



*Università degli studi di Genova*  
*Scuola di Scienze Mediche e Farmaceutiche*

TESI DI LAUREA MAGISTRALE IN MEDICINA E CHIRURGIA

**<<Analisi retrospettiva Artroprotesi anca modello CFP>>**

***Relatore***

*Chiar.mo Prof. Matteo Formica*

**Candidato:**

Sergio Vaggi

**Anno accademico 2019/2020**

## Sommario

<b>INTRODUZIONE .....</b>	<b>1</b>
<b><i>CAPITOLO 1 : ANATOMIA E PATOLOGIA DELL'ANCA .....</i></b>	<b><i>2</i></b>
<b>Anatomia dell'Anca .....</b>	<b>2</b>
<b>Funzioni .....</b>	<b>4</b>
<b>Patologia dell'anca .....</b>	<b>5</b>
Osteoartrosi .....	5
Necrosi asettica della testa del femore.....	9
Artrite reumatoide .....	12
Displasia congenita dell'anca .....	13
<b><i>CAPITOLO 2: LA PROTESI D'ANCA E IL MODELLO CFP .....</i></b>	<b><i>17</i></b>
<b>Storia .....</b>	<b>17</b>
<b>Le componenti .....</b>	<b>18</b>
<b>Biomeccanica dell'anca protesizzata.....</b>	<b>24</b>
<b>Intervento Chirurgico .....</b>	<b>27</b>
<b>Complicanze.....</b>	<b>28</b>
Complicanze a breve termine: .....	29
Complicanze a lungo termine: .....	32
<b>Valutazione radiografica .....</b>	<b>37</b>
<b>Impianti di nuova concezione .....</b>	<b>42</b>
La chirurgia a risparmio tissutale (TSS) .....	43
La conservazione del collo femorale nelle protesi d'anca .....	44
Classificazione protesi a stelo corto .....	46
<b><i>CAPITOLO 3: STUDIO CLINICO .....</i></b>	<b><i>51</i></b>
<b>Introduzione .....</b>	<b>51</b>
<b>Materiali e Metodi .....</b>	<b>51</b>
<b>Analisi .....</b>	<b>58</b>
<b>Conclusioni.....</b>	<b>60</b>

## INTRODUZIONE

L'articolazione dell'anca è la seconda articolazione del corpo umano per dimensioni. Svolge un ruolo primario nella locomozione ed è esposta a un elevato numero di rischi, traumatici e non. Questi ultimi possono sfociare nella condizione patologica nota come artrite o artrosi.

Indipendentemente dalla patologia iniziale, il risultato è quasi sempre lo stesso: una condizione caratterizzata da dolore e limitazione funzionale.

In passato sono state progettate e sviluppate varie procedure chirurgiche come le osteotomie e le artrodesi, senza risultati soddisfacenti. Pertanto è emersa a poco a poco l'idea della sostituzione protesica dell'anca, detta anche artroprotesi o artroplastica.

Nella sua forma corrente, la sostituzione totale dell'anca (*total hip arthroplasty, THA*) è una delle operazioni di maggior successo della moderna chirurgia ortopedica poiché consente ai pazienti, affetti da gravi deficit funzionali, di migliorare la qualità di vita ripristinando la funzionalità articolare e abolendo la sintomatologia dolorosa. Ogni anno in tutto il mondo si eseguono centinaia di migliaia di sostituzioni d'anca con il conseguente sviluppo sia delle tecniche e che dei materiali.

In particolare l'attenzione nei confronti del risparmio osseo è dovuta alla comprensione del principio per il quale una struttura anatomica integra può essere utile alla stabilità dell'impianto, alla biomeccanica articolare e soprattutto ad una eventuale futura revisione della protesi.

Tale concetto risulta essenziale verso la fine degli anni '90, con l'avvento della filosofia della "*Tissue Sparing Surgery*", in virtù della quale sono state progettate nuove tipologie di stelo tra cui gli steli corti, che consentono oltre al risparmio osseo anche un accesso chirurgico mini-invasivo.

L'obiettivo di questo studio è pertanto descrivere, attraverso un'analisi sistematica delle protesi dell'anca e dei loro outcome clinici, le caratteristiche e i numerosi vantaggi delle protesi a preservazione di collo, in particolare del modello CFP ideata dal prof. Pipino che ha diretto la Clinica Ortopedica dell'Università di Genova dal 1993 al 2001.

Per validare le nostre osservazioni abbiamo sottoposto ad una revisione retrospettiva il gruppo di protesi CFP impiantate presso la Clinica Ortopedica di Genova con un follow-up a lungo termine

## CAPITOLO 1 : ANATOMIA E PATOLOGIA DELL'ANCA

### **Anatomia dell'Anca**

L'anca, o articolazione coxofemorale, rappresenta la sede dove si articola la testa del femore con l'acetabolo, una cavità appartenente all'osso del bacino. Si tratta nello specifico di un' enartrosi, ovvero un' articolazione fra una porzione convessa ( testa del femore ) con una regione concava ( acetabolo). A differenza della scapolo-omerale (enartrosi a debole incastro), la coxofemorale rappresenta un solido incastro ad alta stabilità. In natura, infatti, l'arto superiore deve essere mobile per consentire le relazioni umane, l'arto inferiore deve essere stabile per consentire di stare in piedi e deambulare in sicurezza. La differenza fra le due articolazioni ha anche dei riscontri nella comune pratica clinica: mentre la lussazione della spalla è un evento traumatico frequente, la lussazione d'anca è decisamente rara e conseguente ad un trauma ad alta energia cinetica.

L' anca è costituita da questi elementi:

**acetabolo:** una cavità in cui si può distinguere una faccia semilunare, disposta in periferia e rivestita da cartilagine articolare e la fossa dell'acetabolo che invece è riempita di grasso.

**testa del femore:** ricoperta da cartilagine articolare da cui si diparte il *legamento rotondo*; quest'ultimo si estende dalla *fovea capitis* sino ai bordi dell'incisura dell'acetabolo.

**capsula articolare:** manicotto fibroso, inserito a livello prossimale sul contorno dell'acetabolo e sul *labbro acetabolare* ed in sede distale sulla *linea intertrocanterica*, in avanti, e su una linea posta al limite fra terzo medio e terzo laterale del collo femorale, indietro.

In tal modo, la faccia anteriore del collo anatomico del femore è intracapsulare, mentre la faccia posteriore lo è solo nei 2/3 mediali.

La capsula presenta tre legamenti di rinforzo : *ileo-femorale*, *pubo-femorale*, *ischio-femorale* ed un legamento a distanza intrarticolare, il *legamento rotondo*.

Il *legamento ileo-femorale* ha forma di ventaglio; ha origine al di sotto della spina iliaca anteriore inferiore, con due fasci che divergono a ventaglio, il fascio obliquo, diretto al margine anteriore del grande trocantere e il fascio verticale, verso la parte più bassa della linea intertrocanterica.

Il legamento pubofemorale nasce dal tratto pubico del ciglio dell'acetabolo, dall'eminenza ileo-petitea e dalla parte laterale del ramo superiore del pube per perdersi nella capsula davanti al piccolo trocantere.

Il legamento ischiofemorale ha una forma triangolare; si porta in fuori dal lato ischiatico del ciglio cotiloideo alla fossa trocanterica.

La **zona orbicolare**, ricoperta dai precedenti legamenti, si stacca dal margine dell'acetabolo e dal labbro acetabolare, profondamente all'inserzione del legamento ileofemorale e, passando dietro al collo del femore che abbraccia ad ansa, ritorna a fissarsi al punto d'origine.

La sinoviale riveste le porzioni intracapsulari dei capi ossei fino ai limiti delle cartilagini articolari e forma una guaina per il legamento rotondo.

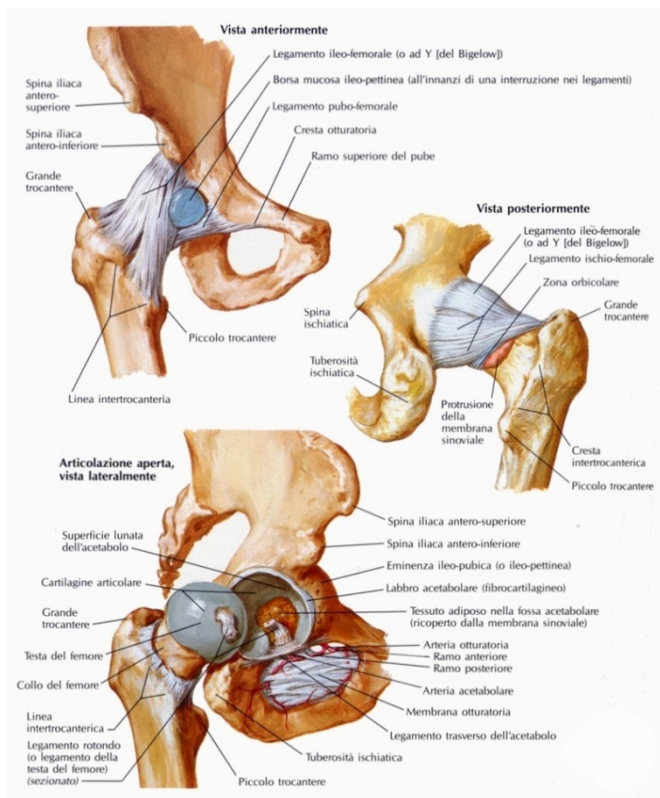


Figura 1.1 mostra l'articolazione coxofemorale da un punto di vista anteriore, posteriore e laterale

## **Funzioni**

I movimenti dell'anca sono, quindi, quelli di flessione, estensione, abduzione, adduzione, rotazione longitudinale e circonduzione:

**flessione:** può essere attiva o passiva: quella attiva a ginocchio esteso è di 90°, a ginocchio flesso supera i 120°. Cio' perché quando il ginocchio è flesso l'azione dei muscoli della coscia si sviluppa solo per flettere l'anca, cosa che non accade quando il ginocchio è esteso.

La flessione passiva ha ampiezza sempre superiore a 120°

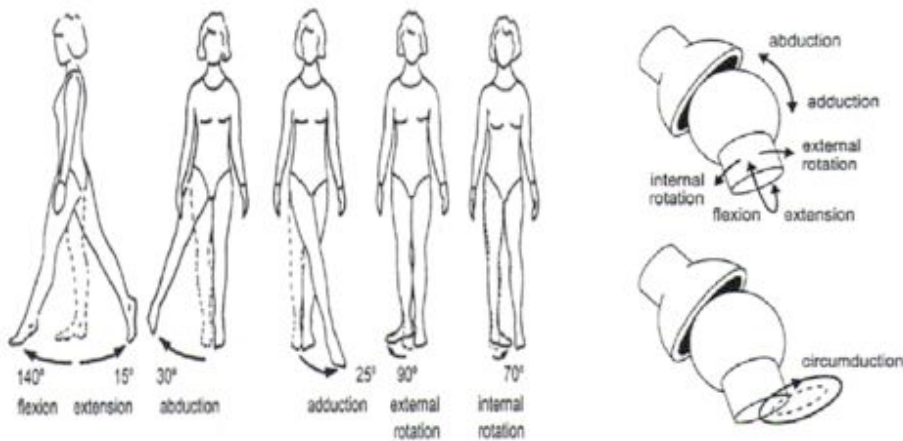
**estensione:** può essere attiva o passiva: la attiva è meno ampia della passiva; quando il ginocchio è esteso l'angolazione è di 20° più ampia di quando il ginocchio è flesso (questo avviene perché i muscoli ischio-crurali perdono la loro efficacia come estensori dell'anca perché utilizzano gran parte della loro corsa per la flessione del ginocchio); l'estensione dell'anca è fortemente correlata all'elasticità del legamento ileo-femorale: se questo è molto elastico, essa è più ampia.

