



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN MEDICINA E CHIRURGIA

Dipartimento di Scienze Chirurgiche Oncologiche e
Gastroenterologiche - DISCOG
Direttore: Ch.mo Prof. Fabio Farinati

Clinica Ortopedica, Traumatologica e Oncologia Ortopedica
Direttore: Ch.mo Prof. Pietro Ruggieri

TESI DI LAUREA

LA PROTESI D'ANCA A DOPPIA MOBILITÀ: INDICAZIONI ATTUALI E RISULTATI

RELATORE: Prof. Pietro Ruggieri

CORRELATRICE: Dott.ssa Elisa Pala

LAUREANDA: Gloria Dentice

ANNO ACCADEMICO 2022/2023

INDICE

RIASSUNTO – ABSTRACT

1. INTRODUZIONE	pag. 3
1.1 Protesi d'anca	pag. 3
• Che cos'è una protesi d'anca.....	pag. 3
• Quando è indicata una protesi d'anca	pag. 4
• Quali tipi di protesi d'anca esistono.....	pag. 6
1.2 Cenni storici della protesi a doppia mobilità	pag. 8
1.3 Biomeccanica della protesi a doppia mobilità	pag. 12
1.4 Indicazioni della protesi a doppia mobilità	pag. 16
• Primo impianto	pag. 16
• Revisioni	pag. 17
• Chirurgia oncologica.....	pag. 18
• Fratture del collo del femore	pag. 18
1.5 Complicazioni della protesi a doppia mobilità.....	pag. 20
• Lussazione.....	pag. 20
• Usura precoce.....	pag. 20
• Lussazione intraprotetica	pag. 20
• Mobilizzazione asettica.....	pag. 20
2. SCOPO DELLO STUDIO.....	pag. 22
3. MATERIALI E METODI.....	pag. 23
Metodi	pag. 23
• Criteri di inclusione ed esclusione	pag. 23
• Vie di accesso chirurgiche	pag. 23
• Programma riabilitativo	pag. 26
• Patient assessment.....	pag. 26
• Valutazione degli outcome clinici.....	pag. 27
• Complicazioni e mortalità.....	pag. 28
Materiali	pag. 29

• Popolazione dello studio.....	pag. 29
4. CASI CLINICI.....	pag. 32
Caso clinico 1	pag. 32
Caso clinico 2	pag. 33
Caso clinico 3	pag. 34
5. RISULTATI	pag. 36
Complicazioni.....	pag. 36
Risultati funzionali	pag. 38
6. DISCUSSIONE	pag. 42
7. CONCLUSIONI	pag. 48
Bibliografia.....	pag. 50

Ringraziamenti

RIASSUNTO

Introduzione: Le protesi d'anca a doppia mobilità trovano, ad oggi, ampio spazio nella sostituzione totale dell'anca in elezione. Le caratteristiche biomeccaniche che permettono di ridurre il rischio di lussazione rispetto alle protesi totali tradizionali, portano a preferirle in contesti ad alto rischio di lussazione. Lo scopo dello studio è quello di valutare gli outcome funzionali e le complicazioni delle protesi a doppia mobilità impiantate nei pazienti con frattura del collo del femore.

Materiali e metodi: Sono stati retrospettivamente inclusi nello studio pazienti di età inferiore agli 85 anni, trattati protesi totale d'anca a doppia mobilità in seguito a frattura del collo del femore o di coxartrosi, nel periodo tra agosto 2019 e ottobre 2022 presso la Clinica Ortopedica dell'Azienda Ospedale Università di Padova. La popolazione in esame comprende 92 pazienti, 66 femmine (71,7%) e 28 maschi (30,4%), con un'età media di 72 anni (range 50-85): 86 pazienti sono stati trattati per frattura del collo del femore (93%), 6 pazienti sono stati trattati per coxartrosi (6,5%). Per ogni paziente sono state valutate: perdite ematiche, durata dell'intervento, incidenza di complicazioni (lussazioni, fratture periprotetiche, mobilizzazioni asettiche, infezioni), ossificazioni eterotopiche, risultati funzionali (range di movimento, HHS, tempo di esecuzione del TUG test, dolore in scala VAS, ritorno allo status residenziale e di mobilità precedenti all'intervento all'ultimo follow-up).

Risultati: Ad un follow-up medio di 9 mesi il 94,6% dei pazienti non ha presentato alcuna complicazione. Si sono verificati 3 casi di fratture periprotetiche postoperatorie, tutti trattati con revisione. E un caso di frattura periprotetica intraoperatoria, trattato con cerchiaggi. Si è verificato un caso di infezione, trattato con pulizia chirurgica, sostituzione delle componenti mobili (testina e cupola), revisione e terapia antibiotica. Non ci sono stati casi di lussazione, né di mobilizzazioni asettiche.

L'HHS medio è stato di 87,42. Il TUG test è stato eseguito in meno di 10 secondi dal 67,4% dei pazienti. Il dolore è stato in media di 1 in scala VAS. Il 95% dei pazienti è tornato allo status residenziale precedente all'intervento. Il 62,8% dei pazienti è tornato allo status di status di mobilità precedente all'intervento. Il

range di movimento medio è stato di: 97.35° di flessione, 12.3° di abduzione, 10° di extrarotazione, 11.72° di adduzione.

Conclusioni: La protesi totale con cotile a doppia mobilità garantisce ottimi risultati funzionali. In pazienti anziani con frattura del collo del femore questo impianto ha pressoché azzerato le lussazioni senza influire negativamente sui tempi chirurgici, sulle perdite ematiche e sulle complicanze preoperatorie e postoperatorie. La significativa riduzione del rischio di lussazione rispetto ai cotili tradizionali, senza incidere negativamente sull'escursione articolare, permette di ipotizzarne un crescente impiego anche in contesti traumatologici oltre che in elezione, soprattutto in pazienti ad alto rischio.

INTRODUZIONE

Che cos'è una protesi d'anca

Le protesi d'anca sono dispositivi artificiali costituiti dalla combinazione di materiali quali polietilene, metallo e/o ceramica, che permettono di ripristinare la funzionalità del distretto articolare danneggiato. Nel caso specifico, ci si riferisce all'articolazione coxofemorale, l'enartrosi costituita dalla parte prossimale del femore (testa, collo e grande trocantere) e dall'acetabolo. La cui stabilità intrinseca è determinata dall'angolo cervico-diafisario, tra diafisi e collo del femore, che deve essere compreso tra 120° - 135° sul piano frontale [1]; e dall'angolo di antiversione, compreso tra la retta passante per il collo del femore e la retta passante per i condili femorali, di 10° - 30° sul piano trasversale [1]. Questi angoli, essendo fondamentali per la stabilità articolare, vanno mantenuti anche al momento di impianto della protesi.

La stabilità è poi garantita anche dai legamenti (rotondo, ileo-femorale, ischio-femorale, pubo-femorale) e dai muscoli del distretto; i muscoli che concorrono alla stabilizzazione dell'articolazione coxofemorale del piano profondo sono: anteriormente, retto femorale e ileopsoas, medialmente, semimembranoso, semitendinoso e gracile, lateralmente, piccolo gluteo e posteriormente, piriforme, otturatore interno, otturatore esterno, gemello superiore, gemello inferiore e quadrato del femore. Sul piano intermedio, il muscolo medio gluteo; e, relativamente al piano superficiale, grande gluteo, tensore della fascia lata e sartorio.

Le protesi d'anca tradizionali sono costituite da una **componente** femorale che consta di uno stelo, inserito nella cavità midollare del femore, una testina, che sostituisce la testa femorale, e possono presentare o meno una cupola.

Le protesi d'anca totali presentano anche una componente acetabolare: una coppa, solitamente metallica, che crea un neo-cotile.

Per quanto concerne i **metodi di fissazione** della protesi, si possono preferire protesi con uno stelo caratterizzato da una superficie porosa o "sabbata", tale che venga favorita l'osteointegrazione, press-fit; oppure ci si può avvalere di protesi con stelo liscio che vengono fissate con un velo di cemento interposto tra la protesi e l'osso. La scelta è principalmente basata sulle caratteristiche e la qualità

dell'osso del paziente [2]. Le protesi cementate vengono preferite, solitamente, negli anziani in cui si osservano più frequentemente una scarsa qualità ossea e una bassa capacità rigenerativa.

Quando è indicata una protesi d'anca

Artrosi

L'artrosi è un processo degenerativo di un'articolazione che comincia a livello della cartilagine articolare, ma che arriva, con il tempo, al coinvolgimento della componente ossea subcondrale causando dolore e deformità. L'anca è la seconda sede più frequentemente colpita dall'artrosi, dopo la colonna vertebrale.

Possono beneficiare di sostituzione protesica sia le forme di artrosi primitiva che quelle di artrosi secondaria. L'artrosi **primitiva**, a eziologia multifattoriale, si sviluppa su un'articolazione morfologicamente normale. E la sua incidenza aumenta parallelamente all'aumentare dell'età [3].

L'artrosi **secondaria** è caratterizzata dal fatto che l'eziologia, alla base delle alterazioni, è nota. In questo gruppo rientrano le forme dovute ad alterazioni strutturali (dismetaboliche, endocrine, ereditarie e reumatiche), e ad alterazioni meccaniche: postraumatiche, malformazioni articolari, deformità congenite o acquisite, esiti di epifisiolisi, di patologie come la displasia congenita d'anca, di artriti settiche, osteonecrosi asettica della testa del femore e attività sportive o professionali ripetitive che possono condurre ad artrosi secondaria precoce da over-use.

Grazie alla sostituzione protesica totale, si può restituire al paziente il recupero della mobilità articolare, ottenendo la risoluzione della sintomatologia dolorosa e il miglioramento della qualità di vita [3].

Chirurgia oncologica

L'obiettivo della chirurgia nei pazienti oncologici è quello di asportare il segmento osseo interessato e nel ripristinare la funzionalità tramite diverse opzioni ricostruttive a seconda della sede interessata. Quando la neoplasia coinvolge il femore prossimale o l'acetabolo, la sostituzione protesica convenzionale o modulare o custom-made è utile nel ripristinare l'anatomia e migliorare la funzionalità.

Frattura collo del femore

Le fratture del femore prossimale possono essere distinte in: mediali (o intracapsulari) e laterali (o extracapsulari).

Le fratture mediali del femore prossimale, in base alla specifica sede anatomica, si dividono a loro volta in: sottocapitata, mediocervicale, basicervicale [4] (Fig.1) .

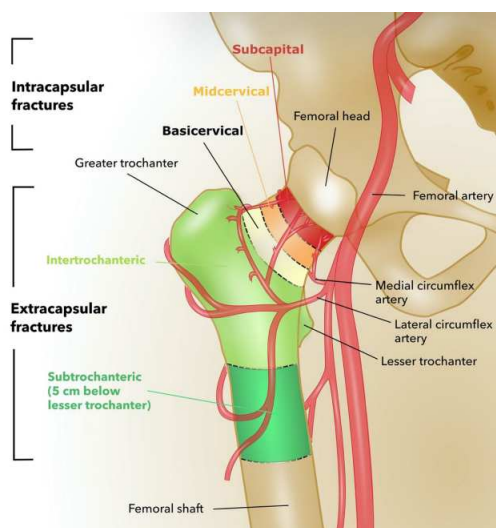


Figura 1 – Classificazione fratture femore prossimale

Si stima che il 50% delle fratture del femore prossimale siano fratture del collo del femore [5]. Di queste, le fratture composte o ingranate in valgo corrispondono a circa il 32-38% [6, 7]. Proprio in base all'eventuale scomposizione dei monconi di frattura, la classificazione di Garden distingue [4]:

- Garden I, frattura ingranata in valgo;
- Garden II, frattura composta;
- Garden III, frattura ingranata in varo;
- Garden IV, frattura scomposta;

Dal punto di vista pratico, le fratture composte vengono convenzionalmente trattate optando per una sintesi con placche a scivolamento o viti cannulate. Mentre le fratture del collo del femore scomposte, soprattutto se in pazienti over 65, vengono trattate mediante sostituzione protesica.

La testa del femore, infatti, una volta lesionate le arterie circonflesse femorali a causa del trauma a livello del collo del femore, è sottoposta ad un elevato rischio di andare incontro a necrosi asettica [3]. Questo rischio è maggiore nel paziente

anziano, in quanto l'arteria del legamento rotondo risulterà completamente oblitterata.

Inoltre, la sostituzione protesica conferisce al paziente la possibilità di una più rapida ripresa del carico e della mobilizzazione [6, 9], aspetti fondamentali per prevenire complicanze come la trombosi venosa profonda.

Da alcuni studi [7, 8, 10-12] è emerso, tuttavia, che fratture del collo del femore composte, classificate come Garden II, Pawuel II o III, sono gravate da un peggior outcome e maggior rischio di reintervento.

Quali tipi di protesi d'anca esistono

Le protesi d'anca tradizionali si possono distinguere in due grandi gruppi: le protesi totali, che prevedono la sostituzione anche della parte acetabolare, e le protesi parziali, in cui ci si limita a sostituire la componente femorale, conservando quella acetabolare. Tra le protesi **totali d'anca** (Fig. 2), è possibile optare anche per quelle a **doppia mobilità**.



Figura 2 – Protesi totale d'anca e possibili variazioni

Le protesi d'anca parziali, o **endoprotesi**, possono essere distinte in monoarticolari o biarticolari (Fig.3). Nel primo caso, la protesi sarà costituita solo dalla componente dello stelo e da una testina; mentre nel caso delle protesi biarticolari viene inserita anche una cupola che si articola con l'acetabolo da una parte e con la testina dall'altra.



Figura 3 – Endoprotesi mono e biarticolare

Esistono, inoltre, le protesi a **risparmio di collo** che prevedono, solitamente, uno stelo più corto e che l'osteotomia a livello del collo femorale sia più prossimale rispetto l'approccio tradizionale (Fig. 4); e le protesi **di rivestimento**, con cui si riveste la testa del femore evitando la resezione del collo. Quest'ultima tipologia è pensata per il trattamento di pazienti giovani e con buona qualità dell'osso, come nei casi di artrosi precoce da over-use tipica dello sportivo. [3] (Fig. 5).

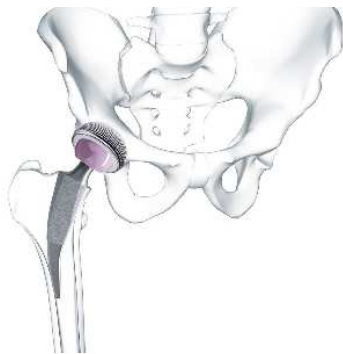


Figura 4 – Protesi a risparmio di collo



Figura 5 - Protesi di rivestimento

CENNI STORICI DELLA PROTESI A DOPPIA MOBILITÀ

Le protesi a doppia mobilità nascono dopo un percorso di numerosi studi e tentativi cominciati in Francia nel **1974**.

Fu il Prof. Gilles **Bousquet**, Direttore del reparto di Ortopedia e Traumatologia dell'Ospedale Universitario di Saint-Etienne, a ideare per primo una protesi d'anca che mettesse insieme le caratteristiche di "low-friction arthroplasty" sviluppate da Sir John Charnley [13] e quelle di maggior stabilità associata all'utilizzo di una testa più grande come nelle McKee-Farrar [14]. Il principio della low-friction arthroplasty è dato dall'accoppiamento di una testina in metallo con un cotile in polietilene. Questo garantisce uno scarso rischio di usura delle componenti, ma anche un elevato rischio di lussazione. Le teste di dimensioni più grandi (32 mm per la McKee-Farrar), garantiscono un minor rischio di lussazione grazie alla stabilità data dalla maggiore "jump distance". Tuttavia, sono soggette ad una maggiore usura. Oltre a queste caratteristiche, Bousquet tenne in considerazione anche il concetto di protesi bipolare di Christiansen [15].

Sulla base di questi tre principi, realizzò i primi modelli insieme all'ingegnere André Rambert, presidente e fondatore della Société d'Etudes de Recherches et de Fabrications (SERF). I primi prototipi erano costituiti da una testina in metallo di 22.2 mm di diametro e una cupola di polietilene che si articolava da una parte con la testina e dall'altra con il cotile. Questi modelli furono fallimentari in quanto il diretto contatto tra la cupola in polietilene e l'acetabolo conduceva ad usura cartilaginea e deformazione del polietilene (Fig. 6).



