*third joint*) è tra il collo femorale e il bordo interno del polietilene e si verifica solo nei movimenti estremi dell'articolazione, con gradi di movimento che difficilmente sono raggiunti durante la comune deambulazione; come abbiamo già detto, è a questo livello che particolari colli di grandi dimensioni e/o rugosi possono determinare usura del bordo del polietilene con formazione di detriti, perdita del meccanismo ritentivo e conseguente maggiore rischio di lussazione intraprotetica.

Queste articolazioni non si muovono contemporaneamente. 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. Solo a questo punto, se è richiesta un'escursione articolare più ampia, inizia il movimento della seconda articolazione fra l'esterno dell'inserto in polietilene e la coppa acetabolare metallica.

Questa configurazione garantisce un più ampio *range of motion* prima che insorga impingement fra il collo femorale e il bordo dell'inserito in polietilene, ovvero la *third joint*.

È ampiamente condiviso in letteratura che un maggiore diametro della testa femorale conferisca maggiore stabilità dell'impianto [32, 33]. Tuttavia, l'utilizzo di diametri superiori a 36 mm non aumenta la stabilità articolare e può presentare complicanze quali: usura del polietilene, attrito a livello del cono Morse, diminuzione del *range of motion*, alterazione della propriocezione, maggiore rigidità, dolore inguinale [34]. Pertanto, si deve prestare la massima attenzione all'utilizzo di cotili con diametri della testa femorale superiori ai 36 mm [35].

Caratteristica tipica del cotile a doppia mobilità è la cosiddetta *jump distance* che aumenta con l'aumentare della dimensione della testa femorale. La *jump distance* è definita come la traslazione laterale della testa femorale necessaria affinché si manifesti la lussazione, ovvero la distanza minima tra il centro del cotile e il centro della testina oltre la quale si presenta la lussazione della testina femorale.

Risultati delle protesi a doppia mobilità [Lev.2]

I risultati a lungo termine dovranno essere valutati secondo le differenti indicazioni nelle cosiddette protesizzazioni primarie, nelle revisioni e nel trattamento delle fratture del collo del femore. I principali indicatori sono rappresentati dalla percentuale di lussazione, dall'incidenza di revisioni e dalle curve di sopravvivenza.

Risultati nelle protesi primarie

Caton e collaboratori [36] nel 2013 e 2014 hanno valutato i risultati secondo questi tre criteri, confrontando uno stelo cementato di Charnley con un cotile tradizionale (gruppo 1) e con un cotile a doppia mobilità di terza generazione non cementato (gruppo 2). Si trattava di 306 pazienti (320 protesi) operati dal 2000 al 2002 dallo stesso chirurgo, nello stesso ospedale, con lo stesso stelo femorale cementato, la stessa via d'accesso e la stessa tecnica chirurgica. Tutti i casi del gruppo 1 (215 pazienti) e del gruppo 2 (105 pazienti) sono stati rivalutati a una distanza minima di 10 anni.

In termini di lussazione, la percentuale è stata del 12,7% (26 lussazioni) per il gruppo 1 (cotile standard) e 0,95% (una lussazione) per il gruppo 2 (cotile con DM); la differenza è statisticamente significativa ($p = 0,002$).

Nel gruppo 1 si è proceduto a una revisione in 26 casi: in 21 l'indicazione alla revisione è stata la lussazione, mentre nei rimanenti cinque casi si trattava di una mobilizzazione asettica di una o entrambe le componenti.

Nel gruppo 2 ci sono state due revisioni per mobilizzazione dell'impianto.

In termini percentuali, il tasso di revisione era del 12,9% per i cotili standard e del 2,1% per i cotili DM. Questa differenza è stata statisticamente significativa ($p = 0,0054$).

Non si è osservata alcuna usura o dislocazione intra-protetica, riscontrata invece nei modelli più vecchi di prima generazione.