**abduzione:** porta l'arto inferiore in fuori e si accompagna ad un'automatizzata abduzione di uguale entità dell'altra anca. Ciò è chiaro a partire da una ampiezza di 30°, quando si apprezza il basculamento del bacino; al massimo del movimento di abduzione l'angolo formato dagli arti inferiori è di 90°, quindi l'abduzione massima di un'anca è di 45°. Il movimento di abduzione è limitato dal contatto osseo del collo femorale contro il ciglio cotiloideo ma prima entrano in tensione i legamenti ileo e pubo-femorali; l'allenamento permette di aumentare molto l'ampiezza dell'abduzione.

**adduzione:** porta l'arto inferiore in dentro; non esiste un movimento di adduzione puro: può essere combinato alla flessione o alla estensione dell'anca. Esistono anche movimenti di adduzione di un'anca combinati all'abduzione dell'altra che si accompagnano ad una inclinazione del bacino e ad un incurvamento del rachide.

**movimenti di rotazione longitudinale:** si svolgono attorno all'asse meccanico dell'arto inferiore. La rotazione esterna porta la punta del piede in fuori, la rotazione interna la porta in dentro. Per valutare l'ampiezza dei movimenti di rotazione la posizione migliore è a paziente prono o seduto sul bordo di un tavolo con ginocchio flesso a 90°.

**Circonduzione:** è la combinazione di movimenti elementari effettuati simultaneamente intorno ai tre assi. Quando la circonduzione è spinta alla sua ampiezza estrema l'asse dell'arto inferiore descrive un cono non regolare con vertice nel centro dell'articolazione coxo femorale (cono di circonduzione).



*Figura 1.2 Movimenti estensione flessione, adduzione abduzione rotazione anca.*

## **Patologia dell'anca**

Le patologie dell'anca che necessitano del trattamento di sostituzione protesica possono essere suddivise in due gruppi. Un primo gruppo comprende le patologie degenerative e reumatiche: Coxartrosi, Necrosi asettica della testa del femore e Artrite reumatoide.

Il secondo gruppo è quello della patologia traumatica, in cui troviamo le fratture mediali del collo del femore. Poiché tali patologie non permettono la sostituzione in elezione con protesi a risparmio del collo non faranno parte della nostra trattazione.

Esiste inoltre una patologia dell'infanzia e dell'adolescenza, la Displasia congenita dell'anca, che porta a quadri di artrosi estremi e precoci.

## **Osteoartrosi**

L'osteoartrosi rappresenta la causa principale di invalidità cronica nei paesi civilizzati, definita come una malattia articolare cronica, ad eziologia multifattoriale, caratterizzata da lesioni degenerative e produttive a carico delle articolazioni.

E' una patologia strettamente correlata all'età e colpisce prevalentemente sopra ai 60 anni, con un picco nei soggetti di età superiore a 75 anni; tuttavia esistono delle forme di artrosi secondaria che possono riguardare anche soggetti più giovani.

Nell'età adulta è maggiormente interessato il sesso femminile rispetto a quello maschile.

Le sedi più frequentemente interessate da artrosi sono: la colonna, il ginocchio, l'anca, l'articolazione trapezio-metacarpale.

Articolazioni coinvolte con media frequenza sono invece le articolazioni interfalangee prossimali e distali. Meno frequentemente l'artrosi colpisce spalla, gomito, caviglia: quando sono coinvolte queste articolazioni, spesso si tratta di forme di artrosi secondaria a traumi, fratture o esercizio fisico eseguito in maniera scorretta.

Nella maggioranza dei casi l'osteoartrosi è una malattia che compare insidiosamente, senza una causa iniziale apparente ma è il risultato di una predisposizione genetica. (*artrosi primaria o idiopatica*). Il fisiologico invecchiamento della cartilagine articolare porta a riduzione di elasticità e resistenza che, accompagnati da una conseguente lassità legamentosa e ipotonia muscolare, possono causare alterazione nella distribuzione del carico e quindi una modificazione dell'anatomia articolare.

L'artrosi può comparire anche in individui più giovani che presentano alcune condizioni predisponenti come sovraccarico funzionale, precedenti traumatismi, deformità congenite o malattie sistemiche (*artrosi secondaria*).

In entrambi i casi, il risultato è comunque un processo flogistico – degenerativo che trae origine dalla perdita dell'equilibrio fisiologico tra fenomeni catabolici e fenomeni riparativi a livello della cartilagine articolare. Vengono quindi richiamati mediatori dell'infiammazione come citochine, prostaglandine, metalloproteasi e fattori di crescita, che amplificano il danno. Questo porterà al coinvolgimento secondario della membrana sinoviale.

Riassumendo l'artrosi è descritta come una malattia complessa, multifattoriale ed invalidante che quasi sempre ha un destino chirurgico.

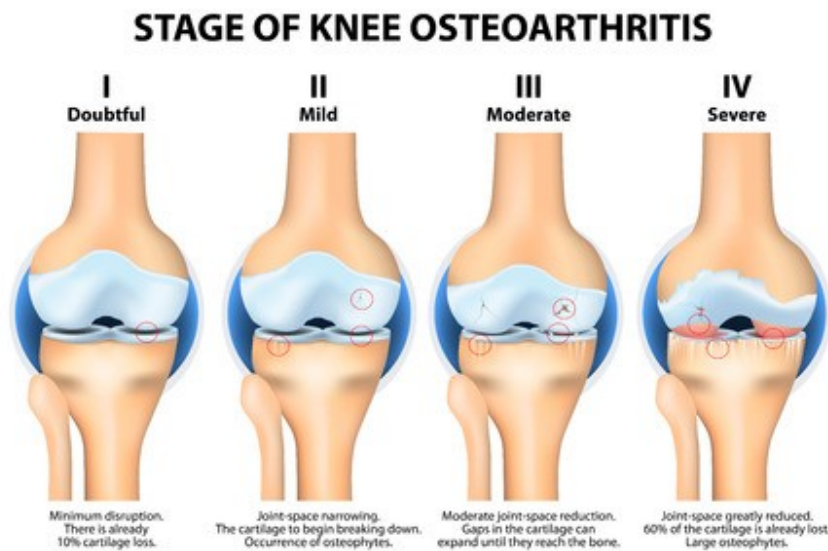
Il quadro anatomopatologico dell'osteoartrosi è caratterizzato da un coinvolgimento pan-articolare. Le alterazioni che caratterizzano l'articolazione artrosica sono quindi a carico della cartilagine, dell'osso sub-condrale e anche della membrana sinoviale.

La degenerazione cartilaginea comporta l'assottigliamento della rima articolare che può arrivare ad una situazione in cui la rima articolare si è talmente ridotta da provocare uno sfregamento dei capi articolari. L'osso sub-condrale va incontro a sclerosi, cioè ad addensamento, si ha quindi un aumento del rimodellamento osseo e della vascolarizzazione e la formazione di osteofiti. Questi ultimi sono espansioni ossee che l'osso sub-condrale forma per migliorare la distribuzione del carico. L'osteofitosi nasce dunque come meccanismo di protezione dal carico eccessivo, salvo poi



diventare un elemento di danno perché l'osteofita danneggia le strutture adiacenti. La membrana sinoviale appare iperemica, presenta infiltrati, piccoli granulomi e piccoli follicoli. L'infiammazione della membrana sinoviale porta alla formazione di liquido che distende la cavità articolare, producendo un versamento. La membrana sinoviale può anche formare introflessioni che danno origine a delle pseudocisti nell'osso subcondrale, definite geoidi. Anche il liquido sinoviale è alterato e ipercellulare, anche se l'ipercellularità non è paragonabile a quella delle artriti.

L'artrosi dell'anca o coxartrosi è dunque una delle localizzazioni principali della malattia, sia per la frequenza che per la possibile invalidità che ne consegue. Clinicamente si manifesta nelle prime fasi con un dolore localizzato alla regione inguinale, che in seguito si propaga alla faccia anteriore o interna della coscia fino a giungere al ginocchio; in alcuni casi quest'ultima può essere l'unica localizzazione del dolore. Il dolore artrosico è un dolore profondo o puntorio, meccanico (da carico), più intenso la sera, assente di notte e alleviato in genere dal riposo. L'articolazione può essere calda, ci può essere versamento nelle fasi più avanzate, dove diventa importante il processo infiammatorio. Un'altra manifestazione è la rigidità articolare, che però è in genere di breve durata, a differenza della rigidità che si associa alle artriti.



*Figura 1.3 Gradi di artrosi rappresentati nel ginocchio.*

Il primo movimento ad essere compromesso è l'intra-rotazione, seguito dall'abduzione, l'extra-rotazione, l'adduzione e la flessione. Nei casi più gravi si può arrivare all'anchilosi.

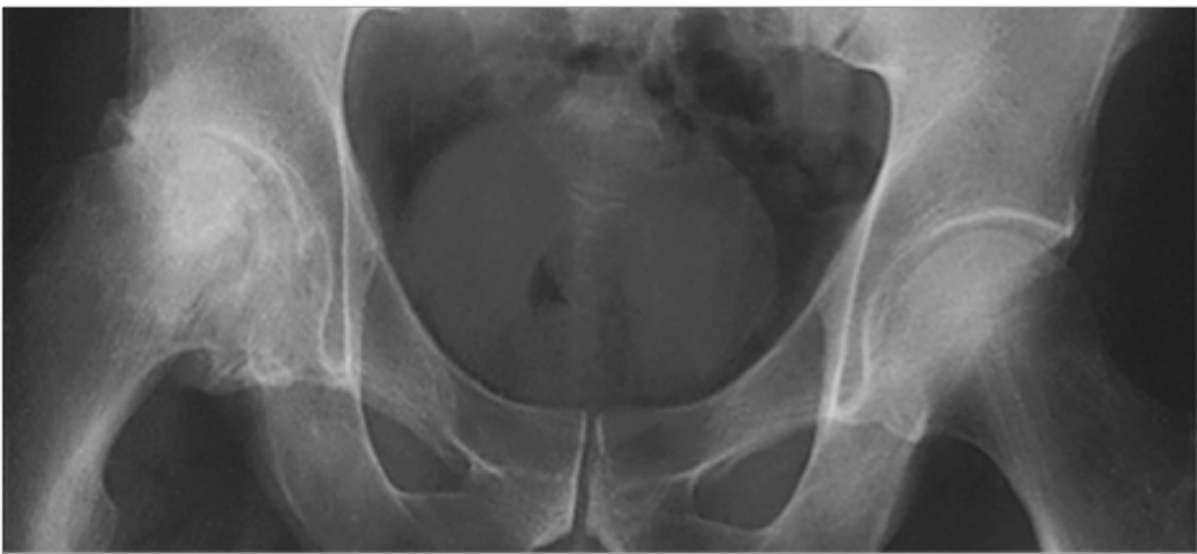
All'esame obiettivo possiamo rilevare anche il segno di Trendelenburg, che consiste nella caduta del bacino controlaterale all'arto deficitario nel momento in cui quest'ultimo è nella fase d'appoggio.