Figura 6 – Primo modello, cupola in polietilene a diretto contatto con l'acetabolo

Due anni dopo, nel **1976**, tentarono un miglioramento dei modelli precedenti attraverso l'utilizzo di una coppa in metallo posta tra la cupola in polietilene e

l'acetabolo. Anche questo prototipo, però, non diede buoni risultati perché la coppa metallica, libera di muoversi nell'acetabolo, causava osteolisi e protrusione acetabolare (Fig. 7).



Fig. 7 – Secondo modello, con coppa metallica libera di muoversi dell'acetabolo.

Nel **1977**, avendo compreso che le problematiche del modello precedente erano legate alla mobilità della coppa metallica, procedettero, con degli studi condotti su cadavere, alla fissazione della coppa all'acetabolo. Ci si serviva di coppe dotate di 3 pegs cementati che garantivano un triplice attacco all'acetabolo. Inoltre, essendo posizionati in 3 differenti piani, permettevano di resistere alle forze di rotazione (Fig. 8).

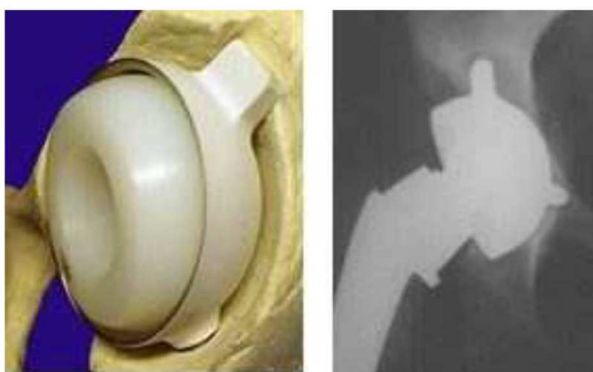


Figura 8 – Terzo modello, cupola fissata all'acetabolo mediante un triplice attacco.

Nel **1979**, nacquero i primi modelli di protesi d'anca a doppia mobilità con cotili non cementati, prodotti da SERF. Entrambi realizzati in acciaio inossidabile e rivestiti in allumina. Il modello NOVAE, ideato sempre da Bousquet, prevedeva la fissazione al cotile attraverso 2 pegs (inseriti su ischio e pube) e una flangia orientabile. Oltre a questo modello, realizzò una serie di varianti dal 1974 al 1998, senza significativi cambiamenti tra di loro (Fig.9). Il modello LITHIA, sviluppato da D. Noyer, aiuto dello stesso Bousquet, era costituito da macrostrutture esterne e 2 flange che fissavano la protesi all'acetabolo con viti in compressione.

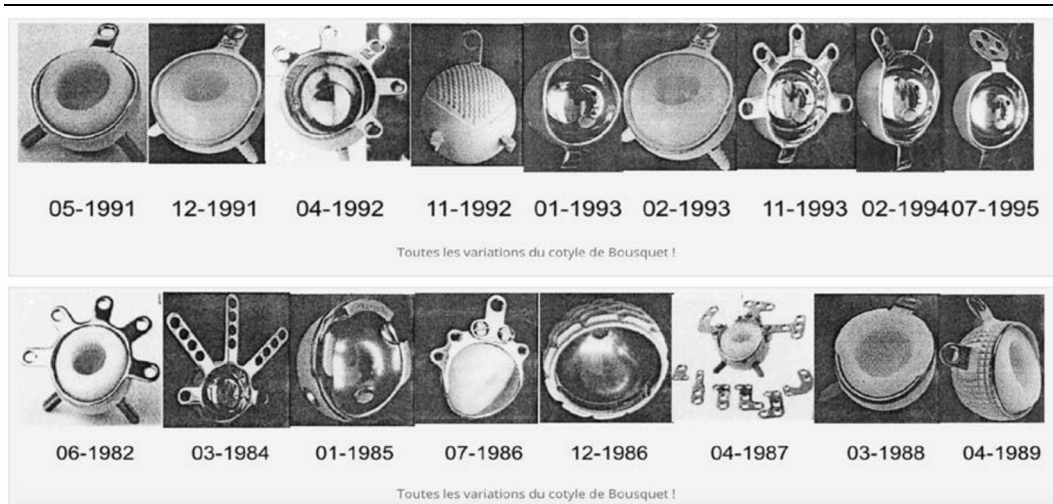


Figura 9 – Variazioni del cotile ideate da Bousquet tra il 1974 e il 1998.

Nel **2003**, Noyer pubblicò uno studio clinico condotto sui cotili a doppia mobilità impiantati nei due anni precedenti [16]. Analizzando la longevità dell'impianto emerse una profonda discrepanza legata alle caratteristiche del profilo del colletto dello stelo. Erano nettamente più longevi gli impianti con un colletto “non aggressivo” (liscio), mentre duravano meno gli impianti con un colletto “aggressivo” (ruvido). Questi ultimi, infatti, andavano incontro a un abbassamento della curva di sopravvivenza a partire dal quarto anno dall'impianto; mentre le protesi con colletti “non aggressivi” vedevano un abbassamento di tale curva dal decimo anno. Questo permise di definire una “**terza articolazione**”, quella tra la cupola in polietilene e il colletto dello stelo protesico [16]. E la conseguente usura precoce delle cupole in polietilene che affrontano, all'interno dell'articolazione, colli “aggressivi”.

Il **1998** fu l'anno che fece da spartiacque tra le protesi a DM di prima generazione e quelle di seconda generazione. In quell'anno, infatti, vennero prodotti i cotili Gyros (Depuy-Synthes, USA) e cotili NOVAE E (SERF, Décines, Francia).

Il modello **Gyros** era caratterizzato da un cotile di forma emisferica, con macrostruttura equatoriale, rivestito di idrossiapatite; era disponibile anche una versione dotata di due placche prossimali che permettevano la fissazione con viti ed uncino otturatorio. Il nuovo modello prodotto da SERF, invece, era il **NOVAE E** che, a differenza del precedente, non prevedeva flange per la fissazione del cotile, in modo da ridurre il conflitto. Le innovazioni portate da questo modello furono, inoltre: la presenza di un polo appiattito (per migliorare il press-fit), la

realizzazione della cupola in polietilene con tagli smussi a livello del bordo (per ridurre l'attrito con il colletto) e la presenza di un anello ritentivo nei confronti della testina. Oltre a questi due modelli, fanno parte della seconda generazione di protesi a doppia mobilità anche il sistema Evora (Science at Médecine, Montrouge, Francia), il cotile Polarcup (Smith&Nephew, London, United Kingdom), il Collegia (Wright Medical, Memphis, Tennessee, USA).

La terza generazione inizia nel **2010**, con la produzione del modello QUATTRO (groupe Lépine, Genay, Francia), costituito da cotili emisferici in lega di cromo cobalto. Caratterizzati da superficie esterna di idrossiapatite e plasma spray di titanio e superficie interna lucidata a specchio e priva di fori [17, 18]. Tra le protesi a DM di terza generazione, sono disponibili anche modelli con cotile cementato.

Ad **oggi**, i principali obiettivi sono: migliorare il press-fit, ottimizzare l'osteointegrazione e ridurre al minimo l'attrito a livello della "terza articolazione" (tra colletto dello stelo e cupola in polietilene). L'osteointegrazione è favorita dall'utilizzo di rivestimenti in idrossiapatite, concorrendo così alla stabilizzazione secondaria. La stabilizzazione primaria è garantita dalle macrostrutture equatoriali e dal "plasma spray" di titanio. Per quanto concerne la riduzione del conflitto a livello della "terza articolazione", invece, sono state adottate cupole in polietilene con tagli smussi e colletti lucidi e arrotondati. È ancora dibattuto se il tipo di polietilene da preferire sia quello altamente reticolato o quello standard [19]. Il polietilene altamente reticolato, infatti, nonostante mostri maggior resistenza all'usura, risulta anche essere meno elastico, caratteristica indispensabile per l'efficacia dell'anello ritentivo.

BIOMECCANICA DELLA PROTESI A DOPPIA MOBILITÀ

Le protesi a doppia mobilità sono caratterizzate dalla presenza di una testina, in metallo o ceramica, che si articola con una cupola in polietilene che, a sua volta, è articolata ad una coppa acetabolare. La coppa può essere in cromo-cobalto monoblocco oppure in titanio modulare con rivestimento interno di cromo-cobalto lucido.

Per quanto riguarda le **dimensioni** delle componenti citate, la testina può avere un diametro di 22.2 mm o di 28 mm se è in metallo; mentre la versione in ceramica vi è solo da 28 mm. La cupola in polietilene deve avere uno spessore minimo di 5 mm (nel rispetto delle norme ISO 2155) e un diametro che solitamente misura 6 mm in meno rispetto al diametro del cotile.

La particolarità biomeccanica di questo tipo di protesi è la presenza di tre **articolazioni**: due proprie (una tra testina e cupola in polietilene e l'altra tra cupola e cotile) e una "paradosa" (tra colletto dello stelo e inserto in polietilene). La prima articolazione è quella che si realizza tra la testina in metallo, o ceramica, e la cupola in polietilene, accoppiamento *hard-on-soft*. È un'articolazione di tipo vincolato, grazie ad un meccanismo "snap"[20, 21], in cui la testina conserva la libertà di movimento all'interno della cupola (Fig.10).

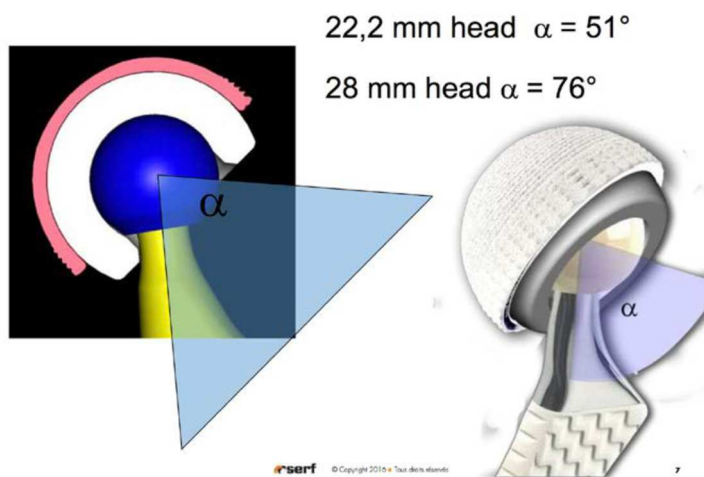


Figura 10 – Prima articolazione, tra testa femorale e inserto in polietilene.

La seconda articolazione è quella tra la cupola in polietilene e la superficie interna del cotile. È un'articolazione di tipo non vincolato in cui la cupola si comporta come una testa di grandi dimensioni all'interno della coppa metallica (Fig. 11).

La terza articolazione è quella “paradosa” che si realizza, per ampi gradi di movimento, tra il colletto dello stelo e l'inserto in polietilene.

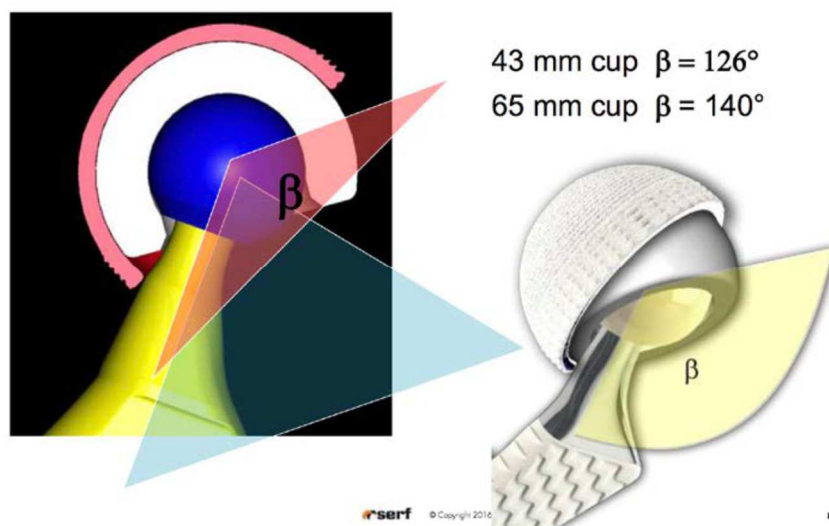


Figura 11 – Seconda articolazione, tra inserto mobile e coppa acetabolare.

Dal punto di vista **funzionale**, per la maggior parte dei movimenti abituali, come quelli che avvengono durante la deambulazione, si avrà il coinvolgimento solo della prima articolazione con il movimento della testina all'interno della cupola in polietilene.

Solo per movimenti più ampi, dopo che il colletto femorale ha impattato sull'inserto in polietilene, si osserverà anche il movimento della cupola all'interno della coppa acetabolare (seconda articolazione). In questo modo si genera il meccanismo a “doppia mobilità” che permette di avere una serie di vantaggi funzionali: ampio range di movimento, maggiore stabilità, limitazione del contatto prolungato tra il bordo dell'inserto in polietilene e il colletto femorale.

La stabilità è migliorata dal fatto che la cupola, all'interno del cotile metallico, si comporta come una testa di grandi dimensioni e, pertanto, aumenta la *jump distance* [22, 23].

La *jump distance* è il percorso che la testa compie per lussarsi, uscendo dalla coppa. Questa misura corrisponde alla distanza minima tra il centro della testina

femorale e il centro del cotile oltre la quale si va incontro a lussazione (Fig. 12). Per cui, razionalmente, all'aumentare di questo valore, si ridurrà il rischio di lussazione. La *jump distance*, e quindi la stabilità, possono essere aumentate con la scelta di teste di diametro maggiore [24, 25]. In uno studio condotto da Crowinshield et al. è stato osservato infatti, che per teste di 22 mm di diametro la *jump distance* è di 5 mm mentre per teste di 40 mm di diametro diventa di 23 mm [26].

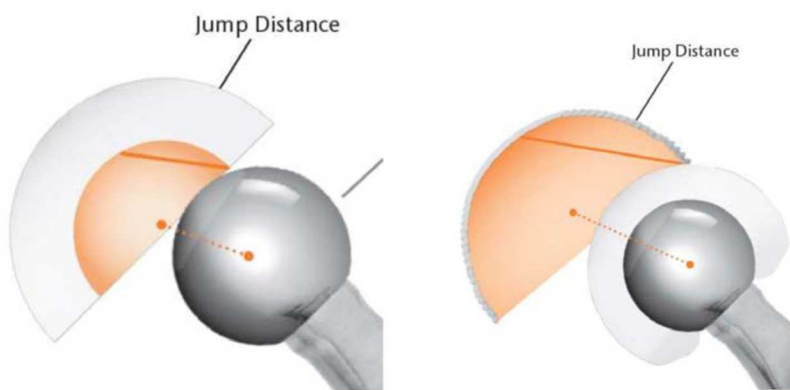


Figura 12 – *Jump distance*.

Tuttavia, altri studi hanno permesso di constatare come, sopra il diametro di 36 mm, le teste non siano più un fattore stabilizzante, ma aumentino il rischio di complicanze. Dimensioni così elevate correlano con la riduzione del range di movimento, l'insorgenza di dolore inguinale, l'usura del polietilene e attrito a livello del cono Morse, che costituisce il sistema di incastro fra la testina e il collo della protesi [27]. Il maggior attrito causato da un maggior volume può determinare il superamento della soglia per il processo di osteolisi acetabolare [28, 29]. Inoltre, la scelta di testine più grandi comporta la necessità di accoppiarvi inserti in polietilene più sottili e, pertanto, aumentare il rischio di fratture dell'inserto; nonostante il polietilene altamente reticolato abbia una migliore resistenza all'usura, rispetto allo standard [30].

Le protesi con cotile a doppia mobilità rappresentano, in quest'ottica, un ottimo compromesso: saranno conservati i vantaggi di stabilità dati da una protesi con "testa grande", ma senza rendere troppo sottile l'inserto di polietilene [31].

Le questioni ad **oggi** ancora discusse in relazione alle protesi a doppia mobilità sono soprattutto quelle che riguardano l'accoppiamento *soft-on-hard* della cupola

in polietilene (soft) con la coppa acetabolare il cromo-cobalto (hard). Per via della ripetuta collisione tra le due componenti, vi è una forte tendenza all'usura dell'inserito di polietilene interessato dal contatto. Questo può condurre progressivamente alla formazione di detriti e a una perdita del meccanismo ritentivo, aumentando il rischio di lussazione intrapotesica (IPD). Processo che avviene soprattutto in presenza di colli di grandi dimensioni e che non siamo perfettamente lisci [30].