Nella serie di Prudhon [21] la sopravvivenza del cotile QUATTRO™ è stato del 95% a 10 anni. Le casistiche di Vielpeau del 2011 [30] e di Leclerc del 2013 [37], che hanno anche loro usato steli tipo Charnley e testine 22,2 mm, hanno riportato sostanzialmente risultati analoghi con incidenza di lussazione del 1,5% a 16 anni e 0% a 10 anni, rispettivamente.

Risultati nelle revisioni di protesi d'anca

Il tasso di lussazioni dopo revisione di protesi d'anca varia fra il 5 e il 30%, a seconda delle casistiche [38–41].

Molti fattori sono stati individuati come causa di instabilità postoperatoria, fra questi: l'insufficienza muscolare, l'estesa capsulotomia, i difetti ossei e le problematiche nel posizionamento degli impianti.

Uno studio di Prudhon del 2014 [22] ha mostrato una significativa riduzione del tasso di lussazioni a due anni dopo l'intervento su una serie di 79 pazienti sottoposti a revisione con un cotile a doppia mobilità non cementato. Due diversi tipi di cotili sono stati usati: un cotile a DM standard in 68 casi con difetti ossei di tipo 1 e 2 secondo Paprosky e un cotile modulare a doppia mobilità nei restanti 11 che presentavano un difetto di tipo 3. Un solo paziente ha riportato la lussazione della protesi a un mese dall'intervento senza ulteriori recidive (1,3%) mentre in due casi (2,7%) è stata necessaria un'ulteriore revisione per mobilizzazione meccanica.

Uno studio multicentrico condotto da SOFCOT ha confermato questi risultati [42].

La letteratura internazionale [43–46] riporta di diverse serie in cui la doppia mobilità è stata usata per revisioni dovute a instabilità dopo artroprotesi primaria. La sopravvivenza del cotile reimpiantato varia tra il 94,5 e il 98%, con percentuale di lussazione fra l'1,1 e il 5,5% a 5 anni.

Risultati nelle fratture del collo femorale

Il cotile a doppia mobilità trova l'indicazione ideale nelle fratture del collo del femore, in quanto l'incidenza delle lussazioni in questi casi risulta 5 volte superiore rispetto ai casi di artroprotesi primaria per coxartrosi [47].

J. Caton e F. Steffann riportano 184 pazienti (143 fratture cervico-trocanteriche e 40 solo del collo femorale), con un'età media rispettivamente di 81,3 e 82,8 anni, operate tra il 2009 e il 2013: a due anni di follow-up il tasso di lussazione è stato solamente dell'1,4% con un cotile QUATTRO™ di terza generazione (Comunicazione SICOT 2015).

Questi risultati, più che incoraggianti, confermano l'idea condivisa da una grande maggioranza di chirurghi ortopedici, che il cotile DM sia diventato oggi un concetto essenziale quando si esegue una protesi totale d'anca sia primaria ma anche, e soprattutto, in caso di revisione o per una frattura del collo del femore.

Discussione

L'instabilità di una artroprotesi d'anca rappresenta un problema importante sia nelle protesi primarie e, soprattutto, nelle revisioni. Il cotile a doppia mobilità è stato introdotto allo scopo di ridurre l'incidenza di questa temibile complicazione. Da un punto di vista concettuale si tratta di due distinte articolazioni che aumentano notevolmente la *jump distance* e, grazie alle grandi dimensioni della componente in polietilene esterna, aumentano allo stesso tempo l'articolarietà.

Il concetto della doppia mobilità è stato introdotto da Bousquet negli anni '70. A seguito dell'evoluzione della prima generazione di protesi, diverse modifiche sono state apportate al fine di migliorare la fissazione all'osso e ridurre i problemi di usura del polietilene, eliminando il problema della lussazione intraprotetica, senza stravolgere il concetto base che comunque aveva prodotto i risultati sperati nel contrastare l'instabilità protesica.