Questo segno clinico è tipico nei casi di coxartrosi secondaria a displasia dell'anca.

La radiografia del bacino in antero-posteriore è in genere sufficiente per porre la diagnosi e ci permette di riconoscere tutti i segni radiografici caratteristici, quali: il restringimento della rima articolare, parziale o totale, che indica la perdita di tessuto cartilagineo; la sclerosi sub-condrale; gli osteofiti, che si formano nei punti in cui le forze di trazione sono maggiori; i geodi o pseudocisti, formazioni a contenuto fibromixioide che si formano nell'osso sub-condrale nelle zone di maggior carico e la cui patogenesi è riconducibile alla fissurazione della cartilagine con conseguente penetrazione di liquido sinoviale.

Se il quadro radiologico non fosse abbastanza suggestivo, si può ricorrere a esami di secondo livello quali TC e RMN.

Gli obiettivi della terapia dell'osteoartrosi consistono nell'alleviare il dolore e minimizzare la perdita di efficienza fisica. Le forme più lievi, con sintomi modesti e intermittenti, richiedono solo la rassicurazione da parte del medico, che inviterà il paziente a un cambiamento dello stile di vita, in associazione alla terapia fisica non farmacologica.



*Figura 1.4: Coxartrosi anca dx.*

Il cardine dell'intervento non farmacologico è la riduzione del carico che grava sull'articolazione dolente e sul potenziamento dei meccanismi di protezione articolare. I sistemi per ridurre il carico sono: l'astensione da attività che sovraccaricano l'articolazione e che determinano dolore; il rafforzamento e l'allenamento dei muscoli che sostengono l'articolazione (particolarmente di quelli

necessari allo svolgimento delle attività quotidiane); la riduzione del carico articolare, alleggerendo l'articolazione con ausili per la deambulazione. Per i pazienti obesi, un intervento significativo per ridurre il dolore è cercare di ridurre il peso corporeo. Nelle fasi avanzate della patologia, la terapia farmacologica svolge un importante ruolo complementare al trattamento non farmacologico. I farmaci più utilizzati sono il paracetamolo, i farmaci antinfiammatori non steroidei (FANS) e gli inibitori della ciclossigenasi-2. Il paracetamolo è l'analgesico di scelta per il trattamento dell'osteoartrosi dell'anca, mentre i FANS sono i più utilizzati per il dolore artrosico in tutte le altre articolazioni. I FANS determinano una riduzione del dolore maggiore del 30% del paracetamolo ad alte dosi, occorre però fare attenzione ai loro effetti collaterali (soprattutto gastrointestinali e renali). Nei pazienti con artrosi l'infiammazione sinoviale è probabilmente la causa maggiore di dolore, pertanto i trattamenti farmacologici locali possono ridurre almeno temporaneamente il dolore. Le iniezioni intra-articolari di glucocorticoidi risultano efficaci, sebbene la durata del loro effetto sia superiore al placebo solo di una o due settimane.

C'è disaccordo invece sull'efficacia delle infiltrazioni di acido ialuronico, sicuramente un ottimo farmaco sintomatico nelle fasi iniziali di artrosi ma di dubbia utilità sul lungo termine, soprattutto poco praticabile nell'articolazione dell'anca per l'esiguità dello spazio articolare.

L'artroplastica totale è una decisione che viene presa prevalentemente su base clinica, indicata quando la terapia medica fallisce e le limitazioni funzionali diventano inaccettabili per le necessità di vita del paziente.

La sostituzione protesica dell'anca si pone infatti come obiettivo primario la riduzione o la scomparsa della coxalgia e secondariamente una ripresa dell'articolazione sufficiente per svolgere le comuni attività della vita quotidiana.

### ***Necrosi asettica della testa del femore***

La necrosi della testa del femore costituisce un'affezione osteo-midollare a evoluzione progressiva, sostenuta da un insulto neurovascolare. Si ipotizza una base vascolare e neurologica nello studio del meccanismo patogenetico di questa affezione: la testa del femore è sottoposta ad una vascolarizzazione di tipo terminale a provenienza dalle arterie circonflesse mediale e laterale che contribuiscono a nutrire i due terzi della testa, e dalla glutea superiore, inferiore e otturatoria, rami dell'iliaca interna.

Dal punto di vista eziologico le principali cause sono sicuramente l'uso prolungato di cortisonici e l'abuso cronico di alcool; tra le cause meno frequenti troviamo radioterapia, chemioterapia, idiopatica, lupus eritematoso, vasculiti, emoglobinopatia, cirrosi epatica, iperlipidemia, idiopatica, gotta, Hiv, sindrome di Gaucher, malattia da decompressione MDD (malattia dei cassoni) , pancreatite cronica, morbo di Chron.

Riguardo ai cortisonici, l'utilizzo per più di 6-8 settimane con dosaggi superiori ai 30 mg/die per terapia orale è associato ad un elevato rischio di necrosi. E' stato osservato che questa reazione, se interviene, insorge nei primi 12 mesi; dopo questo periodo, nonostante la prosecuzione della terapia, il rischio non aumenta.

La dimensione e la localizzazione del danno sono variabili che hanno una rilevante importanza per il trattamento e la prognosi. Lesioni di piccole dimensioni e fuori dalla zona di carico hanno prognosi migliore di lesioni più estese ed in zona di carico.

La classificazione radiografica di Steinberg distingue diverse fasi del processo necrotico:

- Stadio I: il flusso sanguigno è stato appena interrotto e la risonanza magnetica individua un edema dell'osso interessato; la radiografia è assolutamente normale. Successivamente l'organismo tenta di mettere in atto un processo riparativo mediante l'invio di gettoni vascolari con lo scopo di ri-vascularizzare la testa femorale. Questo tentativo, purtroppo, non riesce perché i vasi non sono in grado di procedere in un tessuto rigido come è l'osso.
- Stadio II: il tentativo di riparazione esita nella deposizione di nuovo osso ai confini della zona necrotica che risulta sempre più isolata dall'osso vitale; si nota attorno alla zona necrotica una linea di radiolucenza che fornisce una immagine esatta della estensione del danno; Il profilo della testa è ancora normale;
- Stadio III: la testa del femore è a questo punto condannata in quanto la resistenza meccanica della zona necrotica diminuisce e la testa inizia a deformarsi, inizialmente riguarda solo l'osso sub-condrale;
- stadio IV: la testa del femore subisce delle modificazioni strutturali importanti;
- Stadio V e VI: la testa del femore perde la sua sfericità e si instaura un' incongruenza articolare con l'acetabolo che evolve verso la degenerazione artrosica.

Oltre l'80% delle anche affette da necrosi, se non trattate, evolvono verso il collasso e necessitano di impianto di protesi di anca.

La sintomatologia esordisce con dolore tipico dell'anca, localizzato in sede inguinale, irradiato sul gluteo e sulla faccia anteriore e mediale della coscia talora fino a raggiungere il ginocchio. Si acuisce con le torsioni dell'arto, soprattutto con la rotazione interna e diviene acuto con il carico

Gli *esami diagnostici* essenziali sono:

- la radiografia tradizionale permette di fare diagnosi a partire dal secondo stadio ; risulta negativa nella fase iniziale;
- la risonanza magnetica consente una diagnosi precoce per una buona valutazione delle dimensioni della necrosi inoltre è utile nel follow up della malattia;
- la scintigrafia ossea con tecnezio 99 è importante per differenziare la necrosi dalla algodistrofia del femore prossimale.

Terapia medica:

- Trattamento con bifosfonati.
- Onde d'urto. Si tratta di un trattamento con onde acustiche che trasportano alta energia in profondità; queste creano un sovertimento locale del tessuto necrotico e stimolano la vascolarizzazione.
- Campi elettromagnetici pulsati (CEMP): si tratta di campi elettromagnetici utilizzati in campo medico-ortopedico per stimolare la rigenerazione tissutale, la consolidazione delle fratture e la rivascolarizzazione.

Tecniche chirurgiche:

- Decompressione del nucleo (Core Decompression) questa procedura prevede la perforazione mediante un foro più grande o fori più piccoli nella zona necrotica per ridurre la pressione nell'osso e creare dei canali per i nuovi vasi sanguigni per l'apporto nutritivo delle zone necrotiche. La decompressione del nucleo è una tecnica utilizzata quando la necrosi è diagnosticata nelle fasi iniziali per prevenire il collasso della testa e l'evoluzione

verso un quadro di artrosi grave. Questo è un intervento riservato per lo più a pazienti con un'età inferiore a 60 anni.

- Perone vascolarizzato: è un intervento che consiste nel prelievo di una porzione del perone, annesso al suo peduncolo vascolare e nell'innesto nella zona necrotica.
- Sostituzione protesica totale di anca: è considerata il "gold standard" per il trattamento delle fasi avanzate .

### **Artrite reumatoide**

L'artrite Reumatoide è una patologia infiammatoria cronica autoimmune che si presenta con manifestazioni articolari ed extra articolari; insorge in un individuo geneticamente predisposto in seguito ad un evento scatenante in grado avviare una risposta di tipo autoimmune nei confronti delle articolazioni.

Tra i possibili fattori scatenanti possiamo citare : fumo, EBV, virus HSV-6, stress, paradontiti da *Porphyromonas gingivalis*.

L'incidenza è dello 0,46% nella popolazione e affligge con maggior frequenza il sesso femminile (rapporto 3/4 : 1).

Il tessuto effettore del danno è la membrana sinoviale che si presenta con aspetto iperplastico e con accumulo di sinoviociti di tipo A (macrofagi).

Il dubbio di artrite reumatoide deve essere posto quando il numero di articolazioni tumefatte risulta superiore a 6.

L'AR si presenta con flogosi articolare ad insorgenza subdola tale da determinare dolore tumefazione, rigidità delle articolazioni al risveglio (>30 min), caratteristico interessamento articolare di tipo bilaterale e simmetrico (metacarpofalangee 2-3, metatarsofalangee ed interfalangee prossimali) ed interessamento delle grandi articolazioni (spalle, tibio tarsiche, gomiti e **coxofemorali**).

L'interessamento delle anche non è frequente, ma quando si manifesta è di grado severo con una possibile evoluzione verso l'anchilosi nel giro di pochi anni. Il dolore si manifesta in modo subdolo in regione inguinale con irradiazione al ginocchio o alla regione glutea; inizialmente si ha conservazione del range di movimento ma in seguito si instaura una limitazione dei movimenti di intra/extra rotazione e adduzione.

## ***Displasia congenita dell'anca***

La displasia congenita dell'anca (DCA) è una malformazione articolare di tipo congenita determinata da uno sviluppo anomalo dell'articolazione dell'anca, tale da determinare un graduale dislocamento della testa femorale dalla cavità acetabolare. Si tratta di una malformazione che può avere esiti invalidanti permanenti, per questo è definita anche come *Displasia evolutiva dell'anca (Developmental Dysplasia of the Hip DDH)*.