INDICAZIONI DELLA PROTESI A DOPPIA MOBILITÀ

Le indicazioni per l'impianto di una protesi d'anca con cotile a doppia mobilità si possono distinguere principalmente nelle quattro seguenti categorie: primo impianto, revisione, chirurgia oncologica e frattura del collo del femore. Tutte sono più o meno accomunate da un rischio di lussazione più elevato e possono pertanto beneficiare dalle caratteristiche biomeccaniche della protesi a DM.

Primo impianto

Le protesi a DM sono indicate, in sede di primo impianto, in tutte le situazioni in cui vi sia un aumentato **rischio di lussazione** [32-35]. Tra i fattori e le condizioni che aumentano questo rischio annoveriamo: sesso femminile, obesità, età maggiore di 75 anni, malattie psichiatriche o decadimento cognitivo (come nel caso del M. Alzheimer), malattie che coinvolgono le vie motrici (come il M. di Parkinson o i residui di un ictus), fratture del collo del femore, necrosi avascolare della testa del femore, debolezza dei muscoli abduttori, potus e presenza di comorbidità con ASA score maggiore o uguale a 3.

Diversi lavori scientifici si sono poi occupati di studiare gli outcomes relativi alle protesi a DM come primo impianto [36-42]. Sono stati evidenziati, in particolare, i tassi di lussazione, le revisioni e la funzionalità.

I tassi di lussazione riportati sono compresi tra 0 e 3.6%; inferiori rispetto a quelli conseguenti a primo impianto con cotili standard.

Le revisioni, invece, si differenziano da quelle fatte su impianti standard, soprattutto per la causa. Nelle protesi a DM, la principale causa di revisione precoce dell'impianto è la mobilizzazione asettica [43].

Infine, a fronte degli ottimi outcomes funzionali, insieme al ridotto rischio di lussazione e ai progressi nello studio dei materiali (soprattutto sul polietilene, più soggetto all'usura), si è sempre maggiormente proiettati ad estendere l'indicazione d'impianto per le protesi a DM a pazienti più giovani.

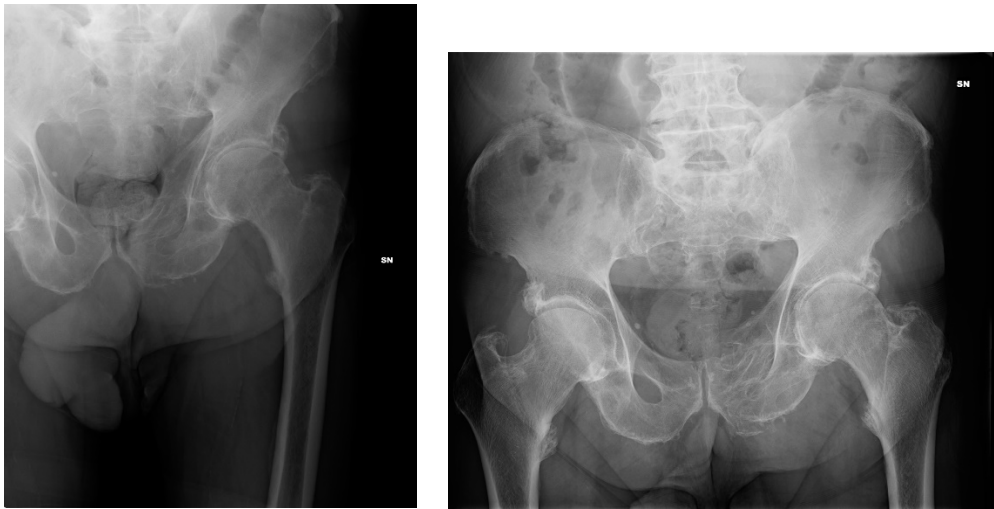


Figura 13 – Immagini radiografiche preoperatorie di paziente con artrosi.

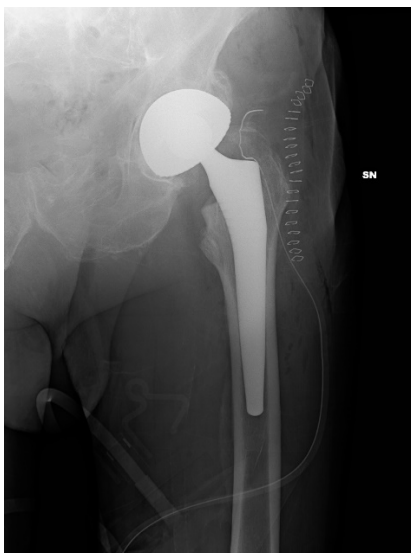


Figura 14 – Immagini radiografiche postoperatorie di paziente trattato per artrosi.

Revisione

Nel contesto degli impianti per revisione di una precedente protesi, il tasso di lussazione risulta aumentato rispetto al primo impianto [34, 38, 44, 45]. Pertanto, le protesi a doppia mobilità rappresentano un'ottima opzione e permettono di superare la scelta di protesi con testa di diametro superiore ai 36 mm (che si è visto correlare con possibili disturbi) e inserto fisso al fine di garantire la stabilità dell'impianto.

Chirurgia Oncologica

L'ambito della chirurgia oncologica porta con sé un rischio aumentato di andare incontro a complicanze [46-48]. Tra queste, con percentuali che variano dal 6% al 21%, si riscontrano infezioni; mentre con un tasso che varia dallo 0% al 41% si complicano con lussazioni [46-53].

Le lussazioni, in questi pazienti, sono giustificate da una serie di fattori di rischio aggiuntivi rispetto a quelli che potrebbero presentarsi negli interventi non oncologici. La necessità di ottenere un margine di resezione pulito da malattia spesso costringe ad ampie resezioni ossee, asportazione dei muscoli e di tronchi nervosi che conducono a insufficienza muscolare del distretto. Oltre alla possibile alterazione dei tessuti molli periprotetici conseguente ad espansione neoplastica, infezione o terapia radiante [33, 54]. Per tutte queste ragioni, risulta difficile ripristinare la biomeccanica del distretto anatomico e vi sarà un aumentato rischio di lussazioni. Proprio per questa ragione, la scelta di una protesi a doppia mobilità può trovare spazio nella chirurgia oncologica[33].

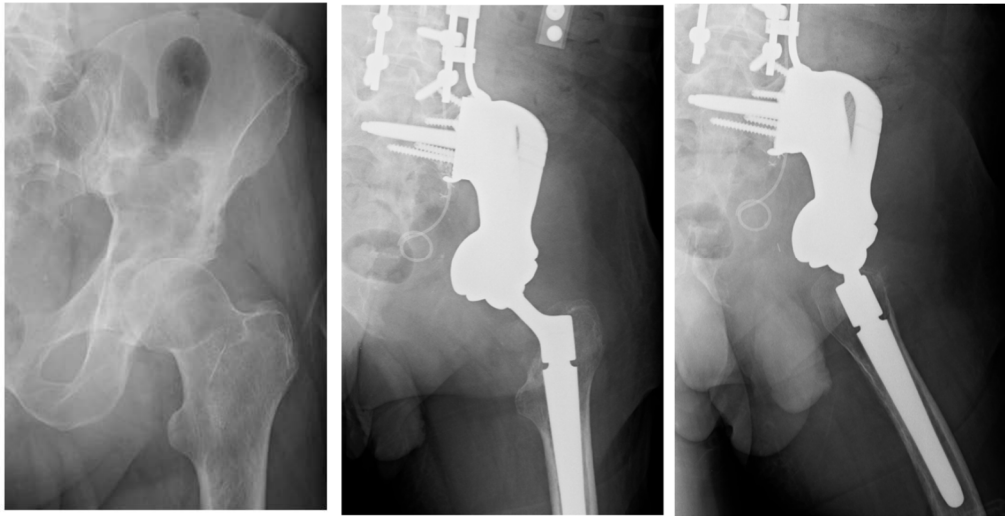


Figura 15: Immagini radiografiche preoperatorie e all'ultimo follow-up.

Frattura del collo del femore

La frattura del collo del femore costituisce, indipendentemente dalle altre variabili, un fattore di rischio per la lussazione. Per questo motivo, nonostante inferiori outcome clinico-funzionali, si preferisce impiantare protesi parziali biarticolari che correlano con un minor rischio di lussazione rispetto alla protesi totale [55, 56]. Tra le protesi totali vanno distinte però le artroprotesi tradizionali da quelle con cotile a doppia mobilità. Se le prime, infatti, correlano con un

rischio di lussazione compreso tra il 9% e il 14.4% [32, 57-59]; le protesi totali a doppia mobilità abbassano questa percentuale ad un 0-4.6% con un follow-up medio di 1.3 anni [32, 59-62]. Lo studio condotto da Taravicius et al. ha confrontato l'incidenza di lussazione tra le protesi tradizionali e quelle a DM, facendo emergere 8 casi di lussazione, nessuno a carico delle protesi a doppia mobilità[32]. A fronte di un'incidenza del 14.3% di lussazione per il primo gruppo.

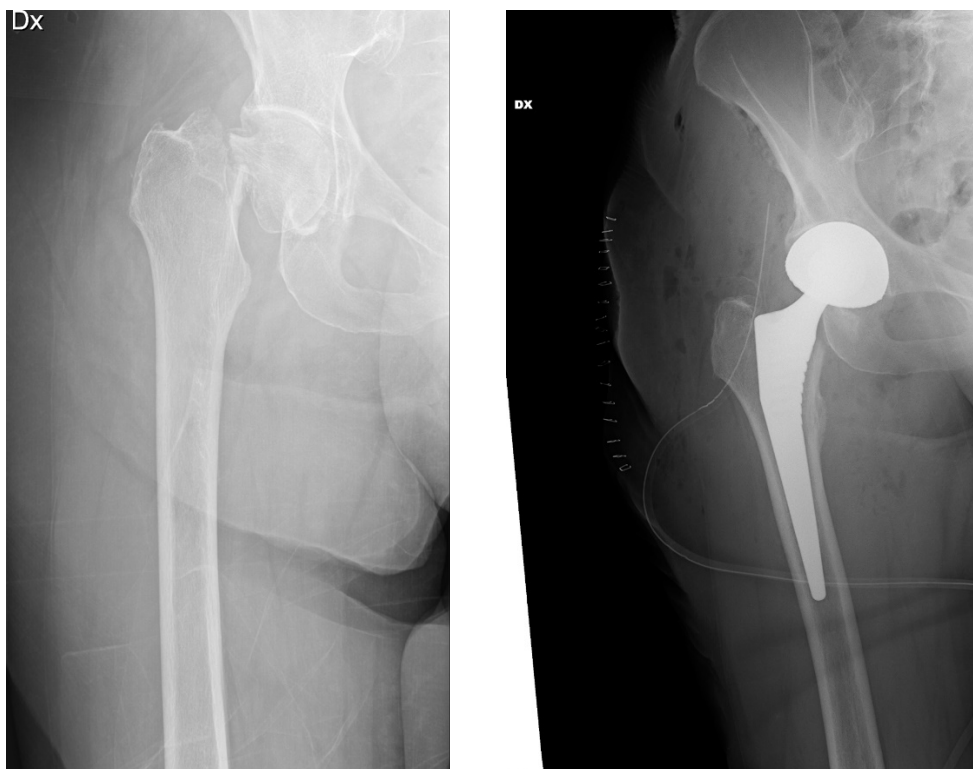


Figura 16 – Immagini radiografiche preoperatorie e postoperatorie.

COMPLICAZIONI DELLE PROTESI A DOPPIA MOBILITÀ

Lussazione

La percentuale di protesi a doppia mobilità che si complica con lussazione varia da 0% al 10% [32, 33, 39, 41, 54]. Tale variabilità è legata anche all'indicazione alla base dell'impianto della protesi a DM. Tra quelle associate ad un maggior tasso di lussazione ci sono le revisioni per infezione (9%) e PTA per resezione tumorale (10%) [33].

Usura precoce

Per via delle caratteristiche biomeccaniche della DM, con la loro introduzione, si suppose a priori che sarebbero state gravate da usura maggiore e precoce.

Il motivo è principalmente legato all'elevata quantità di polietilene e all'accoppiamento soft-on-hard della cupola in polietilene con la coppa acetabolare il cromo-cobalto che, per via della ripetuta collisione tra le due componenti, conduce a usura del polietilene.

Lussazione intraprotetica

La lussazione intraprotetica è un tipo di complicanza ad esclusivo appannaggio delle protesi a doppia mobilità in quanto consiste nella perdita dei rapporti articolari tra la testina femorale e la cupola in polietilene [63, 64]. La **causa** principale di lussazione intraprotetica è legata all'usura della componente ritentiva della cupola in polietilene [64, 65]. Dal punto di vista **radiografico** è possibile individuarla per via del posizionamento eccentrico della testina femorale rispetto alla coppa acetabolare e per la presenza del "bubble sign" (inserto in polietilene disabitato) [64, 66].

Mobilizzazione asettica

La mobilizzazione asettica si presenta con un'incidenza maggiore nel caso delle protesi a doppia mobilità rispetto alle protesi con cotile standard. Una delle ragioni potrebbe essere legata all'assenza di viti acetabolari che permettono la fissazione primaria [31].

L'incidenza di mobilizzazione asettica in protesi a DM è dell'8.3% secondo lo studio condotto da Boyer et al. [41]. Tale studio, tuttavia, prendeva in esame cotili

di vecchia generazione. Ad oggi sono state fatte modifiche che permettono ai modelli più recenti di migliorare il press-fit.

SCOPO DELLO STUDIO

Lo scopo dello studio è quello di valutare gli outcome funzionali e l'incidenza di complicanze in pazienti con protesi d'anca a doppia mobilità, nelle fratture del collo del femore nell'anziano. E di offrire, inoltre, prospettive future relativamente alle indicazioni per l'impianto di protesi a doppia mobilità. Con particolare attenzione alle situazioni traumatologiche che interessano il collo del femore, oltre al più diffuso impiego delle protesi a doppia mobilità nel contesto di pazienti con decadimento cognitivo.

MATERIALI E METODI

METODI

Il presente lavoro è uno studio retrospettivo osservazionale monocentrico.

Lo studio ha coinvolto una serie consecutiva di pazienti ammessi con diagnosi di frattura del collo del femore o con diagnosi di coxartrosi, presso la Clinica Ortopedica dell'Azienda Ospedaliera di Padova, nel periodo di tempo compreso tra agosto 2019 e ottobre 2022. I quali sono stati sottoposti a intervento di sostituzione totale d'anca con cotile a doppia mobilità.

Criteri di inclusione ed esclusione

Sono stati inclusi tutti i pazienti con diagnosi di frattura del collo del femore o diagnosi di coxartrosi, con età inferiore o uguale ad 85 anni e che sono stati sottoposti a impianto di protesi totale d'anca con cotile a doppia mobilità.

Sono stati considerati ineleggibili tutti i pazienti con frattura patologica, i pazienti con decadimento cognitivo severo e i pazienti con impedimento alla deambulazione autonoma antecedente al trauma.

Accessi chirurgici e protesi utilizzata

Le protesi impiantate sono costituite da cotili a doppia mobilità NOVAE SunFit TH e steli Hype (SERF, Décines, Francia) (Fig. 17 e 18). Il modello NOVAE SunFit TH si caratterizza per la presenza di rivestimento di plasma spray in titanio e idrossiapatite che favoriscono l'osteointegrazione del cotile. È dotato di macrostrutture equatoriali circonferenziali che concorrono alla stabilità primaria. Inoltre, presenta tre estroflessioni a livello equatoriale, una ogni 120°, che richiamano il concetto di tripode delle prime strutture a doppia mobilità (Fig. 17 e 8). Il cotile è di forma emisferica, ma con un prolungamento equatoriale cilindrico di 3 mm ed un appiattimento del polo che migliora il press-fit.



Figura 17 – Cotile utilizzato nelle protesi a doppia mobilità

Lo stelo press-fit Hype è caratterizzato da un doppio rivestimento di plasma spray in titanio e idrossiapatite. È uno stelo retto monolitico non cementato (Fig. 18).