In Francia, in gran parte grazie a questo impianto rivoluzionario, la percentuale di lussazione di protesi d'anca è costantemente in calo da 10 anni, passando dal 9,06% del 2005 al 6,10% del 2014. I dati disponibili documentano che, al momento, in Francia il 40% dei cotili impiantati sono a doppia mobilità nelle protesi primarie. Nelle revisioni, in cui la percentuale di lussazione è ancora più alta, in oltre il 60% dei casi viene impiantato un cotile a doppia mobilità, spesso ricorrendo a sistemi cementati associati o meno ad anelli di rinforzo. Le stesse percentuali sono già state raggiunte e si apprestano ad essere raggiunte in altri paesi del nord Europa, in particolare in Svezia [48], Norvegia [49] e Danimarca, soprattutto nelle revisioni con cotili cementati [50]. Dal 2009, con l'approvazione della FDA, l'uso della doppia mobilità ha varcato anche l'Atlantico e diversi tipi di impianti sono ora disponibili negli USA.

La letteratura internazionale fa eco di questo utilizzo crescente con più di 100 pubblicazioni dal primo articolo del 1993 di J.H. Aubriot [51].

Attualmente, i lavori sono principalmente francesi con 18 studi noti; tuttavia, abbiamo ritrovato oltre 50 pubblicazioni provenienti dagli Stati Uniti e dagli altri paesi europei che cominciano a considerare questo tipo di impianto protesico come indispensabile nelle situazioni a rischio.

Tigani e Amendola, in una recente comunicazione (SICOT 2018) hanno studiato i principali fattori di rischio associati a lussazione di protesi d'anca, classificando 68 pazienti trattati

con DMC per frattura del collo del femore in base alla presenza di uno o più di essi: frattura del collo femorale, obesità, malattie neurologiche, deterioramento cognitivo, altre patologie ortopediche.

Quaranta pazienti avevano un unico fattore di rischio, 22 due fattori di rischio e 6 ne avevano tre o più. L'incremento dei fattori di rischio non ha portato a un maggior rischio di lussazione.

Riferiscono, inoltre, che l'uso di DMC ha migliorato l'approccio alle fratture del collo del femore nei pazienti ad alto rischio, sebbene i disturbi neuromuscolari e cognitivi siano associati a un maggior rischio di esiti scadenti a causa della patologia di base.

Il cotile a doppia mobilità, sviluppato da Gilles Bousquet alla fine degli anni Settanta, è diventato un'opzione sicura per i pazienti a rischio di lussazione di protesi d'anca, rivoluzionando le conseguenze postoperatorie degli stessi impianti e consentendo, allo stesso tempo, un recupero funzionale più veloce e sicuro.

CONFLITTO DI INTERESSE Gli autori Jacques Caton, Luca Amendola, Emanuela Castiello, Saverio Comitini, Domenico Tigani dichiarano di non avere alcun conflitto di interesse.

CONSENSO INFORMATO E CONFORMITÀ AGLI STANDARD ETICI Tutte le procedure descritte nello studio e che hanno coinvolto esseri umani sono state attuate in conformità alle norme etiche stabilite dalla dichiarazione di Helsinki del 1975 e successive modifiche. Il consenso informato è stato ottenuto da tutti i pazienti inclusi nello studio.

HUMAN AND ANIMAL RIGHTS L'articolo non contiene alcuno studio eseguito su esseri umani e su animali da parte degli autori.

Bibliografia

1. Goldsmith AA, Dowson D, Wroblewski BM et al (2001) Comparative study of the activity of total hip arthroplasty patients and normal subjects. *J Arthroplast* 16(5):613–619
2. Nayak KN, Rorabeck CH, Bourne RB et al (1996) Interpretation by radiologists of orthopedic total joint radiographs: is it necessary or cost-effective? *Can J Surg* 39(5):393–396
3. Chang RW, Pellisier JM, Hazen GB (1996) A cost-effectiveness analysis of total hip arthroplasty for osteoarthritis of the hip. *JAMA* 275(11):858–865
4. Quarto Report del RIAP (Registro italiano artroprotesi). http://old.iss.it/binary/riap2/cont/QuartoReportRiap_corretto_giugno_2018.pdf
5. Di Laura A, Hothi H, Battisti C et al (2017) Wear of dual-mobility cups: a review article. *Int Orthop* 41(3):625–633
6. Sanchez-Sotelo J, Haidukewych GJ, Boberg CJ (2006) Hospital cost of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Jt Surg, Am* 88:290–294
7. Briggs TW, Hanna SA, Kayani B et al (2015) Metal-on-polyethylene versus metal-on-metal bearing surfaces in total hip arthroplasty: a prospective randomised study investigating metal ion levels and chromosomal aberrations in peripheral lymphocytes. *Bone Jt J* 97-B:1183–1191