La displasia viene considerata una patologia ereditaria a carattere poligenico con un'incidenza, in Italia, dell'1 ‰; predilige il sesso femminile ed ha frequentemente un interessamento di tipo bilaterale. La patogenesi è attribuita ad un'aumentata espressione dei recettori dell'ormone *relaxina* che viene secreto dalla madre al termine della gravidanza, in grado di favorire una lassità dei mezzi di fissazione articolare.

La DCA verrebbe inoltre favorita da fattori ambientali che sono implicati nel ridurre lo spazio libero attorno al feto, obbligandolo ad una adduzione forzata delle anche, fra questi sono da citare:

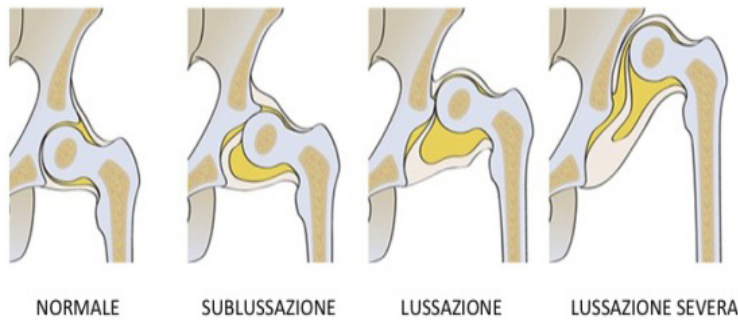
- primogenitura (i muscoli addominali della madre sono meno elastici);
- gemellarità
- oligodramnios/anidramnios
- presentazione podalica
- macrosomia fetale

La displasia dell'anca è classificata in base al tipo di rapporto che la testa del femore contrae con l'acetabolo ed in base alle alterazioni cartilaginee.

Classificazione di **DUNN**:

- stadio 1: ovalizzazione dell'acetabolo
- stadio 2: sublussazione della testa del femore
- stadio 3: lussazione franca

- stadio 4: lussazione con formazione di un neo-cotile



**Figura 1.5: Classificazione di Dunn**

Circa il 98% dei neonati presenta displasia di 1° grado.

Nella displasia insorgono diverse alterazioni a seconda dello stadio:

**alterazioni cartilaginee**

- 1) ipoplasia dell'acetabolo
- 2) formazione di una doccia sulla fossa iliaca esterna per migrazione
- 3) formazione di un neo-cotile, (o neo-acetabolo) sulla fossa iliaca esterna dove si ferma la testa; femorale
- 4) Modificazione della normale anatomia del collo femorale.

**alterazioni muscolo tendinee:** contrattura ed accorciamento degli adduttori e dell'ileopsoas;

**alterazioni capsulo legamentose:** ipertrofia della capsula articolare e del legamento rotondo;

- rottura del legamento rotondo.

**Alterazioni parti molli:** ipertrofia del pulvinar (cuscinetto adiposo interposto fra fondo dell'acetabolo e testa del femore).

**Clinica**

la sintomatologia varia a seconda del grado di displasia e dell'età del paziente.

La diagnosi si effettua alla nascita con l'esecuzione della *manovra di Ortolani* (segno dello scatto in entrata) che risulta positivo in presenza di una sublussazione (displasia di secondo grado) con il femore che scatta e rientra nell'acetabolo.



In caso di negatività si esegue la *manovra Barlow* (segno dello scatto in uscita) che si positivizza quando la displasia è di primo grado (ovalizzazione dell'acetabolo), in questo caso è la testa del femore che si disloca dalla sua sede.

La Lussazione franca (displasia di grado 3) è negativa alle manovre di Ortolani e Barlow ed è una conseguenza dell'evoluzione della malformazione articolare; questa comporta:

- una riduzione del movimento di abduzione
- asimmetria delle pliche cutanee
- atteggiamento in extrarotazione dell'arto colpito

I bambini colpiti potrebbero iniziare la deambulazione in fase tardiva rispetto ai coetanei; all'esame obiettivo si può riscontrare:

- positività del *segno di Galeazzi* : paziente supino con ginocchia flesse a 90 gradi , identifica asimmetria delle ginocchia, questa suggerisce una lussazione congenita dell'anca o un accorciamento del femore;
- positività del *segno di Trendeleburg*: detto anche zoppia dell'anca, si verifica una anomalia della deambulazione che diventa di tipo mono-podalico; l'insufficienza dei muscoli pelvi trocanterici, a causa della risalita del gran trocantere, non permette la loro valida contrazione per mantenere orizzontale bacino; quest'ultimo si inclina verso lato sano ed il tronco verso lato affetto per compensare lo squilibrio.

Quando la displasia delle anche è di tipo bilaterale i pazienti assumono un'andatura definita **anserina** in cui si ha una ritmica oscillazione del tronco ad ogni passo.

Nell'adulto l'anca permanentemente lussata determina una iperlordosi lombare e **valgismo** del ginocchio; in caso di alloggiamento della testa del femore nel neo-cotile si può avere un'insorgenza di artrosi precoce con grave limitazione della rotazione esterna ed accorciamento dell'arto.

La diagnosi della displasia è di tipo clinico, ecografico e radiografico.

L'*ecografia* è un importante esame di screening eseguito entro la 12 settimana.

La radiografia consente di fare diagnosi di displasia in epoca tardiva precedente la deambulazione mediante il riconoscimento della **triade di Putti**:

1. tardiva comparsa/ipoplasia del nucleo di ossificazione epifisaria;

2. indice acetabolare  $>35^{\circ}$ ;
3. interruzione dell'ogiva o arco di Shenton (arco formato dal margine inferiore della metafisi femorale e dal margine inferiore della branca ileo-pubica).

### **Terapia**

La strategia più utilizzata per garantire il corretto sviluppo dell'articolazione consiste nell'applicazione di un tutore ortopedico che mantenga l'anca abdotta nei primi mesi di vita, al fine di centrare la testa del femore nell'acetabolo.

Per quanto riguarda il trattamento della sublussazione e lussazione, come primo intervento bisogna ricostituire i normali rapporti anatomici: si abbassa la testa femorale e successivamente si effettua la riduzione della testa all'interno dell'acetabolo; si esegue quindi la trazione a cerotto previo ancoraggio del paziente al letto mediante gessatura di entrambi gli arti inferiori. La trazione è ottenuta in modo graduale e monitorata attraverso controlli radiografici. Una volta ottenuto l'abbassamento, si passa alla riduzione della testa femorale se non ci sono strutture anatomiche che ostacolano la manovra; si procede con l'applicazione di un apparecchio gessato che mantenga l'anca flessa a  $100^{\circ}$  e abdotta di circa  $65^{\circ}$ .

La durata del trattamento non è standard, ma dipende dalla risposta del paziente. Il trattamento andrà verificato mediante esecuzione di esame radiografico.

In presenza di ostacoli alla riduzione è necessario procedere alla loro rimozione chirurgica prima dell'applicazione dell'apparecchio gessato. Dopo si passa all'applicazione di un tutore per altri 2-3 mesi. riesce ad alleviare il dolore e ripristinare la funzione nel 90- 95% dei pazienti.

## **CAPITOLO 2: LA PROTESI D'ANCA E IL MODELLO CFP**

### **Storia**

I primi tentativi di sostituzione protesica dell'anca risalgono alla fine del 1800: nel 1891 in Germania, Gluck utilizzò una protesi in avorio, mentre nel 1895 in Inghilterra Jones utilizzò una protesi rivestita in oro; nel 1923 Smith-Petersen adoperò prima il vetro e poi la bakelite, per giungere poi alla lega cromo-cobalto, ottenendo risultati migliori.

Pertanto è possibile intuire come già allora i problemi principali riguardassero la resistenza e la biocompatibilità dei materiali.

Un punto di svolta fu raggiunto negli anni '60 quando John Charnley introdusse il concetto di *artroprotesi totale a basso attrito* (low friction arthroplasty), e tale metodica è tuttora un punto di riferimento, pur con alcune modifiche apportate nel corso degli anni.

Per ridurre l'attrito Sir John Charnley propose: un'articolazione fra una *lega metallica* per la testa femorale e il *polietilene UHMWPE* (ultra high molecular weight polyethylene, polietilene ad altissimo peso molecolare) per l'inserito acetabolare; e il *cemento (PMMA, polimetilmetacrilato)* per fissare la cupola e lo stelo. Il suo modello consisteva nell'inserire una testina fissa monoblocco di 22 mm di diametro, molto piccola, e pertanto in grado di ridurre l'usura dell'inserito.

La protesi di Charnley fu quella di maggiore successo e la più durevole nel tempo, diventò un gold standard per le sostituzioni dell'anca ed è tuttora usata in versioni modificate per quanto riguarda il modello, la tecnica di cementazione e la pratica chirurgica. Tuttavia follow-up a lungo termine evidenziarono quella che venne definita "malattia da cemento" ovvero una progressiva lisi (riassorbimento) dell'osso periprotetico con successiva perdita di tenuta meccanica dell'impianto.

La grande svolta si ebbe infine negli anni '80 con lo sviluppo delle protesi non cementate, che non necessitavano del cemento per fissarsi all'osso. Il titanio divenne il principale materiale per costruire le protesi e lo sviluppo tecnologico, negli ultimi 20 anni, ha portato alla disponibilità di materiali ottimali per garantire il funzionamento articolare con grande tollerabilità e scarsissimo consumo.

L'esperienza accumulata negli ultimi decenni ha dunque portato alla creazione di due filoni principali nel campo della ricerca sull'artroplastica totale dell'anca: per quanto riguarda le protesi cementate si stanno sperimentando materiali con caratteristiche di flessibilità e resistenza sempre più simili a quelle dell'osso naturale; per le protesi non cementate l'obiettivo della ricerca è invece

puntato all'individuazione o creazione di nuovi materiali che favoriscano lo sviluppo di nuovo tessuto osseo e quindi migliorino il fissaggio della protesi.

Negli ultimi anni la chirurgia protesica dell'anca si è evoluta e il chirurgo dispone di tecniche operatorie sempre più raffinate che permettono di effettuare l'intervento in sicurezza e con notevole risparmio delle strutture anatomiche (tecnica mini-invasiva). Le indicazioni si sono ampliate, l'età media dei pazienti da sottoporre all'intervento si è ridotta, le aspettative di vita notevolmente incrementate. E' proprio in questo contesto che si inseriscono gli steli corti ,protesi non cementate , argomento di questa tesi.

### ***Le componenti***

Per sostituzione *protesica articolare* si intende una procedura nella quale una o più componenti che formano un'articolazione sono sostituite con componenti artificiali.

Scopo di un'articolazione artificiale è realizzare un sistema che ripristini, per quanto possibile, la cinematica fisiologica e consenta di sopportare i carichi sull'articolazione. Sostituendo le superfici articolari danneggiate si elimina la fonte del dolore in modo efficace e permanente, permettendo al paziente un miglioramento della mobilità.