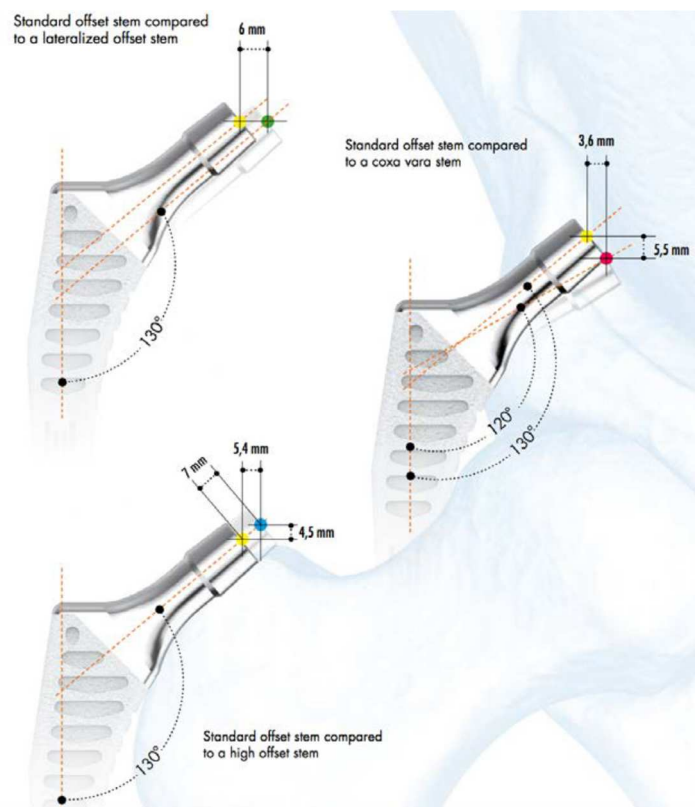


Figura 18 – Stelo utilizzato nelle protesi a doppia mobilità.

La via chirurgica è stata scelta, di volta in volta, sulla base delle caratteristiche del paziente e/o a seconda delle preferenze del chirurgo, optando tra: via laterale diretta, via antero-laterale, via anteriore e via postero-laterale.

L'approccio chirurgico laterale all'anca, anche detto "transgluteo" o di Hardinge [67], prevede che il paziente sia posto in decubito supino. Si procede in corrispondenza del gran trocantere con un'incisione di 10-12 cm. Viene incisa la

fascia in senso longitudinale e si procede distaccando dal grande trocantere le porzioni anteriori dei muscoli medio e piccolo gluteo, in modo da esporre la capsula articolare. I tendini di medio e piccolo gluteo, al termine dell'intervento, vengono reinseriti al gran trocantere attraverso sutura trans-ossea.

La via antero-laterale mini-invasiva, anche detta Watson-Jones modificata [68], si pratica, con il paziente in decubito supino, un'incisione obliqua che va da 3 cm posteriormente e 2 cm distalmente alla spina iliaca anteriore superiore (SIAS) e giunge al margine anteriore del gran trocantere. Si incide la fascia lata e si raggiunge la capsula articolare attraverso l'interstizio presente tra i muscoli tensore della fascia lata e il medio gluteo.

L'approccio anteriore diretto mini-invasivo, o di Smith-Petersen modificato [69, 70], prevede anch'esso che il paziente sia in decubito supino. Prevede che l'incisione rettilinea sia eseguita a partire da 1 cm distalmente e 1 cm lateralmente alla spina iliaca anteriore superiore, procedendo verso il margine laterale della rotula. Per evitare la lesione del nervo femoro-cutaneo, si incide la fascia al livello della superficie anteriore del tensore della fascia lata. Si individua lo spazio tra tensore della fascia lata e sartorio in modo da identificare e legare, o cauterizzare, le branche ascendenti dell'arteria circonflessa laterale (Fig. 19). Si raggiunge il piano capsulare mobilizzando medialmente il muscolo retto femorale e lateralmente i muscoli medio e piccolo gluteo.

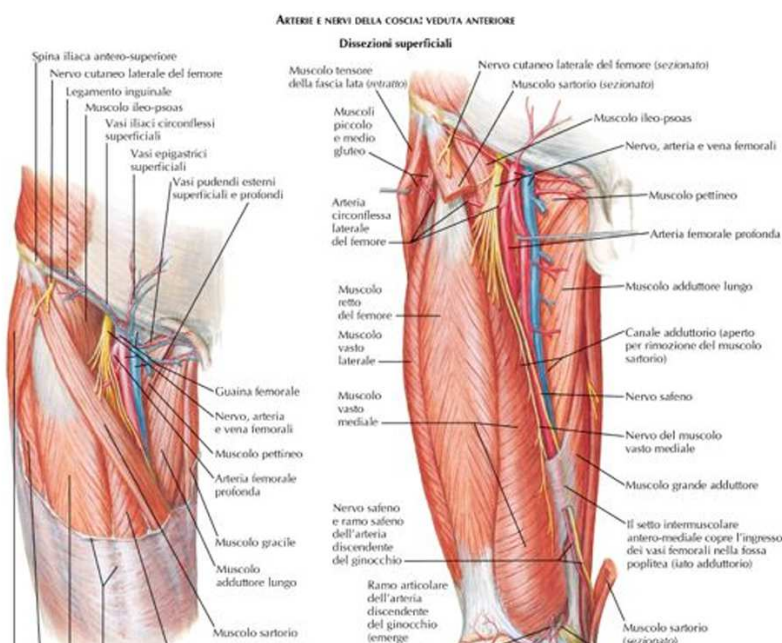


Figura 19 – Anatomia del distretto

La via postero-laterale [71], infine, prevede che il paziente venga posizionato in decubito controlaterale. L'incisione, di 10-12 cm, va dal margine posteriore del gran trocantere verso la spina iliaca posteriore superiore. Vengono incise la fascia e le fibre del grande gluteo per raggiungere i muscoli rotatori. Per esporre la capsula articolare, si identificano e disinseriscono dal gran trocantere il piriforme e il tendine congiunto. Al termine dell'intervento, gli extra-rotatori vengono reinseriti con sutura trans-ossea.

Programma riabilitativo

I pazienti vengono avviati, a partire dalla prima giornata post-operatoria, al programma di riabilitazione con lo scopo di recuperare completo carico durante la deambulazione e completa motilità articolare.

Si procede alla dimissione quando i pazienti presentano condizioni generali stabili e un controllo del dolore soddisfacente.

Patient assessment

Per ogni paziente incluso nello studio, sono state prese in esame: età, sesso, classe ASA, eventuale presenza di deterioramento cognitivo al momento della diagnosi, residential status e morbidity status. Il residential status è stato valutato in base al fatto che il paziente sia tornato o meno a vivere presso la propria abitazione al momento dell'ultimo follow up. Il morbidity status, invece, è stato valutato in base alla clinica e all'esperienza quotidiana del paziente al quale, durante il colloquio, è stato chiesto se clinicamente ritenesse di essere tornato ad uno stato funzionale paragonabile a quello che precedeva il trauma.

Inoltre, è stato calcolato, per ogni paziente, il tempo intercorso tra il ricovero e l'intervento. Secondo le linee guida del Ministero della Salute del 2008 [72], l'efficienza dell'assistenza ospedaliera, nel contesto delle diagnosi di frattura del collo del femore, dovrebbe garantire che l'intervento si svolga entro le 48h dall'accesso in ospedale. A meno di condizioni che richiedano tempi maggiori per garantire lo svolgimento di accertamenti preoperatori necessari, come nel caso di pazienti con alterazioni dello stato coagulativo. Nel presente studio sono stati calcolati: il numero di pazienti trattati entro le 48h, il numero di ore trascorse, per ogni paziente, tra il ricovero e l'intervento e la durata di ciascun intervento.

Valutazione degli outcome clinici

Gli outcome clinici sono stati valutati, a distanza di 1 mese dall'intervento e all'ultimo follow-up.

Gli aspetti clinici presi in esame sono stati: (1) dolore all'anca operata, chiedendo al paziente, di indicarne l'eventuale intensità attraverso la scala visuo-analogica (VAS), (2) Harris Hip Score (HHS) [73] (Fig. 20), (3) "Time Up and Go" test (TUG) [74], (4) residential e morbidity status.

HHS (Harris Hip Score)

Si prega di rispondere alle seguenti domande

Sezione 1

Dolore

- Assente
- Lieve, occasionale, senza compromissione dell'attività
- Dolore moderato, senza effetto sulle comuni attività, raramente dolore moderato risolubile con l'assunzione di aspirina
- Dolore moderato, tollerabile ma con picchi. Alcune limitazioni alle normali attività. Può richiedere occasionalmente l'assunzione di farmaci più potenti dell'aspirina
- Dolore intenso, notevole limitazione delle attività
- Notevole limitazione del movimento con dolore anche a letto. Seria compromissione delle proprie attività

Attività: mettere le scarpe, indossare le calze

- Facilmente
- Con difficoltà
- Impossibilitato a farlo

Salire le scale

- Normalmente senza l'uso della ringhiera
- Normalmente usando la ringhiera
- Possibile ma con notevole aiuto
- Incapace a salire le scale

Per completare l'HHS bisogna selezionare un singolo punto per sezione per un totale di 4 punti.

Sezione 2

Rispondere a tutte le 4 domande selezionando si/no

Il tuo paziente ha:

1. Meno di 30 gradi di flessione SI NO
2. Meno di 10 gradi di adduzione SI NO
3. Meno di 10 gradi di rotazione interna in estensione SI NO
4. Differenza di lunghezza di arto inferiore a 3,2 cm SI NO

La risposta a tutte le domande è sì (clicca solo se vero)

Sezione 3 - Movimento

Gradi totali di flessione

- Nessuno
- 0 > 8
- 8 > 16
- 16 > 24
- 24 > 32
- 32 > 40
- 40 > 45
- 45 > 55
- 55 > 65
- 65 > 70
- 70 > 75
- 75 > 80
- 80 > 90
- 90 > 100
- 100 > 110

Gradi totali di abduzione

- Nessuno
- 0 > 5
- 5 > 10
- 10 > 15
- 15 > 20

Gradi totale di rotazione esterna

- Nessuno
- 0 > 5
- 5 > 10
- 10 > 15

Gradi totale di adduzione

- Nessuno
- 0 > 5
- 5 > 10
- 10 > 15

Bibliografia per l'HHS:

Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. J Bone Joint Surg Am. 1969 Jun;51(4):737-55

Figura 20 – Harris Hip Score.

Complicazioni e mortalità

Le complicazioni prese in esame sono state: (1) fratture periprotetiche intraoperatorie, (2) fratture periprotetiche postoperatorie, (3) mobilizzazione asettica della protesi, (4) infezioni, (5) lussazione, (6) ossificazione eterotopica, indicato sulla base della classificazione di Brooker [75].

Inoltre, è stato documentato l'eventuale decesso all'ultimo follow-up.

MATERIALI

Sono stati sottoposti a sostituzione totale d'anca con protesi a doppia mobilità SERF, nel periodo compreso tra agosto 2019 e ottobre 2022, presso la Clinica Ortopedica presso l'Azienda Ospedaliera di Padova, 92 pazienti.

La popolazione in oggetto comprendeva 66 donne (71,7%) e 28 uomini (30,4%), con età media al momento dell'intervento di sostituzione totale d'anca di 72 anni (range 50-85).

Di questi, 86 sono stati trattati per frattura del collo del femore; mentre 6, tre maschi e tre femmine, sono stati operati in elezione in seguito a diagnosi di coxartrosi. Sono stati inclusi anche i pazienti con coxartrosi in quanto, essendo tutti di età avanzata e trattati con lo stesso tipo di protesi, risultano assimilabili al resto della coorte in esame.

Il tempo trascorso dal momento del ricovero all'intervento è stato in media di 35 ore (range 8-115). Settantaquattro pazienti (80,4%) sono stati operati entro le 48h dal momento del ricovero.

Tabella 1: Popolazione dello studio

Popolazione dello studio, n	92
Frattura del collo del femore	86 (93%)
Coxartrosi	6 (6,5%)
Età media (range)	72 (50-85)
Sesso, n (%)	
Femmine	66 (71,7%)
Maschi	28 (30,4%)
Tempo di attesa per l'intervento, media (range)	35 h (8-115)
<48 h, n (%)	74 (80,4%)
>48 h, n (%)	18 (19,6%)
Deterioramento cognitivo, n (%)	8 (8,6%)
ASA, n (%)	
1	5 (5,4%)
2	45 (48,9%)
3	40 (43,5%)
4	2 (2,1%)
Approccio chirurgico, n (%)	
In frattura collo femore	
Anteriore	20 (23,2%)
Antero-laterale	21 (24,4%)
Laterale	34 (39,5%)
Postero-laterale	11 (12,8%)
In coxartrosi	

Anteriore	4 (66,5%)
Antero-laterale	1 (16,6%)
Laterale	1 (16,6%)
Postero-laterale	-
Durata intervento, media (range)	106 (59-242)
Perdita ematica (g/dl di Hb), media (range)	4.3 g/dl (0,7-6,7)
Trasfusioni (UEC), media (range)	1 (0-4)
Durata ricovero, media (range)	
In frattura collo femore	11 giorni (3-55)
In coxartrosi	8 giorni (6-10)