8. Kop AM, Swarts E (2009) Corrosion of a hip stem with a modular neck taper junction: a retrieval study of 16 cases. *J Arthroplast* 24:1019–1023
9. Molloy DO, Munir S, Jack CM et al (2014) Fretting and corrosion in modular-neck total hip arthroplasty femoral stems. *J Bone Jt Surg, Am* 96:488–493
10. Cogan A, Nizard R, Sedel L (2011) Occurrence of noise in alumina-alumina total hip arthroplasty. A survey on 284 consecutive hips. *Orthop Traumatol, Surg Res* 97:206–210
11. Judet J, Judet R (1950) The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. *J Bone Jt Surg, Br* 32-B:166–173
12. Charnley J (1961) Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet* 1:1129–1132
13. Charnley J (1970) The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. *Clin Orthop Relat Res* 2005:3–11
14. Aubriot JH, Lesimple P, Leclercq S (1993) Study of Bousquet's non-cemented acetabular implant in 100 hybrid total hip prostheses (Charnley type cemented femoral component). Average 5-year follow-up. *Acta Orthop Belg* 59(Suppl 1):267–271
15. Farizon F, De Lavison R, Azoulay JJ, Bousquet G (1998) Results with a cementless alumina-coated cup with dual mobility. A twelve-year follow-up study. *Int Orthop* 22:219–224
16. McKee GK, Watson-Farrar J (1966) Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Jt Surg, Br* 48:245–259
17. Noyer D, Groupe G (2003) La troisième articulation des prothèses de hanche à double mobilité. *Maitrise Orthop* 121:20–22
18. Bousquet G, Gazielly DF, Debieffe JL et al (1985) The ceramic coated cementless total hip arthroplasty. Basic concepts and surgical technique. *J Orthop Surg Tech* 1(2):15–28
19. Caton J, Prudhon JL, Ferreira A et al (2014) A comparative and retrospective study of three hundred and twenty primary Charnley type hip replacements with a minimum follow up of ten years to assess whether a dual mobility cup has a decreased dislocation risk. *Int Orthop* 38:1125–1129
20. Prudhon JL (2011) Dual-mobility cup and cemented femoral component: 6 year follow-up results. *Hip Int* 21:713–717
21. Prudhon JL, Ferreira A, Verdier R (2013) Dual mobility cup: dislocation rate and survivorship at ten years of follow-up. *Int Orthop* 37:2345–2350
22. Prudhon JL, Steffann F, Ferreira A et al (2014) Cementless dual-mobility cup in total hip arthroplasty revision. *Int Orthop* 38:2463–2468
23. Cook SD, Thomas KA, Dalton JE et al (1992) Hydroxylapatite coating of porous implants improves bone ingrowth and interface attachment strength. *J Biomed Mater Res* 26:989–1001
24. Frayssinet P, Tourenne F, Rouquet N et al (1994) Comparative biological properties of HA plasma-sprayed coating having different crystallinities. *J Mater Sci, Mater Med* 5:11–17
25. Lecuire F, Benareau I, Rubini J, Basso M (2004) Intra-prosthetic dislocation of the Bousquet dual mobility socket. *Rev Chir Orthop Repar Appar Mot* 90:249–255
26. Philippot R, Boyer B, Farizon F (2013) Intraprosthetic dislocation: a specific complication of the dual-mobility system. *Clin Orthop Relat Res* 471:965–970
27. Neri T, Boyer B, Geringer J et al (2018) Intraprosthetic dislocation of dual mobility total hip arthroplasty: still occurring? *Int Orthop* 42(11):2733
28. De Martino I, D'Apolito R, Waddell BS et al (2017) Early intraprosthetic dislocation in dual-mobility implants: a systematic review. *Arthroplast Today* 3(3):197–202
29. Pace N, Aucone D, Enea D, Ramazzotti D (2016) Protesi a doppia mobilità. Dual mobility cups in total hip arthroplasty. *G Ital Orthop Traumatol* 42:286–291