Le protesi possono essere costituite da un singolo componente (mono-articolare) o da due componenti (bi-articolare) e le principali componenti di una protesi d'anca sono:

- **Componente Acetabolare o Cotile:** consta di una parte esterna che viene fissata al bacino mediante viti, cemento chirurgico, avvitamento o press-fit nell'acetabolo e può presentarsi esternamente rivestita di idrossiapatite, che aumenta l'ancoraggio biologico, filettata o porosa. Le componenti acetabolari non cementate vengono quindi fissate alla pelvi tramite crescita ossea nel guscio di metallo poroso esterno che circonda la coppa. La parte interna è invece chiamata "inserto" e può essere costruito con materiali diversi (frequentemente in polietilene ad alto peso molecolare), costituendo la parte che si articolerà con la testa del femore protesico.

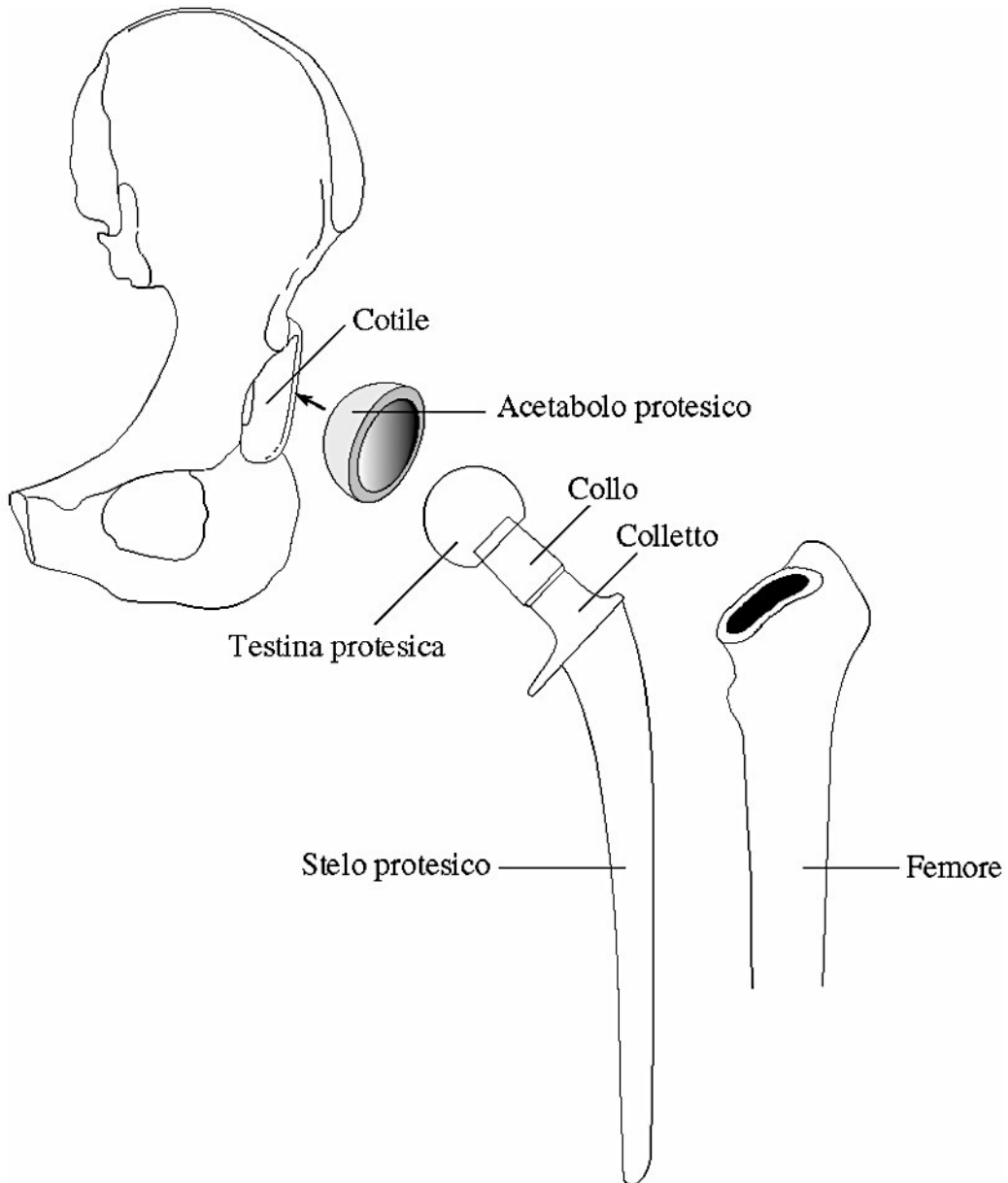


*Figura 2.1: In alto coppa acetabolare in metallo poroso in cui possiamo apprezzare (a dx) i fori per l'introduzione di viti per incrementare il fissaggio; in basso differenti tipologie di inserti in polietilene ad alto peso molecolare, in ceramica e in acciaio.*

- **Testa** (o epifisi protesica) è la parte prossimale della componente femorale, di forma sferica, si accoppia con la cavità interna del cotile per formare l'articolazione protesica. Può essere un solo pezzo con lo stelo (non più utilizzata) oppure modulare, cioè separata dallo stelo femorale e ad esso fissata durante l'intervento mediante accoppiamento tronco- conico. E' disponibile in diametri diversi e può essere costituita da leghe metalliche o da materiale ceramico (ossido di alluminio o zirconio). Sebbene in passato siano state utilizzate teste femorali di piccole dimensioni per limitare l'attrito tra la componente acetabolare e femorale, coerentemente con il concetto di "Low Friction Arthroplasty" di Charnley, attualmente si tende a utilizzare teste femorali di grandi dimensioni per migliorare l'articolarietà e limitare il rischio di lussazione dell'impianto.
- **Collo:** può essere definito come la porzione di stelo che unisce la testa al corpo dello stelo.

Esistono vari modelli con diverse lunghezze e inclinazioni (varo, valgo, standard) e negli impianti di ultima generazione può essere mobile, ovvero completamente svincolato dallo stelo protesico con la possibilità di essere posizionato successivamente all'inserimento dello stelo, modificando non

solo lunghezza e inclinazione ma anche anti-retroversione. Questo si rivela particolarmente utile nei casi in cui è presente un' elevata aberrazione anatomica, al fine di ripristinare una corretta biomeccanica articolare.



*Figura 2.2: Illustrazione schematica delle componenti di una protesi totale d'anca: componente acetabolare e componente femorale. La componente femorale è costituita da stelo, colletto (raramente), collo e testina protesica.*

- **Stelo:** è la parte che viene inserita nella cavità femorale, ed è fissato in vario modo all'osso. Può essere standard (impiantabile sia a destra che a sinistra) oppure anatomico

(stelo destro o stelo sinistro); possono inoltre essere monoblocco oppure modulari. I metalli più comunemente utilizzati sono leghe di acciaio inossidabile, leghe di titanio-alluminio-vanadio e leghe di cromo-cobalto. L'elasticità delle leghe al titanio (oltre a essere il metallo più inerte) è la più vicina a quella fisiologica della corticale ossea, contribuendo a generare una corretta distribuzione del carico, meno dolore e meno stress shielding.



*Figura 2.3: Famiglia di steli Taperloc (Biomet). A sx steli standard con due diverse finiture, adatte ad un utilizzo uncemented e cemented. A dx lo stesso modello nella versione short.*

Sulla base del tipo di sostituzione protesica distinguiamo principalmente 3 tipi di protesi:

- **Total hip replacement, o sostituzione totale dell'anca o artroprotesi.** Procedura nella quale entrambe le componenti dell'articolazione sono sostituite; si sostituisce sia l'acetabolo che la testa del femore in pazienti che soffrono di disturbi articolari degenerativi (osteoartrosi). Questa procedura è stata riconosciuta come un'operazione che fornisce almeno 15 o 20 anni di buona funzione articolare. Il successo di quest'operazione dipende ovviamente dalle abilità del chirurgo e dalla sua comprensione della biomeccanica di base, dal tipo di protesi e dallo status funzionale dell'articolazione prima della chirurgia.

- **Hemi-arthroplasty, o sostituzione parziale o endoprotesi.** Consiste nel sostituire solamente una parte dell'articolazione; ad esempio può essere sostituita la testa del femore con una componente artificiale mentre non si interviene sull'acetabolo. Questa procedura è quindi indicata in situazioni dove solamente metà dell'articolazione è colpita, per esempio nelle fratture del collo del femore nell'anziano con limitazioni funzionali gravi e/o con importanti patologie sistemiche. La scelta di applicare un'endoprotesi riduce i tempi chirurgici e permette una veloce ripresa della verticalità e della deambulazione. Tuttavia, nel paziente giovane o comunque funzionalmente più attivo la presenza della testa protesica a diretto contatto con il cotile può portare ad un'usura precoce del cotile stesso, detta cotiloidite.
- **Resurfacing, o protesi di rivestimento.** Quest'ultima tecnica, molto in voga nei primi anni 70' ma ormai quasi completamente scomparsa, consiste nel preservare e ricoprire con un guscio metallico di grande diametro la testa femorale del paziente e di accoppiarla con una coppa cementata con inserto in polietilene o più frequentemente in metallo. Originariamente sviluppata per i pazienti giovani e attivi, la preservazione di osso in questa tecnica rende potenzialmente più semplice una eventuale revisione futura, sebbene l'inevitabile rimodellamento del collo femorale si traduce in un aumento della percentuale di revisioni degli impianti. Sfortunatamente questo sistema è anche molto sensibile agli errori di posizionamento e piccole deviazioni rispetto ad un posizionamento perfetto esitano in una frattura del collo del femore, una rapida usura e una generazione di detriti metallici. Come risultato la percentuale di fallimento di questa tecnica è piuttosto alta e il suo utilizzo si è ampiamente ridotto.

Le protesi possono inoltre essere classificate anche in base alla metodica utilizzata per ancorare l'impianto all'osso. La fissazione dell'impianto protesico viene infatti raggiunta in due modi: è possibile scegliere tra una protesi cementata, utilizzata in generale nei pazienti anziani e con un'aspettativa di vita di 10-15 anni, e una protesi non cementata, utilizzata soprattutto nei giovani.

Le **protesi cementate** possono essere fissate all'osso utilizzando un particolare polimero chiamato *polimetilmetacrilato*, che agisce come un fissante ed è iniettato nel canale femorale sotto pressione per assicurarsi che diventi profondamente incorporato nella superficie ossea che è stata preparata; il



cemento è fermamente applicato alla superficie metafisaria ossea esposta e l'impianto è mantenuto manualmente nel cemento fin quando non avviene la polimerizzazione del metilmetacrilato e l'indurimento dello stesso.

Talvolta la pressurizzazione può anche avere l'effetto non voluto di spingere il grasso fuori dal midollo e all'interno del flusso ematico, causando una ipotensione intraoperatoria e un collasso cardiovascolare durante l'intervento.

In alternativa può essere utilizzata una **protesi non cementata**. Il metodo consiste nel preparare il letto osseo ad una predeterminata forma e dimensione dell'impianto e successivamente praticare un press-fit dell'impianto nell'osso, senza l'utilizzo del cemento. La stabilità primaria in questi impianti è ottenuta mediante il press-fitting della coppa acetabolare e dello stelo nell'osso, la stabilità secondaria è invece garantita dalla crescita del tessuto osseo che stabilisce un intimo contatto con l'interfaccia dell'impianto (bone ingrowth e bone ongrowth). Teoricamente questo è un impianto a più lunga durata rispetto alle protesi cementate ed evita i problemi associati all'embolia grassosa. Nonostante questo, la necessaria stretta calzatura dell'impianto può risultare in possibili fratture intraoperatorie del femore o della pelvi.