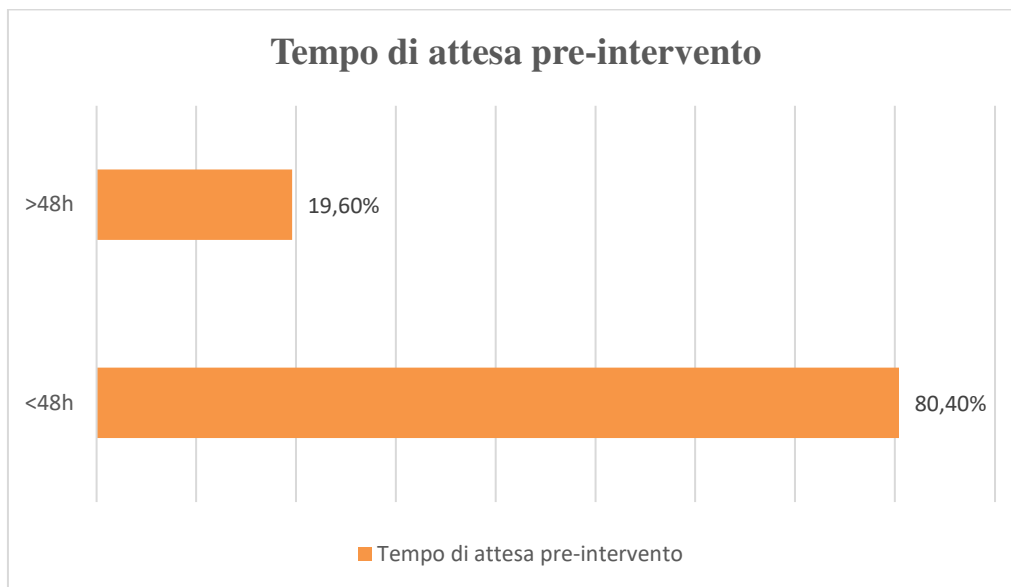


Figura 21 – Tempo di attesa pre-intervento

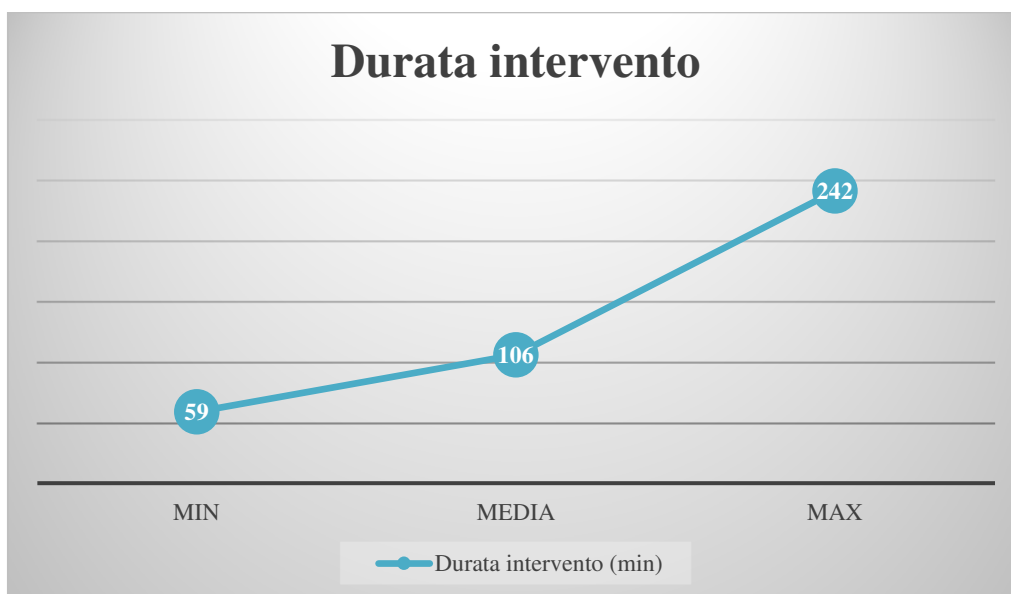


Figura 22 – Grafico durata intervento

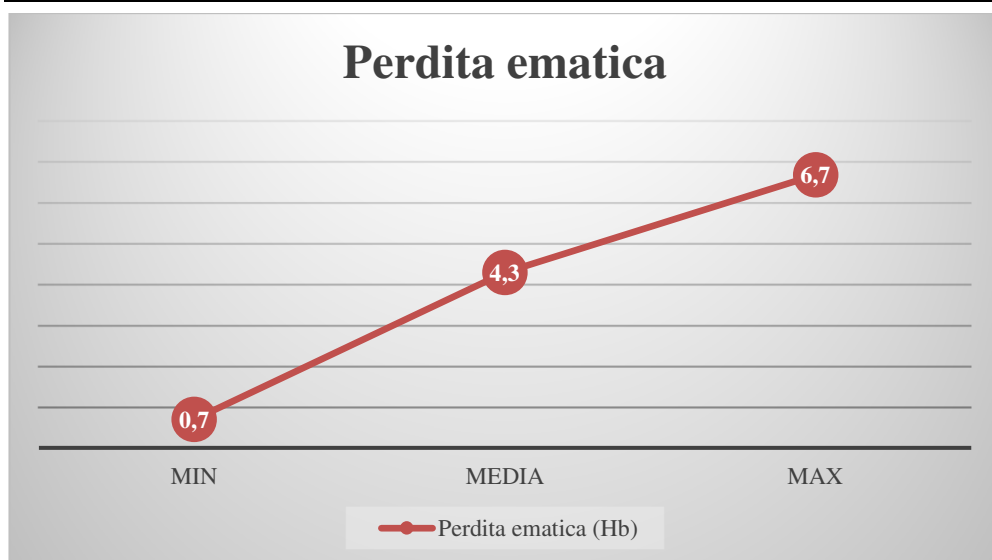


Figura 23 – Grafico perdita ematica

CASI CLINICI

Caso clinico 1

L.G., maschio, 75 anni. A marzo 2021, si reca presso il Pronto Soccorso dell'Azienda Ospedaliera di Padova in seguito a caduta accidentale, durante una passeggiata, con trauma diretto all'anca destra. All'esame obiettivo l'arto inferiore destro si presenta accorciato, in atteggiamento forzato di extrarotazione e abduzione. Il paziente riferisce algie alla mobilizzazione attiva e passiva dell'arto. Non si osservano deficit vascolo-nervosi. Le radiografie eseguite in pronto soccorso mostrano una frattura del collo del femore destro. La valutazione anestesiológica preoperatoria, ha attribuito al paziente un ASA score di 3. A distanza di 11 ore dall'ingresso in PS, il paziente è stato sottoposto ad intervento di sostituzione totale d'anca con protesi SERF con cotile a doppia mobilità. Non sono state necessarie trasfusioni ematiche.

Il decorso post-operatorio si è svolto regolarmente, senza complicazioni.



Figura 24 – Immagini radiografiche preoperatorie e postoperatorie.

In occasione dell'ultimo follow-up, avvenuto a distanza di 22 mesi dall'intervento, il paziente deambulava senza ausili, presentava un Harris Hip Score di 95, non presentava dolore ed eseguiva il TUG test in meno di 10 secondi. È stata registrata una lieve dismetria che, tuttavia, non viene percepita come clinicamente significativa dal paziente.

Caso clinico 2

P.M., femmina, 73 anni. Nell'ottobre 2020, viene ricoverata presso la Clinica Ortopedica dell'Azienda Ospedaliera di Padova. La paziente, nel corso delle visite precedenti, riferiva coxalgia destra che perdurava da circa un anno e che si era aggravata nell'ultimo periodo. All'esame obiettivo l'anca destra appare mobile su tutti i piani con estensione completa ma dolente, flessione consentita fino a 85°, abduzione fino a 25°, adduzione fino a 10°. Non si rilevano deficit vascolo-nervosi. Gli accertamenti radiografici portano alla diagnosi di coxartrosi destra, per la quale si pone indicazione a sostituzione totale d'anca. In seguito alla valutazione anestesiológica, la paziente viene sottoposta ad intervento per impianto di protesi totale d'anca con cotile a doppia mobilità (SERF).

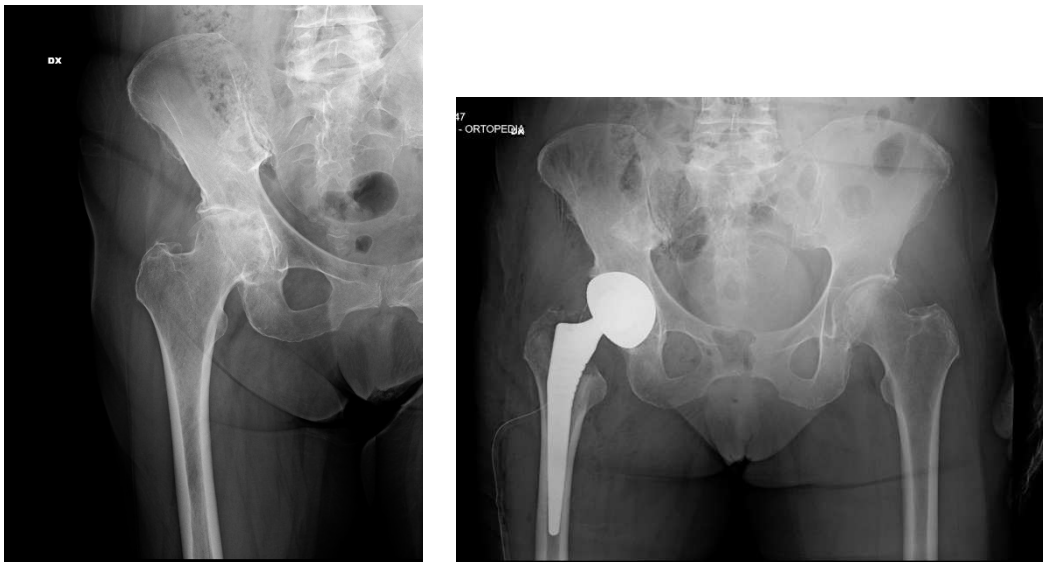


Figura 25 – Immagini radiologiche preoperatorie e postoperatorie.

All'ultimo follow-up, avvenuto a distanza di 28 mesi dall'intervento, la paziente deambulava senza ausili, riferiva un dolore di 0/10 su scala VAS, presentava un Harris Hip Score di 100 ed eseguiva il TUG test in meno di 10 secondi.

Non sono state registrate complicazioni.

Caso clinico 3

M.A., femmina, 75 anni. Nel giugno 2020 si è reca presso il Pronto Soccorso dell'Azienda Ospedaliera di Padova in seguito a caduta accidentale con trauma diretto all'anca sinistra. All'esame obiettivo l'arto inferiore sinistro appare accorciato e atteggiato in extrarotazione. La paziente riferisce dolore all'inguine e in sede trocanterica durante la palpazione. Si osserva impotenza funzionale. Non si rilevano deficit vascolo-nervosi periferici.

Le indagini radiografiche conducono alla diagnosi di frattura sottocapitata del collo del femore sinistro. La valutazione anestesiológica ha attribuito alla paziente un ASA score di 2 e, dopo 36 ore dall'ingresso in Pronto Soccorso, la paziente viene sottoposta ad intervento di sostituzione totale dell'anca con protesi SERF con cotile a doppia mobilità.

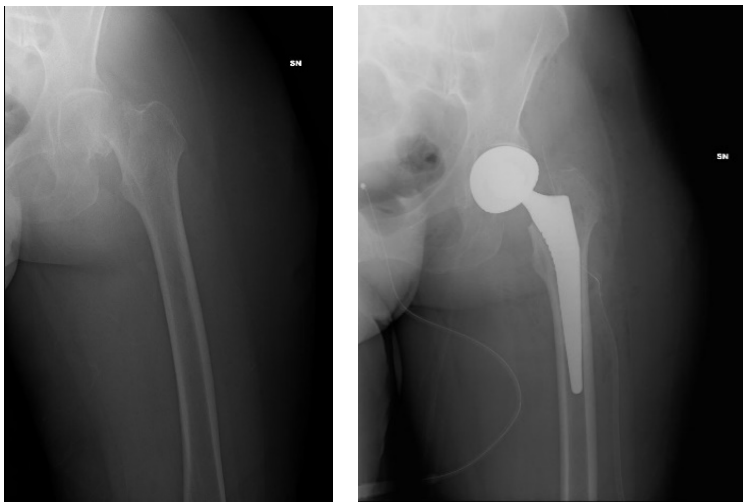


Figura 26 – Immagini radiografiche preoperatorie e postoperatorie.

A distanza di 8 giorni dall'intervento, il decorso post-operatorio è stato complicato da una caduta accidentale in reparto, durante la deambulazione non supervisionata, in seguito alla quale la paziente riporta una frattura periprotetica. Il trattamento di quest'ultima si è svolto il giorno seguente con intervento di revisione della protesi e sostituzione con stelo protesico Lima Revision, più lungo del precedente, e cerchiaggi. La componente acetabolare è stata lasciata in sede.

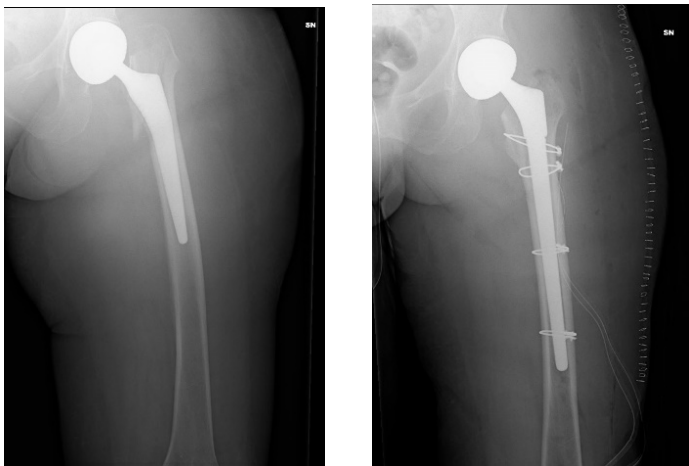


Figura 27 – Immagini radiografiche preoperatorie e postoperatorie, in seguito alla frattura periprotetica.

Nel corso dell'ultimo follow-up, avvenuto a distanza di 2 mesi dall'intervento, la paziente deambulava con ausili, riferiva un dolore di 3/10 su scala VAS, con Harris Hip Score di 77,8 ed eseguiva il TUG test in meno di 10 secondi.

L'incompleta ripresa funzionale della paziente è, tuttavia, da valutare anche nel contesto della gonartrosi sinistra, emersa durante il ricovero, che ha reso maggiormente difficile riprendere il normale carico a livello dell'arto inferiore sinistro.

RISULTATI

Per ciascun paziente è stato calcolato, in fase preoperatoria, l'ASA (American Society of Anesthesiologist) score; che è risultato uguale a 1 in 5 casi (5,4%), 2 in 45 casi (48,9%), 3 in 40 casi (43,5%) e a 4 in 2 casi (2,1%).

È stata poi riscontrato deterioramento cognitivo, determinato da patologie quali Parkinson, Alzheimer, esiti di ictus cerebrale, esiti di trauma cranico accidentale in età neonatale, sindrome di Fahr, in 8 casi (8,6%), 4 donne e 4 uomini.

La via chirurgica usata più frequentemente, per quanto concerne gli interventi eseguiti in seguito a frattura del collo del femore, è stata la via laterale. In particolare, si è optato in 20 casi per la via anteriore (23,2% degli interventi per frattura del collo del femore), in 21 per la via anterolaterale (24,4%), in 34 per la via laterale (39,5%), in 11 per la via posterolaterale (12,8%).

Nel caso degli interventi eseguiti per trattamento della coxartrosi, invece, si è optato nella maggior parte dei casi per la via anteriore; l'accesso è avvenuto per via anteriore in 4 casi (66,5% degli interventi per coxartrosi), 1 caso per via anterolaterale (16,6%) e 1 caso per via laterale (16,6%).

L'intervento è durato mediamente 106 minuti, range 59-242.

La perdita ematica media è stata di 4.3 g/dL di emoglobina (range 0,7-6,7). È stato necessario ricorrere, in media, ad una sacca di emazie concentrate (range 0-4).

Il tempo trascorso in ospedale dal ricovero alla dimissione, nel caso dei pazienti trattati in seguito a frattura del collo del femore, è stato in media di 11 giorni. Mentre per i pazienti trattati per coxartrosi, è stato di 8 giorni.

Complicazioni

Nel corso dello studio sono state osservate le seguenti complicazioni: 1 caso di frattura intraoperatoria (1,08%), trattata con cerchiaggi; 3 casi di frattura postoperatoria (3,2%), trattati con sostituzione dello stelo in due casi, preferendo uno stelo lungo, e solo attraverso riduzione e sintesi con cerchiaggi nel terzo.

Le fratture periprotetiche post-operatorie si sono verificate rispettivamente a distanza di 10, 25 e 38 giorni dall'intervento.

È stato osservato un caso di infezione (1,08%) a 2 mesi dall'intervento. Per il trattamento del quale si è reso necessario un intervento di pulizia chirurgica in cui sono state sostituite le componenti mobili dell'impianto, cupola e testina. E poi terapia antibiotica. A 4 mesi dall'intervento, il paziente non ha più presentato segni di infezione.

Sono state rilevate ossificazioni eterotopiche in 49 pazienti (53,3%); le quali erano di grado 1 secondo Brooker in 28 casi (30,4%), di grado 2 in 14 casi (15%), di grado 3 in 3 casi (3,3%) e di grado 4 in 1 caso (1,08%).

Non si è osservato nessun caso di mobilizzazione asettica né di lussazione.

Tabella 2: Complicazioni

Complicazioni	
Follow-up (mesi), media (range)	9 (1-34)
Complicazioni, n (%)	5 (5,4%)
Fratture intra-operatorie	1 (1,08%)
Fratture post-operatorie	3 (3,2%)
Infezioni	1 (1,08%)
Lussazioni	-
Mobilizzazioni asettiche	-

Tabella 3: Ossificazioni eterotopiche

Ossificazioni eterotopiche	
Follow-up (mesi), media (range)	9 (1-34)
Ossificazioni eterotopiche sec. Brooker, n (%)	
Assenti	44 (47,8%)
Grado 1	28 (30,4%)
Grado 2	14 (15%)
Grado 3	3 (3,3%)
Grado 4	1 (1,08%)

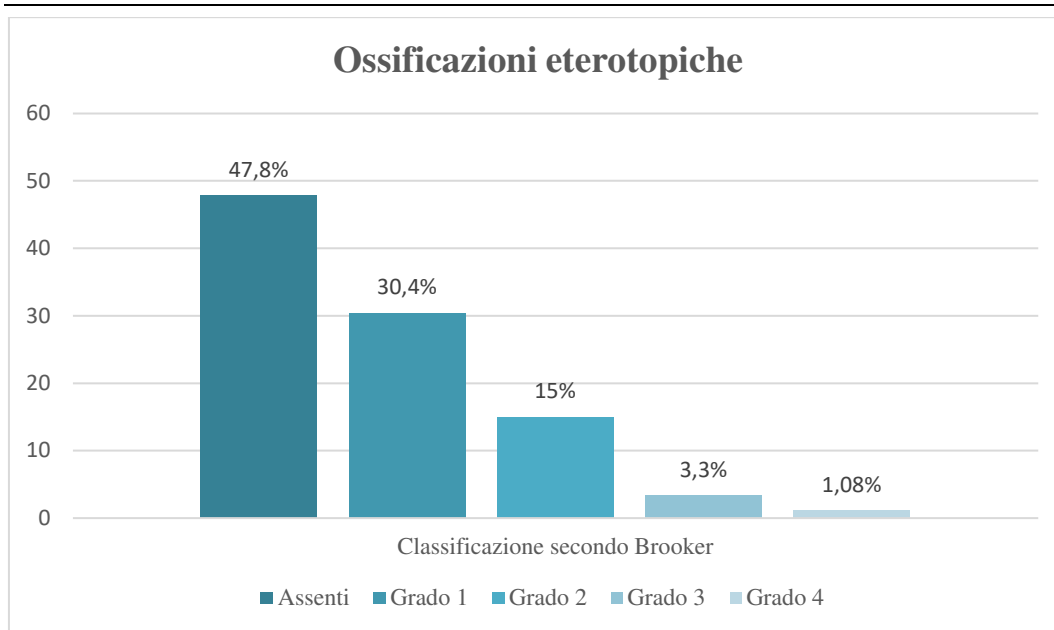


Figura 28 – Grafico ossificazioni eterotopiche

Risultati Funzionali

Ad un follow-up medio di 9 mesi (range 1-34), 90 pazienti sono vivi (97,8%) e 2 sono deceduti (2,2%). Quattro pazienti sono stati persi al follow-up.