30. Vielpeau C, Lebel B, Ardouin L et al (2011) The dual mobility socket concept: experience with 668 cases. *Int Orthop* 35(2):225–230
31. Prudhon JL, Ferreira A, Verdier R (2013) Dual mobility cup: dislocation rate and survivorship at ten years of follow-up. *Int Orthop* 37(12):2345–2350
32. Jameson SS, Lees D, James P et al (2011) Lower rates of dislocation with increased femoral head size after primary total hip replacement: a five-year analysis of NHS patients in England. *J Bone Jt Surg, Br* 93(7):876–880
33. von Berry DJ, Knoch M, Schleck CD, Harmsen WS (2005) Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Jt Surg, Am* 87(11):2456–2463
34. Girard J (2015) Femoral head diameter considerations for primary total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol, Surg Res* 101(1 Suppl):S25–S29
35. Crowninshield RD, Maloney WJ, Wentz DH et al (2004) Biomechanics of large femoral heads: what they do and don't do. *Clin Orthop Relat Res* 429:102–107
36. Caton J, Aslanian T, Prudhon JL et al (2016) La cupule à double mobilité: une nouvelle révolution technique dans la prothèse totale de hanche. Dual mobility cup: a new THA revolution. *Mém Acad Natl Chir* 15(1):004
37. Leclercq S, Benoit JY, De Rosa JP et al (2013) Evora chromium-cobalt dual mobility socket: results at a minimum 10 years' follow-up. *Orthop Traumatol, Surg Res* 99:758–764
38. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R et al (1978) Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Jt Surg, Am* 60:217–220
39. Gioe TJ (2002) Dislocation following revision total hip arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 31:225–227
40. Alberton GM, High WA, Morrey BF (2002) Dislocation after revision total hip arthroplasty: an analysis of risk factors and treatment options. *J Bone Jt Surg, Am* 84-A:1788–1792
41. Ballard WT, Callaghan JJ, Johnston RC (1995) Revision of total hip arthroplasty in octogenarians. *J Bone Jt Surg, Am* 77:585–589
42. Fessy MH (2010) La double mobilité. *Rev Chir Orthop* 96:891–898
43. Leiber-Wackenheim F, Brunschweiler B, Ehlinger M et al (2011) Treatment of recurrent THR dislocation using of a cementless dual-mobility cup: a 59 cases series with a mean 8 years' follow-up. *Orthop Traumatol, Surg Res* 97:8–13
44. Hamadouche M, Biau DJ, Hutten D et al (2010) The use of a cemented dual mobility socket to treat recurrent dislocation. *Clin Orthop Relat Res* 468:3248–3254
45. Guyen O, Pibarot V, Vaz G et al (2009) Use of a dual mobility socket to manage total hip arthroplasty instability. *Clin Orthop Relat Res* 467:465–472
46. Langlais FL, Ropars M, Gaucher F et al (2008) Dual mobility cemented cups have low dislocation rates in THA revisions. *Clin Orthop Relat Res* 466:389–395
47. Iorio R, Healy WL, Lemos DW et al (2001) Displaced femoral neck fractures in the elderly: outcomes and cost effectiveness. *Clin Orthop* 383:229–242
48. <https://shpr.registercentrum.se/shar-in-english/the-swedish-hip-arthroplasty-register/p/ryouZwaoe>. Accessed on 14-01-2019
49. <http://nrlweb.ihelse.net/eng/>. Accessed on 14-01-2019
50. <http://www.lroi-rapportage.nl/>. Accessed on 14-01-2019
51. Aubriot JH, Lesimple P, Leclercq S (1993) Study of Bousquet's non-cemented acetabular implant in 100 hybrid total hip prostheses (Charnley type cemented femoral component). Average 5-year follow-up. *Acta Orthop Belg* 59(Suppl 1):267–271