In alcuni casi si sceglie l'utilizzo di due metodi di fissazione diversi per la coppa al cotile e per lo stelo alla diafisi femorale. Si parla dunque di protesi **ibrida** (stelo cementato e coppa non cementata), oppure viene utilizzata talvolta la soluzione **ibrida inversa** (stelo non cementato e coppa cementata). E' necessario sottolineare come la modalità di fissaggio scelta dal chirurgo influenzerà anche le caratteristiche del design e le finiture dello stelo femorale, in quanto i diversi modelli e i diversi tipi di fissaggio producono schemi differenti di forze di carico all'osso nativo.

Esistono numerose tipologie di materiali costruttivi, ognuno dei quali è caratterizzato da determinati pro e contro.

*Polietilene*, usato soprattutto nell'acetabolo, economico e con un basso coefficiente di attrito. I moderni polietilene sono abbastanza robusti ma si logorano nel tempo (usura dovuta al contatto tra testa femorale protesica e inserto acetabolare). Quando lo fanno producono detriti sotto forma di particelle di polietilene da 0.1 a 10 micron di diametro. Queste piccole particelle hanno la stessa dimensione dei batteri e questa somiglianza stimola i leucociti a produrre citochine infiammatorie le quali stimolano gli osteoclasti a riassorbire osso attorno alla protesi, con il risultato di una mobilitazione della protesi ed un precoce fallimento all'impianto. Il moderno polietilene ad alto peso molecolare rimane comunque il materiale largamente più usato per il rivestimento acetabolare.

*Metallo*, si è usato per la testa del femore per molti anni, è economico e resistente, lavora bene con i rivestimenti acetabolari in polietilene. Recentemente il metallo è stato usato anche nei rivestimenti dell'acetabolo ma queste protesi risultano in un largo numero di detriti metallici che si generano a causa dell'attrito tra le componenti metalliche (metallosi). Questo ha inoltre causato problemi di tossicità sistemica e infiammazione locale, fino a condizioni patologiche note come pseudotumore. Per questi motivi gli accoppiamenti M/M, in qualunque sistema protesico utilizzato, sono stati abbandonati quasi ubiquitariamente.

*Ceramica*, scelta costosa ma estremamente resistente e con un bassissimo coefficiente di attrito; questo materiale può essere utilizzato sia per il rivestimento dell'acetabolo che per la testa del femore ed è talmente resistente che virtualmente non produce usura delle componenti protesiche, rendendo quest'opzione ottima sui pazienti giovani. Tuttavia, a causa della sua durezza, è poco elastica e quindi fragile, pertanto soggetta a lesionarsi se esposta a improvvisi carichi traumatici. Raramente i rivestimenti ceramica-ceramica possono inoltre produrre un rumore cigolante nel movimento, fastidioso per il paziente.

A seconda della scelta dei materiali della testa e della coppa acetabolare sono possibili le seguenti combinazioni: metallo-polietilene, metallo-metallo, ceramica-polietilene, ceramica-ceramica. Oggi la maggior parte delle protesi d'anca consiste in una coppa acetabolare metallica rivestita internamente da un inserto in polietilene ad altissimo peso molecolare (UHMWPE), in uno stelo metallico e in una testa femorale realizzata in metallo o in ceramica. Particolarmente frequente nei giovani è l'accoppiamento ceramica-ceramica.

### ***Biomeccanica dell'anca protesizzata***

Nel progettare la protesi occorre tenere in considerazione dei requisiti anatomici, funzionali e di biocompatibilità che derivano dallo studio del normale funzionamento dell'articolazione sana e dall'esperienza clinica.

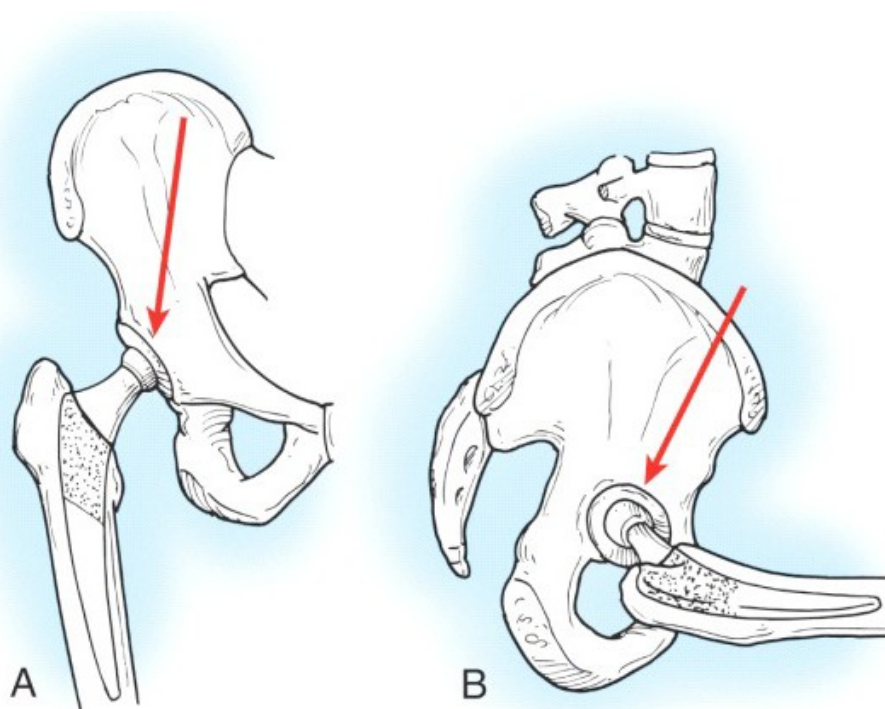
Dopo la sostituzione protesica i carichi vengono trasmessi dalla protesi all'osso e generano in quest'ultimo una distribuzione di tensioni nettamente diversa da quella fisiologica, che dipende dalla configurazione geometrica della protesi, dalle caratteristiche meccaniche dei materiali (rigidità dello stelo) e dal tipo di interfaccia (cementata/non cementata). Le maggiori differenze fra anca

normale ed anca protesizzata si verificano soprattutto per il sovvertimento della distribuzione delle tensioni nella zona prossimo- mediale del femore. Infatti, mentre nei femori naturali la massima sollecitazione si ha a livello prossimo-mediale, nei femori protesizzati si verifica una marcata riduzione delle sollecitazioni nella zona prossimale (metafisaria) ed un incremento delle stesse al di sotto della punta dello stelo, dove si registrano le massime sollecitazioni. Questo effetto di schermatura del carico, noto come Stress Shielding, dipende dal diverso modulo di elasticità di femore e stelo protesico e si manifesta sotto forma di aree di apposizione e riassorbimento osseo secondo la legge di Wolff: l'osso si rimodella in funzione delle forze che su di esso si esercitano per cui nelle zone sottoposte a carico si registra l'apposizione di nuovo osso, mentre le aree prive o con minor sollecitazioni vanno incontro a riassorbimento.

Sono stati definiti alcuni comportamenti che si sviluppano successivamente all'inserimento dello stelo:

- Le deformazioni longitudinali, nella regione ossea prossimo-mediale, sono inferiori a quelle fisiologiche, mentre sono superiori nella parte distale; questo effetto è più evidente nelle protesi non cementate ed in particolare in quelle con rivestimento poroso esteso su tutta la superficie dello stelo, con le quali si assiste spesso ad un'ipertrofia della corticale;
- Le deformazioni circonferenziali sono più elevate rispetto ai valori "fisiologici" e, al contrario di quelle longitudinali, la loro distribuzione non sembra modificabile variando la rigidità dello stelo;
- Le sollecitazioni torsionali intorno all'asse longitudinale della protesi e l'influenza del peso del paziente sulle sollecitazioni nella parte prossimale è superiore a quello di altri parametri;
- Le sollecitazioni di taglio e compressione all'interfaccia osso-impianto. Nelle protesi con finitura superficiale, le sollecitazioni di taglio vengono equilibrate dall'azione dei micro-incastri. Se presenti, le sollecitazioni di trazione tendono a separare le superfici contigue dell'osso e della protesi, favorendo il flusso di liquidi e la disseminazione di particelle di usura.

A monte di ogni tipo di interazione meccanica protesi-osso ci sono i carichi statici e quelli dinamici che agiscono sull'articolazione dell'anca. Il peso del corpo è il principale determinante dei carichi statici. I fattori che condizionano l'entità di questi carichi sono rappresentati essenzialmente dal sistema di fissazione delle componenti protesiche (protesi cementate e non cementate), dalla forma dell'impianto e dalle caratteristiche morfometriche dei segmenti scheletrici che ospitano la protesi. I carichi dinamici si sovrappongono a quelli statici durante il movimento articolare modificandone i vettori, non solo in termini di valore assoluto, ma anche di direzione.



*Figura 2.4: Le forze che producono la torsione dello stelo. (A) Le forze che agiscono sul piano coronale dell'anca tendono a deviare lo stelo medialmente. (B) Le forze che agiscono sul piano sagittale, in particolare con l'anca flessa o quando si solleva, tendono a deviare lo stelo posteriormente.*

## ***Intervento Chirurgico***

La sostituzione protesica dell'anca si pone come obiettivi la riduzione o la scomparsa della coxalgia ed una ripresa dell'articolari  sufficiente per svolgere le comuni attivit  della vita quotidiana;   presa in considerazione quando ogni altro approccio conservativo si   rivelato fallimentare.

L'artroplastica totale   controindicata in caso di scadenti condizioni generali del paziente o se   in atto un'infezione, locale o sistemica, in grado di aumentare significativamente il rischio di morbilit  e mortalit . Controindicazioni relative all'intervento sono poi alcune patologie neurologiche rapidamente progressive e l'obesit  molto grave, quest'ultima per il carico meccanico che graver  sulla nuova articolazione protesica aumentando la possibile insorgenza di complicanze.

Come per ogni intervento di chirurgia maggiore, tutti i pazienti indicati ad artroplastica totale dell'anca sono sottoposti a una visita anestesiolgica per la verifica delle funzionalit  cardiovascolari, renali e polmonari prima dell'operazione;   necessario che il paziente sospenda , in accordo col cardiologo di fiducia , l'eventuale assunzione di farmaci antinfiammatori, antiaggreganti e anticoagulanti in tempi congrui al ripristino dei normali valori di coagulazione (ptt e aptt) e in funzione del rischio relativo del paziente.

Viene eseguito inoltre uno studio radiologico con proiezione antero-posteriore e laterale del bacino e dell'anca da operare. Lo studio preoperatorio viene eseguito su un software al computer oppure con delle tavole trasparenti (templates) sulle quali   riportato il profilo dell'impianto che andremo a posizionare. Generalmente non   necessario n  uno studio TC n  l'utilizzo della RM, metodiche che vengono tuttavia utilizzate nei pazienti che hanno rispettivamente gravi deformit  dell'anca o osteonecrosi della testa femorale. E' pur vero che queste tecniche di imaging di secondo livello, ancorch  costose, consentono di definire meglio nel pre-operatorio le correzioni biomeccanica da apportare e le misure protesiche da utilizzare durante la procedura chirurgica.