I risultati funzionali sono stati calcolati su 86 pazienti poiché 4 risultati persi al follow-up e 2 sono deceduti.

I pazienti hanno riferito mediamente, all'ultimo follow-up, un dolore di 1/10 su scala VAS (range 0-6). L'Harris Hip Score medio è stato di 87,4 (range 51,5-100).

Il range di movimento rilevato all'ultimo follow-up è stato mediamente di 97,4° di flessione (65°-110°), 12,3° di abduzione (0°-20°), 10° di extrarotazione (0°-15°), 11,7° di adduzione (5°-15°).

È stata riscontrata dismetria clinicamente significativa (>1 cm) in 13 casi degli 88 di cui è stato possibile esaminare le immagini radiografiche del bacino (14,7%).

Il TUG test è stato eseguito in meno di 10 secondi da 58 pazienti (67,4%), tra 10 e 30 secondi da 16 pazienti (18,6%) e in più di 30 secondi da 12 pazienti (13,9%).

All'ultimo follow-up, 82 pazienti (95% dei pazienti tornati a controllo) sono tornati allo status residenziale precedente all'intervento. Cinquantaquattro pazienti

(62,8%) sono tornati allo stato funzionale sovrapponibile a quello precedente all'intervento.

Tabella 4: **Risultati funzionali**

Risultati funzionali	
Follow-up (mesi), media (range)	9 (1-34)
Dolore (scala VAS), media (range)	1 (0-6)
Dismetria > 1cm	13 (14,7%)
Harris Hip Score, media (range)	87,4 (51,5-100)

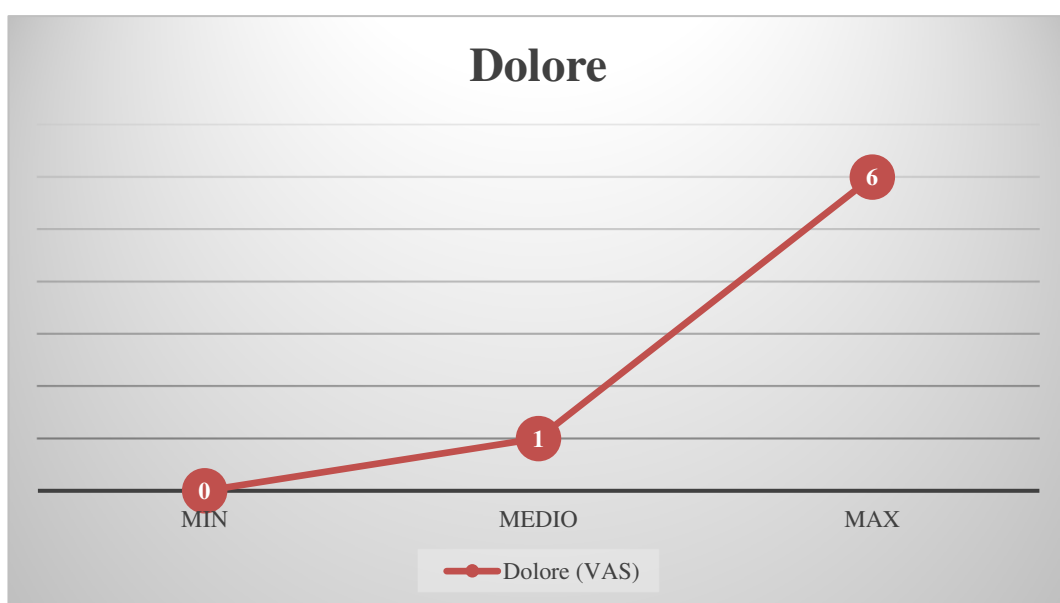


Figura 29 – Grafico del dolore in scala VAS del campione

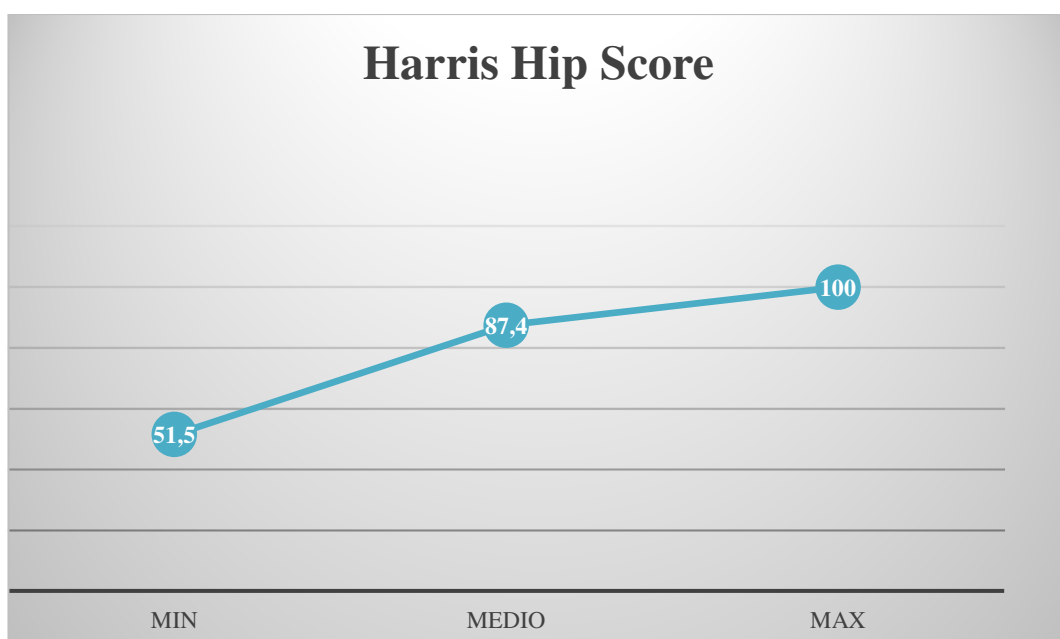


Figura 30 – Grafico del Harris Hip Score del campione

Tabella 5: **Range di movimento**

ROM (gradi), media	
Follow-up (mesi), media (range)	9 (1-34)
Flessione	97,4° (65°-110°)
Abduzione	12,3° (0°-20°)
Extrarotazione	10° (0°-15°)
Adduzione	11,7° (5°-15°)

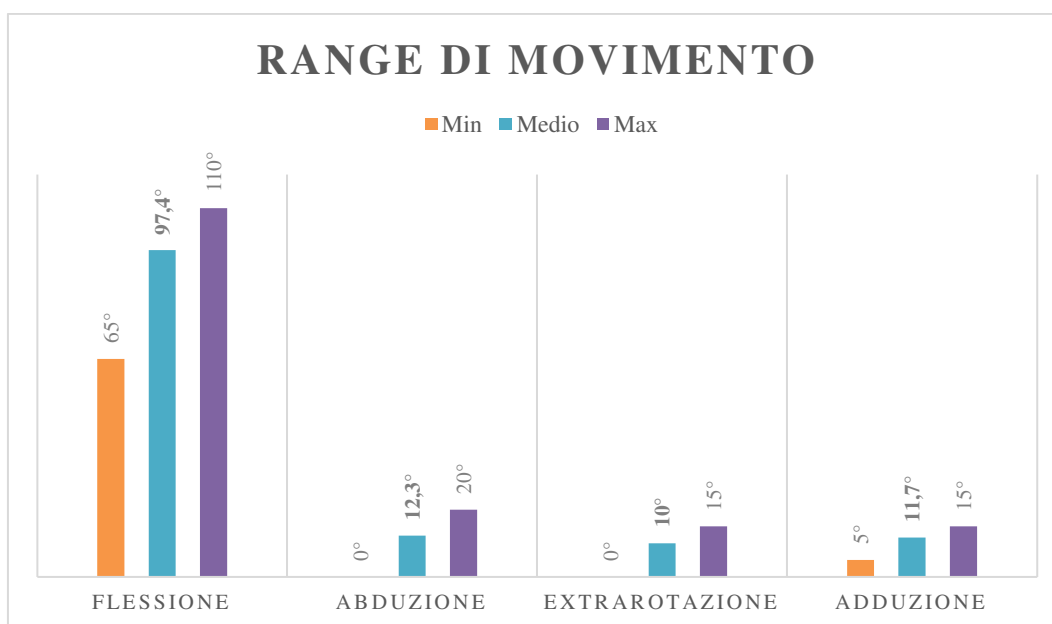


Figura 31 – Grafico relative al range di movimento del campione

Tabella 6: **“Time to Up and Go” test**

TUG test (secondi), n (%)	
Follow-up (mesi), media (range)	9 (1-34)
<10	58 (67,4%)
10-30	16 (18,6%)
>30	12 (13,9%)

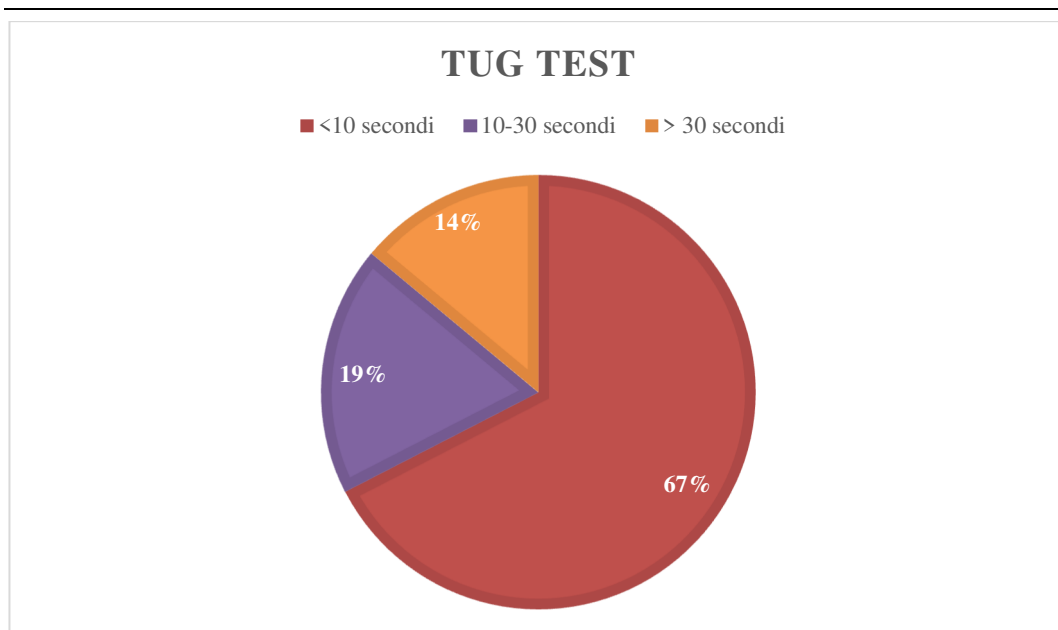


Figura 32 – Grafico relative al TUG test del campione

Tabella 7: Residential e Mobility status

Residential e Mobility status	
Follow-up (mesi), media (range)	9 (1-34)
Residential status, n (%)	
Si	82 (95%)
No	10 (11,6%)
Mobility status, n (%)	
Si	54 (62,8%)
No	38 (44,2%)

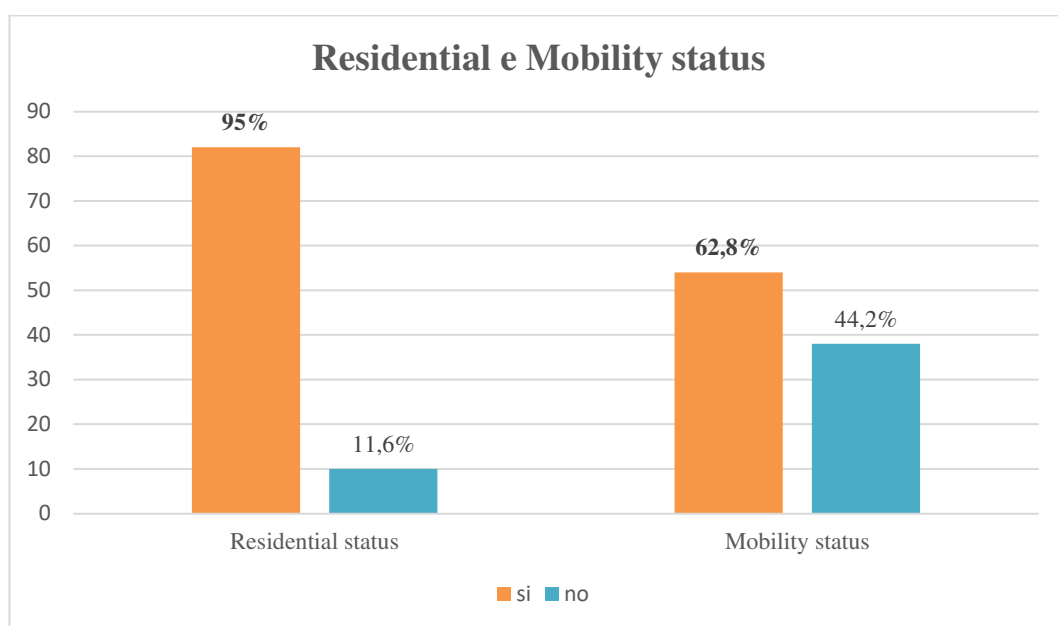


Figura 33 – Grafico relativo a residential e mobility status

DISCUSSIONE

Le **protesi a doppia mobilità** sono state ideate in Francia da Bousquet nel 1974 [36]. La peculiarità di queste protesi è determinata dalla presenza di un inserto in polietilene mobile (cupola), posto tra la testina della protesi e la coppa acetabolare. Le caratteristiche biomeccaniche fanno sì che, grazie alla stabilità data dalla cupola (che si comporta come una testa di grandi dimensioni) e all'aumento della *jump distance*, il rischio di lussazione sia fortemente ridotto rispetto alle protesi totali tradizionali. Questo ha permesso alle protesi a doppia mobilità di trovare spazio nelle seguenti **indicazioni**: primo impianto in tutti i casi ad alto rischio di lussazione, chirurgia oncologica, frattura del collo del femore e revisione di una protesi precedente.

Nel contesto degli interventi di sostituzione protesica d'anca, bisogna tenere conto di una serie di condizioni che aumentano il rischio di **lussazione**, tra queste vi sono: sesso femminile, obesità, età maggiore di 75 anni, malattie psichiatriche o decadimento cognitivo, malattie che coinvolgono le vie motrici (come il M. Parkinson o i residui di ictus), fratture del collo del femore, debolezza dei muscoli abducenti, potus e comorbidità tali da determinare ASA score maggiore o uguale a 3.

Dalla letteratura emerge come le protesi d'anca parziali siano gravate da un minor rischio di lussazione rispetto alle protesi totali tradizionali [56, 76]. In particolare, uno studio multicentrico, che ha coinvolto 80 ospedali in 10 Paesi diversi, ha rilevato un tasso di lussazioni a 2 anni del 2,4% per le protesi parziali contro il 4,7% per le protesi totali [76].

Tuttavia, sono sempre più numerosi gli studi che mostrano come le protesi d'anca totali con cotile a doppia mobilità siano correlate ad un tasso di lussazione significativamente inferiore rispetto alle protesi d'anca totali tradizionali, in particolare nelle fratture del collo del femore [32, 59-62, 77].

In particolare, lo studio di Darrith et al [77], ha riportato, nel caso di protesi impiantate in seguito a frattura del collo del femore, un'incidenza di lussazione a 1,1 anni di 0-4,6% per le protesi a doppia mobilità; valore che si attesta intorno a 9-14% nelle protesi tradizionali [32, 59-62].

Nel nostro studio, non si è verificato nessun caso di lussazione.

A fronte dei vantaggi in termini di ridotta incidenza di lussazione, le **critiche** maggiori relative alle protesi a **doppia mobilità** sono legate a due aspetti: lussazione intraprotetica e usura precoce [31, 38].