L'intervento pu  essere eseguito sia in anestesia generale che in anestesia loco-regionale, consentendo ai pazienti con controindicazioni all'anestesia generale di accedere comunque all'intervento chirurgico.

Essendo un intervento a alto rischio infettivo, si prendono tutte precauzioni per impedire la contaminazione batterica dell'impianto e la successiva mobilitazione settica. Vengono quindi usati antibiotici intravenosi come profilassi, una scrupolosa attenzione degli operatori durante l'intervento che prevede frequenti lavaggi ed una capillare coagulazione, ed uno stretto controllo della ferita chirurgica nel periodo post operatorio.

Esistono molti tipi di accessi chirurgici per la sostituzione totale d'anca, tra i quali l'operatore sceglie la più adatta a seconda del quadro radiografico e delle caratteristiche del paziente. I più utilizzati sono sicuramente il posteriore, l'anterolaterale, l'anteriore, il laterale diretto di Hardinge ed il posterolaterale; in particolare descriveremo questi ultimi tre approcci innovativi che sono eseguiti con tecniche mini-invasive in linea con la filosofia a risparmio di tessuti e consentono un contenimento del sanguinamento peri operatorio con un tasso di trasfusione inferiore al 34%.

**Accesso Mini-invasivo anteriore:** l'incisione può essere longitudinale o trasversa sulla piega della coscia; si prosegue con l'incisione dell'interstizio presente fra il muscolo tensore della fascia lata e il sartorio senza ledere nessun muscolo. L'intervento per via anteriore può essere eseguito in maniera convenzionale o con un letto operatorio dedicato con cui è possibile manovrare l'arto operato dall'esterno;

L'accesso **mini-invasivo postero-laterale** permette di raggiungere l'articolazione sacrificando alcuni muscoli extrarotatori dell'anca. Questi ultimi hanno un'importante valenza funzionale in quanto la loro azione di forza si sviluppa con un verso centripeta che stabilizza l'articolazione. Tuttavia tale accesso risulta essere tecnicamente più veloce e favorisce una rapida riabilitazione, in quanto la muscolatura glutea non viene disinserita.

L'accesso per via **laterale diretto** permette una rapida esposizione dell'articolazione con un ridotto tasso di complicanze; si effettua la disinserzione parziale dei muscoli glutei che devono essere accuratamente reinserti a fine intervento.

### **Step operatori**

Dopo aver effettuato l'accesso e esposto l'articolazione, si esegue una lussazione della testa del femore, viene quindi effettuata un'osteotomia del collo e asportata la testa femorale. L'acetabolo è fresato con frese di misure crescenti per eliminare la cartilagine danneggiata, osteofiti, geoidi al fine di preparare la sede di impianto del cotile; viene quindi posizionata la coppa e l'inserto.

Successivamente avviene la preparazione del canale femorale in cui verrà impiantato lo stelo protesico. Si procede anche qui con raspe di misure progressive fino alla misura desiderata.

Prima del posizionamento delle protesi definitive vengono inserite delle "prove" che hanno lo scopo di verificare la stabilità dell'impianto e la lunghezza dell'arto operato; alla prova biomeccanica può associarsi un controllo radiografico sotto brillanza. Dopo aver identificato l'associazione delle componenti più adatte si procede con l'installazione delle protesi definitive.

Per finire vengono eseguite le suture dei vari piani chirurgici, posizionato il drenaggio e suturata la cute.

### ***Complicanze***

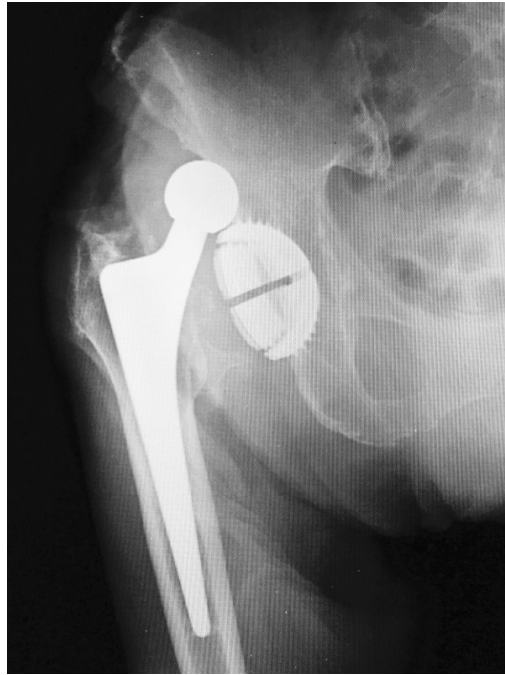
Benchè la sostituzione protesica totale di anca sia un intervento eseguito in elezione con una bassa mortalità intorno all' 1-2%, si può incorrere in svariate complicanze che, su base temporale , classificheremo in a breve e a lungo termine.

#### *Complicanze a breve termine:*

- Fratture intraoperatorie. L'incidenza delle fratture è di circa l'1%, percentuale che è stata ridotta rispetto al passato mediante l'utilizzo delle moderne protesi e tecniche chirurgiche. Una maggiore incidenza della frattura intraoperatoria (6%) si verifica invece nelle revisioni, in particolare con utilizzo di protesi non cementate; le fratture sono più frequenti in questa tipologia di protesi rispetto a quelle cementate poiché lo stretto contatto tra protesi ed osso durante il press- fitting può generare notevoli forze di compressione, creando la frattura. Il femore rappresenta la più comune sede di frattura, sia durante l'artroplastica primaria sia durante la revisione, mentre fratture dell'acetabolo e del ramo pubico sono più rare. La sede di frattura dipende anche dal tipo di stelo scelto in quanto gli steli a fissazione prossimale e/o a presa metafisaria tendono a causare fratture a livello prossimale, mentre gli steli a presa distale provocano fratture più distali. Se la frattura viene riscontrata durante la procedura chirurgica si può procedere a un cerchiaggio di contenimento. Un dolore postoperatorio continuo, anche in pazienti con indagini radiologiche normali, potrebbe essere la spia di una frattura occulta.

- Lesioni nervose e vascolari. Con l'artroplastica totale dell'anca può verificarsi la lesione transitoria o permanente dei nervi. Il nervo più comunemente interessato è quello sciatico, soprattutto nella via postero- laterale, con una percentuale dello 0,7%; meno frequentemente può essere interessato il nervo otturatore, femorale e femoro-cutaneo, quest'ultimo soprattutto nella via anteriore. Il danno ai nervi avviene solitamente a causa di trazionamento, compressione da ematoma o divaricatori mal posizionati. Il nervo sciatico può anche essere compresso dal tendine del grande gluteo se durante l'intervento l'anca è mantenuta fortemente flessa e in rotazione interna. La prognosi è buona a meno che il nervo non sia gravemente danneggiato. Per quanto riguarda il danno vascolare, i vasi più frequentemente colpiti sono i vasi iliaci esterni e quelli otturatori e può essere causato dal posizionamento di viti per la fissazione aggiuntiva della componente cotiloidea.
- Lussazione. La fuoriuscita della testa femorale dalla cavità acetabolare si verifica con una percentuale che varia dall'1% al 3% nei pazienti sottoposti ad intervento primario. Può essere una complicanza precoce o tardiva (se legata ad usura delle componenti dell'impianto con conseguente instabilità), ma la maggior parte si verifica entro 6 mesi dall'intervento. Le cause principali della dislocazione includono la scarsa adesione del paziente alle precauzioni postoperatorie, ad esempio quella di evitare la intrarotazione e la flessione dell'arto oltre 90°, e il mal posizionamento delle componenti protesiche (in particolare quella acetabolare) al momento dell'operazione. La lussazione, assieme alla mobilizzazione asettica dell'impianto, è una delle più importanti cause di revisione. Se la lussazione è una ed occasionale, i pazienti possono essere gestiti in modo conservativo; quando invece il quadro evolve in lussazioni ricorrenti, che possono provocare l'instabilità dell'impianto o un'usura della componente cotiloidea, è necessaria la revisione chirurgica e quindi la sostituzione dell'impianto. Il rischio di lussazione può essere minimizzato quando l'intervento di sostituzione ristabilisca le caratteristiche anatomiche e biomeccaniche dell'arto, in particolare la lunghezza, il centro di rotazione e l'orientamento delle componenti. Un ulteriore vantaggio può essere la scelta di procedere con approcci mininvasivi per la conservazione dei tessuti molli, fondamentali per la stabilità articolare.





*Figura 2.5: Rx anteroposteriore che mostra un' evidente lussazione dell'impianto.*

- Trombosi venosa profonda (TVP) ed embolia polmonare. La TVP consiste nella formazione di un trombo all'interno del sistema venoso, che si può manifestare con sintomatologia aspecifica legati alla stasi periferica. L'evoluzione del trombo è spesso auto-risolutiva, con degradazione dello stesso in piastrine, ma può complicarsi nell'occlusione cronica della vena o nella liberazione di emboli nel circolo. Quest'ultima è sicuramente la condizione più preoccupante poiché, per ragioni anatomiche, gli emboli migrano principalmente nei vasi polmonari, portando a quadri di dispnea di gravità variabile a seconda del calibro e del numero dei vasi occlusi. Oltre all'origine coagulativa, si può incorrere più raramente in emboli formati da altro materiale, in particolare il grasso o il cemento utilizzato nelle artroplastiche, che portano a quadri di occlusione analoghi ma di difficile trattamento. In assenza di profilassi l'incidenza della trombosi venosa profonda si assesta al 70%, percentuale che viene drasticamente ridotta con il rispetto del trattamento anticoagulante
- Dismetria. Si riferisce alla differente lunghezza degli arti che può esitare dopo l'intervento. Con una corretta resezione del collo e posizionamento dello stelo, la dismetria è solitamente inferiore al centimetro (6mm nell' 87% dei casi) e può essere in difetto o *ipometria* (più frequente) oppure in eccesso o *ipermetria*. L'ipermetria è spesso legata a un compromesso chirurgico per il quale si decide di allungare lievemente l'arto al fine di ridurre

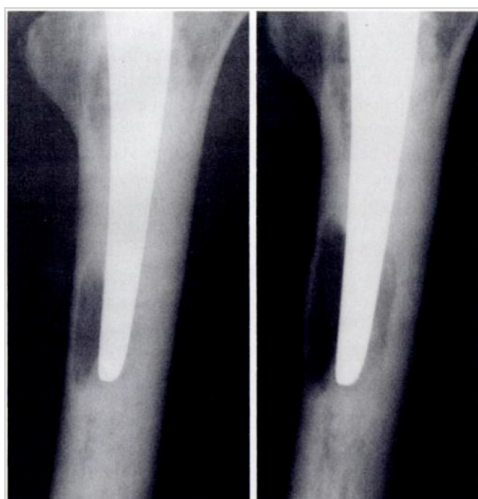
il rischio di lussazione. Entrambe le presentazioni possono facilmente essere corrette mediante il posizionamento di un rialzo (soletta) da inserire nella calzatura.