L'incidenza di **lussazione intraprotetica** è stata riportata in diversi studi presenti in letteratura, soprattutto relativamente alle protesi a doppia mobilità di prima generazione [20, 64-66, 78, 79]. Lo studio di Lecuire et al. del 2004, riporta 7 casi di lussazione intraprotetica in 10 anni di follow-up [65]. Mentre Vielpeau et al., con 8-16 anni di follow-up, evidenziarono 3 casi di lussazione intraprotetica, di cui nessuno in pazienti con protesi a doppia mobilità di seconda generazione [20]. Philippot et al. osservarono che la prevalenza dei casi di lussazione intraprotetica è direttamente proporzionale al tempo di follow-up; con un tasso dell'1.9% a 10 anni e del 5.3% a 17 anni [41, 79, 80]. E provarono a classificare le diverse cause di lussazione intraprotetica: tipo 1, "pura", senza artrofibrosi e mobilizzazione del cotile, per usura del liner; tipo 2, per perdita di mobilità dell'inserito in polietilene; tipo 3, per mobilizzazione del cotile [79].

Fabry et al. [64] descrissero per la prima volta come causa più frequente di lussazione intraprotetica di tipo 2 il conflitto anteriore tra l'inserito in polietilene e il tendine del muscolo psoas (che si inserisce sul piccolo trocantere).

È importante distinguere la vera lussazione intraprotetica dalla pseudo-lussazione intraprotetica. La forma propriamente detta si realizza per perdita del rapporto articolare tra cotile e inserito in polietilene, per mancanza del meccanismo ritentivo del cotile. I casi di pseudo lussazioni intraprotetiche [81-84], invece, si realizzano per lussazione tra la testina (in metallo o ceramica) e cupola in polietilene, post-riduzione; si verificano spesso su base iatrogena, per l'eccesso della pressione esercitata sul liner al momento della riduzione.

Ad oggi è chiaro che la lussazione intraprotetica sia favorita da protesi che presentano un basso rapporto *head-neck*, colli ruvidi e di grosse dimensioni sono pertanto da evitare. L'incidenza di lussazione intraprotetica con le protesi di nuova generazione si è ridotta a 0-2.4% con un follow-up di 6-9 anni dall'impianto [30, 78, 77].

Nel nostro studio non è stato rilevato nessun caso di lussazione intraprotetica.

Inoltre, la maggiore presenza di polietilene portato ad ipotizzare una maggiore e **precoce usura** delle protesi a doppia mobilità. In realtà, lo studio condotto da

Boyer et al. evidenzia, su un totale di 240 pazienti operati con protesi a doppia mobilità di prima generazione, segni di usura precoce nel 2% [41]. Questa percentuale si è ulteriormente ridotta con l'introduzione di inserti in polietilene altamente reticolato, maggiormente resistenti all'usura [59].

Gli aspetti relativi all'usura precoce vennero approfonditi da Adam et al. [59], che analizzarono gli inserti espianati dopo, in media, 8 anni dall'intervento. Le cause dell'espianto furono di natura infettiva o meccanica; in particolare, si osservarono: 16 (40%) mobilizzazioni isolate del cotile, 13 (32.5%) dislocazioni intraprotetiches (di cui 8 isolate e 5 associate alla mobilizzazione del cotile), 5 (12.5%) mobilizzazioni dello stelo, 2 (5%) infezioni profonde, 2 (5%) fratture periprotetiches, 2 (5%) altre cause. I dati raccolti rilevarono un'usura annuale media di 82 μm per la superficie totale, di cui 9 μm per la superficie convessa e 73 μm per la superficie concava. I valori di usura dell'inserto mobile in polietilene riscontrati nell'utilizzo di protesi a doppia mobilità sono, pertanto, paragonabili a quelli relativi all'uso di protesi convenzionali con testina femorale di 22.2 mm in metallo-polietilene. La differenza si è osservata, invece, a carico del colletto ritentivo che nel 40% dei casi era usurato [59]. L'utilizzo di protesi con colletti lisci e di polietilene altamente reticolato sembra ridurre tale complicanza che si verifica a lungo termine [85].

Nel presente studio il follow-up è troppo breve (media 9 mesi) per valutare questo tipo di complicazione, pertanto, saranno necessari studi a lungo termine per poterlo valutare.

Tra i parametri di cui si è tenuto traccia, vi sono state le **perdite ematiche** e i **tempi chirurgici**. È noto che, interventi di protesi totale d'anca siano correlati a tempi mediamente più lunghi e sanguinamenti maggiori rispetto a interventi di endoprotesi [86, 87]. L'intervento di protesi totale prevede, infatti, la fresatura del cotile che comporta tempi chirurgici più lunghi e maggiore sanguinamento. Alla luce di questo, i dati riportati nel nostro studio sono stati di una perdita ematica media di 4,3 g/dl; e durata media dell'intervento di 106 minuti, in linea con quanto riportato in letteratura per la sostituzione totale dell'anca.

Il tempo intercorso tra il momento del ricovero e l'intervento chirurgico è stato preso in analisi in virtù delle linee guida ministeriali del 2008 [88] che correlano

l'efficienza dell'Azienda Ospedaliera ad un tempo di attesa per l'intervento di protesi d'anca inferiore alle 48h nei casi di frattura del collo del femore. Nel nostro studio, l'80,4% dei pazienti è stato operato entro le 48h. Con un tempo medio di attesa di 34h. Le cause del ritardo nell'intervento chirurgico sono da correlare a comorbidità dei pazienti, in particolare all'uso di terapia anticoagulante.

Tra le complicanze che possono verificarsi nel contesto delle protesi d'anca, vi è la **mobilizzazione asettica**. Si può individuare radiograficamente, a distanza di tempo dall'impianto della protesi, come aree di radiolucenza periacetabolari o nelle aree immediatamente adiacenti allo stelo protesico. La mobilizzazione asettica rappresenta una delle cause principali di revisione protesica [89-92].

In letteratura, uno studio condotto da Boyler et al., su protesi a doppia mobilità di vecchia generazione, riporta una maggiore frequenza di casi di mobilizzazione asettica nel contesto di protesi a doppia mobilità rispetto alle protesi con cotili tradizionali [41]. Uno studio più recente, sul cotile di nuova generazione NOVAE SunFit TH (SERF, Décines, Francia), non ha rilevato mobilizzazioni asettiche a distanza di 10 anni dall'impianto [85]. Questi cotili, rispetto quelli di vecchia generazione, hanno il vantaggio presentare macrostrutture esterne e di essere rivestiti di idrossiapatite e plasma spray in titanio, che favoriscono l'osteointegrazione.

Nel nostro studio, alla luce dei dati raccolti fino all'ultimo follow-up, non si sono verificati casi di mobilizzazione asettica.

Per quanto riguarda il **dolore**, in letteratura emerge una minore incidenza di dolore a breve e lungo termine nelle protesi totali rispetto alle protesi parziali [57, 76, 93]. Nel caso delle endoprotesi, infatti, si potrebbe sviluppare una cotiloidite per via dell'attrito tra la testa protesica e la cartilagine acetabolare residua [94].

Nella nostra coorte di pazienti, il dolore è stato valutato attraverso la scala visuo-analogica (VAS) e, ad un follow-up medio di 9 mesi, il valore medio riferito è stato 1.

Le **fratture periprotetiche** osservate nel corso dello studio sono state tre: una intraoperatoria e due postoperatorie. Nel caso della frattura intraoperatoria, la

stabilità dello stelo è stata assicurata con due cerchiaggi. Nei due casi di fratture postoperatorie periprotetiche, si è optato, in entrambi i casi, per sostituzione dello stelo con uno stelo da revisione. Il paziente in cui si è verificata la frattura periprotetica intraoperatoria, ad un mese dall'intervento, presenta Harris Hip Score di 78 e TUG test <10 secondi. I due casi di frattura periprotetica postoperatoria si sono presentati, rispettivamente a distanza di 1 e 2 mesi dall'intervento, con Harris Hip score di 73,3 e 77,8; e TUG test eseguito in più di 30 secondi nel primo caso, meno di 10 secondi nel secondo.

Le **ossificazioni eterotopiche** rappresentano una evoluzione, nel lungo termine, del quadro postoperatorio della protesi d'anca sempre più conosciuta [95]. Sulla base del grado di estensione e/o della localizzazione, si distinguono quadri asintomatici, individuabili esclusivamente all'imaging, da casi clinicamente significativi. Le manifestazioni cliniche sono: restrizione del range articolare e/o dolore [95].

Nel nostro studio, si sono osservati 46 casi (52,2%) di ossificazioni eterotopiche. Secondo la Classificazione di Brooker, sono stati 28 i casi di grado 1 (30,4%), 14 i casi di grado 2 (15%), 3 i casi di grado 3 (3,3%) e 1 il caso di grado 4 (1,08%). La paziente con ossificazioni eterotopiche di grado 4 presentava, all'ultimo follow-up, dolore 4/10 su scala VAS, ma range articolare conservato.

In letteratura, i **risultati funzionali** delle protesi d'anca vedono una superiorità delle protesi totali rispetto alle endoprotesi, soprattutto nel paziente attivo [55, 56, 96-104]. Inoltre, il confronto tra le protesi totali ad inserto fisso e quelle con cotile a doppia mobilità condotto da Dubin et al. [103], ha permesso di osservare risultati all'**Harris Hip Score** migliori nelle protesi a doppia mobilità rispetto alle protesi totali tradizionali.

Nel nostro studio il valore medio di HHS all'ultimo follow-up, mediamente di 9 mesi, è stato di 87,42; in linea con i risultati sulle protesi a doppia mobilità riportati da molti autori [97, 41, 77, 103].

Alcuni studi, come quelli di Ko et al. [31] e Plummer et al. [43], hanno evidenziato anche un migliore **range di movimento**, soprattutto in flessione e in adduzione, nel caso delle protesi a doppia mobilità. Un altro lavoro, invece, non

ha rilevato differenze in termini di escursione articolare nel confronto tra protesi tradizionale con testa da 36 mm e protesi a doppia mobilità con inserto mobile in polietilene da 44-50 mm [104].

I diversi autori però, concordano sul fatto che la significativa riduzione del rischio di lussazione non compromette il range di movimento.

Nella nostra popolazione, i risultati medi relativi al range di movimento sono stati soddisfacenti. All'ultimo follow-up, i valori medi sono stati i seguenti: in flessione di 97.35°, 12.3° in abduzione, 10° in extrarotazione, 11.72° in adduzione.

I dati relativi al miglior recupero motorio vanno ad incidere in maniera significativa sui tempi di ripresa delle attività quotidiane e, di conseguenza, sulla qualità di vita dei pazienti [103].

A tal proposito è stato valutato, nella nostra coorte di pazienti, il “**Time to Up and Go**” test (TUG), che è risultato inferiore a 10 secondi nel 67,4% dei casi all'ultimo follow-up.

CONCLUSIONI

La protesi totale con cotile a doppia mobilità garantisce ottimi risultati funzionali. In pazienti anziani con frattura del collo del femore questo impianto ha pressoché azzerato le lussazioni senza influire negativamente sui tempi chirurgici, sulle perdite ematiche e sulle complicanze preoperatorie e postoperatorie.

La significativa riduzione del rischio di lussazione rispetto ai cotili tradizionali, senza incidere negativamente sull'escursione articolare, permette di ipotizzarne un crescente impiego anche in contesti traumatologici oltre che in elezione, soprattutto in pazienti ad alto rischio.

BIBLIOGRAFIA

1. I.A. Kapandji, Fisiologia articolare – Schemi di biomeccanica umana, Volume II – Arto inferiore, Moduzzi Editore 1996.
2. Abdulkarim A, Ellanti P, Motterlini N, Fahey T, O’Byrne J. M. Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Orthopedic Reviews* 2013; volume 5:e8; 10.4081/or.2013.e8
3. Giannini S, Faldini C. *Manuale di Ortopedia e Traumatologia*, Minerva Medica 2008.
4. Fischer H, Maleitzke T, Eder C, Ahmad S, Stöckle U, Braun K.F. Management of proximal femur fractures in the elderly: current concepts and treatment options. *Eur J Med Res.* 2021 Aug 4;26(1):86.
5. Holt G, Smith R, Duncan K, Hutchison JD, Gregori A. Gender differences in epidemiology and outcome after hip fracture: evidence from the Scottish Hip Fracture Audit. *J Bone Joint Surg Br* 2008;904:480-3.
6. Clement ND, Green K, Murray N, et al. Undisplaced intracapsular hip fractures in the elderly: predicting fixation failure and mortality. A prospective study of 162 patients. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association* 2013;184:578-85.
7. Gjertsen J-E, Fevang JM, Matre K, Vinje T, Engesæter LB. Clinical outcome after undisplaced femoral neck fractures. *Acta Orthop* 2011;823:268-74.
8. Biz C, Tagliapietra J, Zonta F, et al. Predictors of early failure of the cannulated screw system in patients, 65 years and older, with non-displaced femoral neck fractures. *Aging clinical and experimental research* 2020;323:505-13.
9. Florschütz AV, Langford JR, Haidukewych GJ, Koval KJ. Femoral neck fractures: current management. *Journal of orthopaedic trauma* 2015;293:121-9.
10. Palm H, Gosvig K, Krasheninnikoff M, Jacobsen S, Gebuhr P. A new measurement for posterior tilt predicts reoperation in undisplaced femoral neck fractures: 113 consecutive patients treated by internal fixation and followed for 1 year. *Acta Orthop* 2009;803:303-7.
11. Lu Q, Tang G, Zhao X, et al. Hemiarthroplasty versus internal fixation in super-aged patients with undisplaced femoral neck fractures: a 5-year follow-up of randomized controlled trial. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2017;1371:27-35.
12. Lin JC-F, Liang W-M. Outcomes after fixation for undisplaced femoral neck fracture compared to hemiarthroplasty for displaced femoral neck fracture among the elderly. *BMC musculoskeletal disorders* 2015;16:199-.
13. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet (London, England)* 1961;17187:1129-32.
14. McKee GK, Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg Br* 1966;482:245-59.
15. Christiansen T. A new hip prosthesis with trunnion-bearing. *Acta chirurgica Scandinavica* 1969;1351:43-6.
16. Noyer DG, G. . La troisième articulation des prothèses de hanche à double mobilité. *Maîtrise Orthop* 2003;121:20-2.

-
17. Cook SD, Thomas KA, Dalton JE, et al. Hydroxylapatite coating of porous implants improves bone ingrowth and interface attachment strength. *Journal of biomedical materials research* 1992;268:989-1001.
 18. Frayssinet P, Tourenne F, Rouquet N, et al. Comparative biological properties of HA plasma-sprayed coatings having different crystallinities. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 1994;51:11-7.
 19. Malatray M, Roux JP, Gunst S, Pibarot V, Wegrzyn J. Highly crosslinked polyethylene: a safe alternative to conventional polyethylene for dual mobility cup mobile component. A biomechanical validation. *Int Orthop* 2017;413:507-12.
 20. Vielpeau C, Lebel B, Ardouin L, Burdin G, Lautridou C. The dual mobility socket concept: experience with 668 cases. *Int Orthop* 2011;352:225-30.
 21. Prudhon J-L, Ferreira A, Verdier R. Dual mobility cup: dislocation rate and survivorship at ten years of follow-up. *International orthopaedics* 2013;3712:2345-50.
 22. Jameson SS, Lees D, James P, et al. 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 Joint Surg Br* 2011;937:876-80.
 23. Berry DJ, von Knoch M, Schleck CD, Harmsen WS. Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2005;8711:2456-63.
 24. Allen CL, Hooper GJ, Frampton CM. Do larger femoral heads improve the functional outcome in total hip arthroplasty? *The Journal of arthroplasty* 2014;292:401-4.
 25. Hummel MT, Malkani AL, Yakkanti MR, Baker DL. Decreased dislocation after revision total hip arthroplasty using larger femoral head size and posterior capsular repair. *The Journal of arthroplasty* 2009;246 Suppl:73-6.
 26. Crowninshield RD, Maloney WJ, Wentz DH, Humphrey SM, Blanchard CR. Biomechanics of large femoral heads: what they do and don't do. *Clinical orthopaedics and related research* 2004429:102-7.
 27. Girard J. Femoral head diameter considerations for primary total hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2015;1011, Supplement: S25-S9.
 28. Cross MB, Nam D, Mayman DJ. Ideal femoral head size in total hip arthroplasty balances stability and volumetric wear. *HSS journal: the musculoskeletal journal of Hospital for Special Surgery* 2012;83:270-4.
 29. Lachiewicz PF, Heckman DS, Soileau ES, Mangla J, Martell JM. Femoral head size and wear of highly cross-linked polyethylene at 5 to 8 years. *Clinical orthopaedics and related research* 2009;46712:3290-6.
 30. De Martino I, D'Apolito R, Waddell BS, et al. Early intraprosthetic dislocation in dual-mobility implants: a systematic review. *Arthroplasty today* 2017;33:197-202.
 31. Ko LM, Hozack WJ. The dual mobility cup: what problems does it solve? *The bone & joint journal* 2016;98-b1 Suppl A:60-3.
 32. Tarasevicius S, Busevicius M, Robertsson O, Wingstrand H. Dual mobility cup reduces dislocation rate after arthroplasty for femoral neck fracture. *BMC musculoskeletal disorders* 2010;11:175.
 33. Philippeau JM, Durand JM, Carret JP, et al. Dual mobility design use in preventing total hip replacement dislocation following tumor resection. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* 2010;961:2-8

-
34. Alberton GM, High WA, Morrey BF. Dislocation after revision total hip arthroplasty: an analysis of risk factors and treatment options. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2002;8410:1788-92.
 35. Prokopetz JJ, Losina E, Bliss RL, et al. Risk factors for revision of primary total hip arthroplasty: a systematic review. *BMC musculoskeletal disorders* 2012;13:251.
 36. Farizon F, De Lavison R, Azoulai J, Bousquet G. Results with a cementless alumina-coated cup with dual mobility. *International orthopaedics* 1998;224:219-24.
 37. Guyen O, Chen QS, Bejui-Hugues J, Berry DJ, An KN. Unconstrained tripolar hip implants: effect on hip stability. *Clinical orthopaedics and related research* 2007;455:202-8.
 38. Philippot R, Camilleri JP, Boyer B, Adam P, Farizon F. The use of a dual-articulation acetabular cup system to prevent dislocation after primary total hip arthroplasty: analysis of 384 cases at a mean follow-up of 15 years. *Int Orthop* 2009;334:927-32.
 39. Bouchet R, Mercier N, Saragaglia D. Posterior approach and dislocation rate: a 213 total hip replacements case-control study comparing the dual mobility cup with a conventional 28-mm metal head/polyethylene prosthesis. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* 2011;971:2-7.
 40. Hamadouche M, Arnould H, Bouxin B. Is a cementless dual mobility socket in primary THA a reasonable option? *Clinical orthopaedics and related research* 2012;47011:3048-53.
 41. Boyer B, Philippot R, Geringer J, Farizon F. Primary total hip arthroplasty with dual mobility socket to prevent dislocation: a 22-year follow-up of 240 hips. *Int Orthop* 2012;363:511-8.
 42. Bauchu P, Bonnard O, Cyprès A, et al. The dual-mobility POLARCUP: first results from a multicenter study. *Orthopedics* 2008;3112 Suppl 2.
 43. Plummer DR, Haughom BD, Della Valle CJ. Dual mobility in total hip arthroplasty. *The Orthopedic clinics of North America* 2014;451:1-8.
 44. Kershaw CJ, Atkins RM, Dodd CA, Bulstrode CJ. Revision total hip arthroplasty for aseptic failure. A review of 276 cases. *J Bone Joint Surg Br* 1991;734:564-8.
 45. Khatod M, Barber T, Paxton E, Namba R, Fithian D. An analysis of the risk of hip dislocation with a contemporary total joint registry. *Clinical orthopaedics and related research* 2006;447:19-23.
 46. Anract P, Coste J, Vastel L, et al. Prothèse massive et prothèse manchonnée d'une allogreffe pour la reconstruction de l'extrémité supérieure du fémur. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur* 2008.
 47. Bickels J, Meller I, Henshaw RM, Malawer MM. Reconstruction of hip stability after proximal and total femur resections. *Clinical orthopaedics and related research* 2000375:218-30.
 48. Haentjens P, De Neve W, P O. Remplacement prothétique pour fracture pathologique de l'extrémité supérieure du fémur: prothèse totale ou prothèse intermédiaire? . *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur* 1994;80:493—502.
 49. Jacofsky DJ, Haidukewych GJ, Zhang H, Sim FH. Complications and results of arthroplasty for salvage of failed treatment of malignant pathologic fractures of the hip. *Clinical orthopaedics and related research* 2004427:52-6.

-
50. Kunisada T, Choong PF. Major reconstruction for periacetabular metastasis: early complications and outcome following surgical treatment in 40 hips. *Acta orthopaedica Scandinavica* 2000;716:585-90.
 51. Lane JM, Sculco TP, Zolan S. Treatment of pathological fractures of the hip by endoprosthesis replacement. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 1980;626:954-9.
 52. Sokolovski VA, Voloshin VP, Aliev MD, et al. Total hip replacement for proximal femoral tumours: our midterm results. *Int Orthop* 2006;305:399-402.
 53. Zehr RJ, Enneking WF, Scarborough MT. Allograft-prosthesis composite versus megaprosthesis in proximal femoral reconstruction. *Clinical orthopaedics and related research* 1996;322:207-23.
 54. Gayet L, Gouin F. Luxation des prothèses totales de hanche. In: *Annales orthopédiques de l'Ouest*.
 55. Burgers PT, Van Geene AR, Van den Bekerom MP, et al. Total hip arthroplasty versus hemiarthroplasty for displaced femoral neck fractures in the healthy elderly: a meta-analysis and systematic review of randomized trials. *Int Orthop* 2012;368:1549-60.
 56. Wang F, Zhang H, Zhang Z, Ma C, Feng X. Comparison of bipolar hemiarthroplasty and total hip arthroplasty for displaced femoral neck fractures in the healthy elderly: a meta-analysis. *BMC musculoskeletal disorders* 2015;16:229.
 57. Iorio R, Healy WL, Lemos DW, et al. Displaced femoral neck fractures in the elderly: outcomes and cost effectiveness. *Clinical orthopaedics and related research* 2001;383:229-42.
 58. Tarasevicius S, Robertsson O, Dobožinskas P, Wingstrand H. A comparison of outcomes and dislocation rates using dual articulation cups and THA for intracapsular femoral neck fractures. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy* 2013;231:22-6.
 59. Adam P, Farizon F, Fessy MH. Dual mobility retentive acetabular liners and wear: surface analysis of 40 retrieved polyethylene implants. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* 2014;1001:85-91.
 60. Bensen AS, Jakobsen T, Krarup N. Dual mobility cup reduces dislocation and reoperation when used to treat displaced femoral neck fractures. *Int Orthop* 2014;386:1241-5.
 61. Homma Y, Baba T, Ozaki Y, et al. In total hip arthroplasty via the direct anterior approach, a dual-mobility cup prevents dislocation as effectively in hip fracture as in osteoarthritis. *International Orthopaedics* 2017;413:491-7.
 62. Nich C, Vandenbussche E, Augereau B, Sadaka J. Do Dual-Mobility Cups Reduce the Risk of Dislocation in Total Hip Arthroplasty for Fractured Neck of Femur in Patients Aged Older Than 75 Years? *The Journal of arthroplasty* 2016;316:1256-60.
 63. Batailler C, Fary C, Verdier R, et al. The evolution of outcomes and indications for the dual-mobility cup: a systematic review. *Int Orthop* 2017;413:645-59.
 64. Fabry C, Langlois J, Hamadouche M, Bader R. Intra-prosthetic dislocation of dual-mobility cups after total hip arthroplasty: potential causes from a clinical and biomechanical perspective. *International orthopaedics* 2016;405:901-6.
 65. Lecuire F, Benareau I, Rubini J, Basso M. [Intra-prosthetic dislocation of the Bousquet dual mobility socket]. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur* 2004;903:249-55.

-
66. Mohammed R, Cnudde P. Severe metallosis owing to intraprosthetic dislocation in a failed dual-mobility cup primary total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* 2012;273:493.e1-3.
 67. Hardinge K. The direct lateral approach to the hip. *J Bone Joint Surg Br* 1982;641:17-9.
 68. Grano GF, Pavlidou M, Todesco A, Palermo A, Molfetta L. A new anterolateral surgical approach for total hip replacement. *Joints* 2016;43:148-52.
 69. Bender B, Nogler M, Hozack WJ. Direct anterior approach for total hip arthroplasty. *The Orthopedic clinics of North America* 2009;403:321-8.
 70. Smith-Petersen MN. Approach to and exposure of the hip joint for mold arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 1949;31a1:40-6.
 71. Bottner F, Delgado S, Sculco TP. Minimally invasive total hip replacement: the posterolateral approach. *American journal of orthopedics (Belle Mead, N.J.)* 2006;355:218-24.
 72. Health IMo. Percentuale interventi per frattura del femore effettuati entro due giorni.
 73. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 1969;514:737-55.
 74. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society* 1991;392:142-8.
 75. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH, Jr. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 1973;558:1629-32.
 76. Bhandari M, Einhorn TA, Guyatt G, et al. Total Hip Arthroplasty or Hemiarthroplasty for Hip Fracture. *The New England journal of medicine* 2019;38123:2199-208.
 77. Darrith B, Courtney PM, Della Valle CJ. Outcomes of dual mobility components in total hip arthroplasty: a systematic review of the literature. *The bone & joint journal* 2018;100-b1:11-9.
 78. Neri T, Boyer B, Geringer J, et al. Intraprosthetic dislocation of dual mobility total hip arthroplasty: still occurring? *International Orthopaedics* 2019;435:1097-105.
 79. Philippot R, Boyer B, Farizon F. Intraprosthetic dislocation: a specific complication of the dual-mobility system. *Clinical orthopaedics and related research* 2013;4713:965-70.
 80. Philippot R, Adam P, Reckhaus M, et al. Prevention of dislocation in total hip revision surgery using a dual mobility design. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* 2009;956:407-13.
 81. Stigbrand H, Ullmark G. Component Dissociation after Closed Reduction of Dual Mobility Sockets - A Report of Three Cases. *HIP International* 2011;212:263-6.
 82. Loubignac F, Felts E, Allal R. Early intraprosthetic dislocation of a total hip replacement with dual mobility socket: clinical presentation and update review. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopedie traumatologie* 2012;22 Suppl 1:85-7.
 83. Banzhof JA, Robbins CE, Ven A, Talmo CT, Bono JV. Femoral head dislodgement complicating use of a dual mobility prosthesis for recurrent instability. *The Journal of arthroplasty* 2013;283:543.e1-3.

-
84. Banka TR, Ast MP, Parks ML. Early intraprosthetic dislocation in a revision dual-mobility hip prosthesis. *Orthopedics* 2014;374:e395-7.
 85. Laurendon L, Philippot R, Neri T, Boyer B, Farizon F. Ten-Year Clinical and Radiological Outcomes of 100 Total Hip Arthroplasty Cases with a Modern Cementless Dual Mobility Cup. *Surgical technology international* 2018;32:331-6.
 86. Kannan A, Kancherla R, McMahon S, et al. Arthroplasty options in femoral-neck fracture: answers from the national registries. *Int Orthop* 2012;361:1-8.
 87. van den Bekerom MP, Hilverdink EF, Sierevelt IN, et al. A comparison of hemiarthroplasty with total hip replacement for displaced intracapsular fracture of the femoral neck: a randomised controlled multicentre trial in patients aged 70 years and over. *J Bone Joint Surg Br* 2010;9210:1422-8.
 88. Health IMo. Percentuale interventi per frattura del femore effettuati entro due giorni.
 89. AJRR American Joint Replacement Registry. Annual Report 2014. http://www.ajrr.net/images/annual_reports/AJRR_2014_Annual_Report_final_11-11-15.pdf
 90. Swedish Hip Arthroplasty Register. Annual Report 2016. <http://www.shpr.se/en/default.aspx>.
 91. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. Annual Report. 2012. <http://aoanjrr.dmac.adelaide.edu.au/fr>.
 92. Torre M, Bellino S, Luzi I, et al. Italian Register Arthroplasty Project. Third Report. 2016. http://www.iss.it/binary/riap2/cont/3_Report_RIAPcompleto_2016.pdf.
 93. Rubio I, Bellostas L, García-Rey E. Radiological subsidence and acetabular erosion after tapered uncemented hemiarthroplasty in femoral neck fractures a 10- to 13- year follow-up study. *Injury* 2020;51 Suppl 1:S37-s41.
 94. Murena L, Fattori R, Scamacca V, et al. Treatment of intracapsular fractures of the proximal femur with bipolar hemiarthroplasty in patients under the age of 70: clinical and radiographic results at mean 20 years follow-up. *Acta Biomed* 2016;87 Suppl 1:53-9. <http://europepmc.org/abstract/MED/27104321> Accessed 2016/04//.
 95. Ranganathan K, Loder S, Agarwal S, et al. Heterotopic Ossification: Basic-Science Principles and Clinical Correlates. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2015;9713:1101-11.
 96. Macaulay W, Nellans KW, Garvin KL, et al. Prospective randomized clinical trial comparing hemiarthroplasty to total hip arthroplasty in the treatment of displaced femoral neck fractures: winner of the Dorr Award. *The Journal of arthroplasty* 2008;236 Suppl 1:2-8.
 97. Ravikumar KJ, Marsh G. Internal fixation versus hemiarthroplasty versus total hip arthroplasty for displaced subcapital fractures of femur--13 year results of a prospective randomised study. *Injury* 2000;3110:793-7.
 98. Yu L, Wang Y, Chen J. Total hip arthroplasty versus hemiarthroplasty for displaced femoral neck fractures: meta-analysis of randomized trials. *Clinical orthopaedics and related research* 2012;4708:2235-43.
 99. Hedbeck CJ, Enocson A, Lapidus G, et al. Comparison of bipolar hemiarthroplasty with total hip arthroplasty for displaced femoral neck fractures: a concise four-year follow-up of a randomized trial. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2011;935:445-50.

100. Blomfeldt R, Törnkvist H, Eriksson K, et al. A randomised controlled trial comparing bipolar hemiarthroplasty with total hip replacement for displaced intracapsular fractures of the femoral neck in elderly patients. *J Bone Joint Surg Br* 2007;892:160-5.
101. Baker RP, Squires B, Gargan MF, Bannister GC. Total hip arthroplasty and hemiarthroplasty in mobile, independent patients with a displaced intracapsular fracture of the femoral neck. A randomized, controlled trial. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2006;8812:2583-9.
102. Avery PP, Baker RP, Walton MJ, et al. Total hip replacement and hemiarthroplasty in mobile, independent patients with a displaced intracapsular fracture of the femoral neck: a seven- to ten-year follow-up report of a prospective randomised controlled trial. *J Bone Joint Surg Br* 2011;938:1045-8.
103. Dubin JA, Westrich GH. Lack of early dislocation for dual mobility vs. fixed bearing total hip arthroplasty: A multi-center analysis of comparable cohorts. *Journal of orthopaedics* 2020;21:1-5.
104. Klingenstein GG, Yeager AM, Lipman JD, Westrich GH. Computerized range of motion analysis following dual mobility total hip arthroplasty, traditional total hip arthroplasty, and hip resurfacing. *The Journal of arthroplasty* 2013;287:1173-6.

RINGRAZIAMENTI

Al termine di questo lavoro di tesi e percorso di studi, voglio ringraziare tutte le persone che, in modo consapevole e inconsapevole, hanno contribuito al raggiungimento di questo obiettivo.

Ringrazio il Professor Ruggieri che mi ha dato l'occasione di essere qui a parlare di ortopedia oggi. Grazie per la disponibilità e per l'onestà che mi ha sempre riservato, per aver sempre accolto con entusiasmo la presenza di tirocinanti nel Suo reparto. Questi fattori sono stati determinanti nel mio percorso, molto prima di giungere da Lei come tesista. Mi sono appassionata all'ortopedia durante il mio primo tirocinio ed è anche grazie a questa passione se sono giunta fin qui, affrontando anche i momenti più duri. Poter assistere agli interventi chirurgici che sogno, un giorno, di eseguire io stessa, e seguire i suoi ambulatori mi ha dato la motivazione per fare le cose sempre meglio. La ringrazio di aver fatto parte del mio percorso.

Ringrazio la Dottoressa Pala, punto di riferimento e fonte di ispirazione. La sua gentilezza e fermezza insieme, mi hanno permesso di credere che potevo farcela, guidandomi attraverso le difficoltà a completare il lavoro di tesi. La ringrazio per avermi dedicato del tempo ogni volta che ne ho avuto bisogno, anche nelle giornate piene di impegni e stanchezza. Oltre al lavoro svolto insieme per questo percorso di tesi, ci tenevo a ringraziarla per l'insegnante straordinaria che è stata per me, in aula e in ospedale. Grazie per tutte le volte in cui, durante i miei tirocini, si è preoccupata che vedessi anche io il campo operatorio. Facendomi sentire parte del team, anche se solo da osservatrice. Grazie per aver sempre risposto a tutte le mie curiosità e domande, anche quando erano banali, senza mai farmi sentire fuori luogo. È stata fondamentale.