#### *Complicanze a lungo termine:*

- Infezioni (mobilizzazione settica). A causa dell'elevata durata e invasività dell'intervento, la sovra infezione batterica rappresenta ancora oggi un problema critico. I principali responsabili sono lo *Staphylococcus Aureus ed Epidermis*, batteri gram+ saprofiti della cute, seguiti da altri gram- e anerobi. La peculiarità di queste infezioni è la formazione di complesse strutture polisaccaridiche sulla superficie della protesi, denominate *biofilm*, che agiscono come vere e proprie barriere chimico-fisiche capaci di proteggere i batteri localizzati al loro interno dall'attacco degli antibiotici e del sistema immunitario, potendo anche essere la causa di infezioni irreversibili che obbligano alla rimozione dell'impianto. Le infezioni possono essere acute o tardive. Nel primo caso parliamo di infezione postoperatoria precoce quando questa si manifesta entro tre o quattro settimane dall'intervento (per lo più dovute a contaminazioni in sala operatoria), mentre parliamo di infezione ematogena tardiva quando si verifica dopo alcuni mesi dall'intervento. Definiamo poi un' infezione cronica quando si ha una lunga storia di dolore dal momento dell'impianto, senza periodi di remissione della sintomatologia dolorosa, che persiste anche da alcuni anni. La maggior parte degli studi riporta un tasso di infezione inferiore dell'1% nell'artroplastica totale primaria mentre nelle artroplastiche di revisione questo tasso è superiore al 3%. Il tasso di infezione relativamente basso è dovuto soprattutto all' utilizzo profilattico di antibiotici anti-stafilococco nel periodo perioperatorio (vancomicina o cefalosporine). Un'altra tecnica profilattica, usata soprattutto negli interventi di revisione, consiste nell'utilizzo del cemento antibiotato, che consente al farmaco di diffondersi nel tessuto adiacente. L'infezione acuta è spesso accompagnata da sintomi locali come dolore, arrossamento o gonfiore dell'area interessata e dall' eventuale presenza di tramiti fistolosi e ascessi, oltre che da sintomi e segni sistemici come febbre e malessere generale. Gli esami di laboratorio più utili in questo caso sono la VES, PCR e conta leucocitaria. Prima della somministrazione della terapia antibiotica è bene procedere al prelievo di materiale purulento tramite agoaspirazione o tampone e successivo antibiogramma. Molto spesso l'indagine radiografica non evidenzia alcuna alterazione, ma la presenza di una marcata o

rapida erosione endostale o di una reazione periostale perifemorale è diagnostica. Il trattamento delle infezioni può essere conservativo e/o chirurgico. Il trattamento medico ha in genere un ruolo limitato e si utilizza ad esempio nei pazienti defedati o che non possono o vogliono essere sottoposti nuovamente ad intervento chirurgico. In alcuni casi il trattamento antibiotico può essere eseguito per tutta la vita. Negli altri casi il chirurgo provvede alla revisione della protesi infetta mediante un intervento in "one o two stages" a seconda del caso in esame e della filosofia di scuola.

- Mobilizzazione asettica: La mobilizzazione asettica, così denominata perché non associata a fenomeni infettivi, è l'espressione di un'insufficiente stabilità della protesi che comporta una mobilità della stessa con dolore e riassorbimento osseo. La mobilizzazione asettica globale, cioè del cotile e dello stelo, continua ad essere una delle principali cause di fallimento delle protesi d'anca ed è la più frequente delle complicanze a lungo termine, con un'incidenza del 80% dei casi, rappresentando anche il motivo più frequente di revisione nelle protesi non infette. Essa è maggiormente presente nei soggetti giovani, di sesso maschile e che presentano una severa displasia acetabolare. La perdita di fissaggio della componente protesica all'osso è caratterizzata da un riassorbimento osseo periprotetico radiograficamente rilevabile quasi sempre un anno prima che il paziente inizi ad accusare dolore.



*Figura 2.6 : Particolare di radiografia anteroposteriore del femore che mostra un'area di radiotrasparenza (osteolisi) a livello della zona 3 di Gruen. A sx immagine di follow up a 102 mesi dall'impianto, mentre a dx 32 mesi dopo. La progressione del riassorbimento osseo appare evidente.*

Dal punto di vista anatomico-patologico, subito dopo l'intervento chirurgico è possibile notare nell'interfaccia osso-impianto uno strato di tessuto molle, dotato di scarse proprietà meccaniche, che può essere composto da coaguli di sangue generati dal normale processo di guarigione, frammenti di tessuto osseo che non sono stati interamente rimossi prima dell'inserimento dello stelo e fluidi organici. In questa fase il tessuto che circonda la protesi è soggetto ad un'intensa attività biologica di adattamento. Nella maggioranza dei casi questo processo adattativo conduce alla completa integrazione della superficie dell'impianto con il tessuto osseo ed è all'origine della stabilità secondaria. Tuttavia l'eccessiva quantità di tessuto molle, se non viene riassorbito o osteointegrato, può dare inizio ad un processo degenerativo che, autoalimentandosi, conduce in un primo tempo alla mobilizzazione e poi al definitivo fallimento protesico. Questo fenomeno rappresenta la prima causa della mobilizzazione asettica e può essere riassunto come "*scarso sviluppo di stabilità secondaria*".

La seconda causa è dovuta a fattori meccanici, ovvero la presenza di micromovimenti tangenziali dovuti alle diverse caratteristiche dei materiali a contatto, come ad esempio la differente rigidità delle strutture, che possono provocare la *produzione di detriti*. Con il termine usura si intende quindi il consumo delle componenti protesiche che formano l'accoppiamento articolare fra testa del femore e inserto acetabolare. In particolare, l'accoppiamento che prevede l'uso del polietilene (materiale plastico utilizzato per diminuire gli attriti) presenta la più alta incidenza di usura se paragonato agli altri accoppiamenti (in particolare ceramica-ceramica o metallo-metallo).

Una terza causa è l'insorgere di tensioni superiori alla resistenza meccanica dell'interfaccia, che può innescare il processo di allentamento dell'impianto osteointegrato e portare quindi alla mobilizzazione meccanica della protesi. In questo contesto, l'insorgenza di micromovimenti di una certa entità può portare alla *formazione di tessuto fibroso*, con conseguente peggioramento delle caratteristiche meccaniche dell'interfaccia.

Come altra causa che può portare al riassorbimento osseo periprotetico e alla conseguente mobilizzazione dell'impianto, va considerato lo *stress shielding*, fenomeno già descritto nel paragrafo "*biomeccanica dell'anca protesizzata*". Una protesi non cementata scarica le forze provenienti dal bacino nella sua zona distale; in tal modo il segmento prossimale del femore risulta poco sollecitato andando incontro a riassorbimento e quindi a

demineralizzazione ossea sia corticale che trabecolare con conseguente perdita di stabilità meccanica e riduzione nella sua capacità di sopportare i carichi trasmessi.

Contribuiscono all'instabilità quindi anche un overuse dell'impianto, un errato design protesico o una inesatta tecnica di inserzione. La riduzione della massa ossea può anche raggiungere valori del 50% dopo pochi anni.

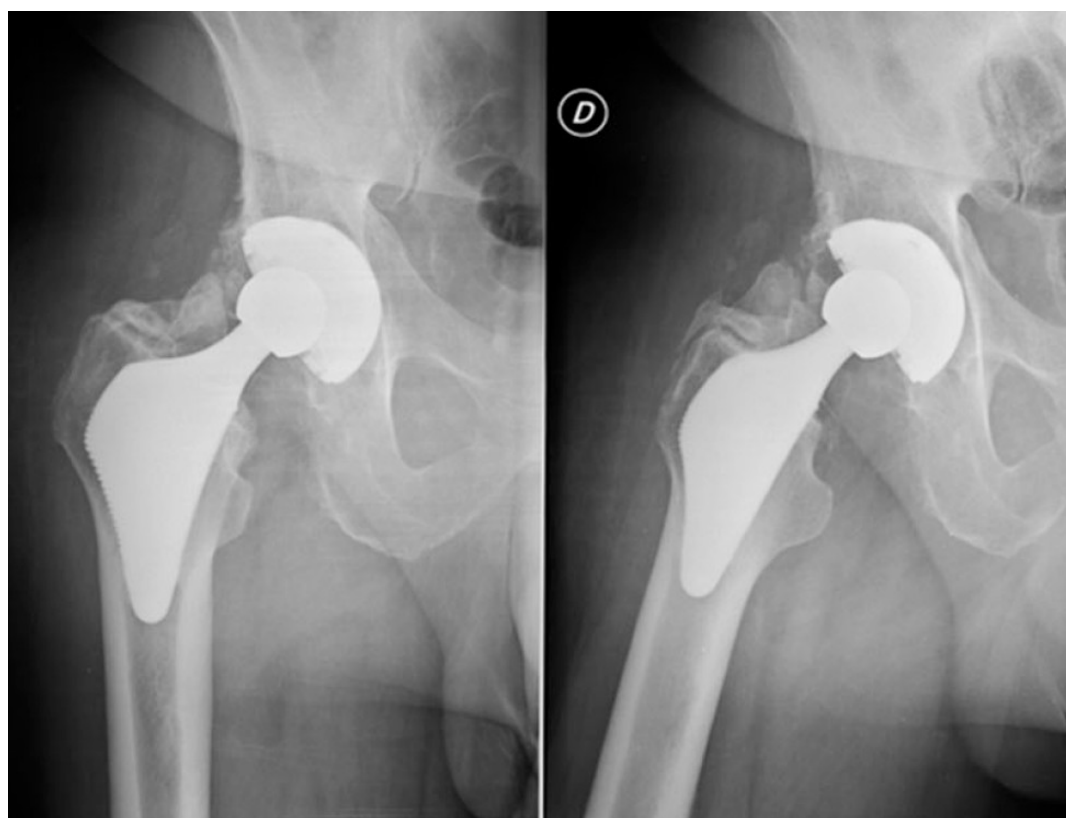
Altre cause di minore importanza che concorrono a determinare la mobilizzazione asettica dell'impianto sono la *qualità dell'osso* in cui è posto l'impianto e le *alterazioni meccaniche e geometriche legate al processo di invecchiamento*, sia per la minore capacità dell'osso porotico di compensare l'elevata rigidità degli impianti, sia per l'aumento delle dimensioni interne del canale midollare.

Solitamente il dolore è il sintomo cardine ed è quello che più frequentemente si associa a complicanze. Questo si aggrava solitamente durante tutte le situazioni che aumentano il carico sulla protesi (attività fisica intensa, etc.). Il dolore si proietta frequentemente a livello inguinale o gluteo e può interessare la coscia se la mobilizzazione dell'impianto interessa la componente femorale; altri sintomi riferiti dal paziente possono essere una aumentata affaticabilità durante la deambulazione e una limitazione dei movimenti dell'arto. Il paziente può inoltre sviluppare una deambulazione antalgica oppure può presentare il segno di Trendelenburg (caduta del bacino controlaterale all'arto deficitario nel momento in cui quest'ultimo è in fase di appoggio).

Tra gli esami diagnostici lo studio radiologico (con proiezioni antero-posteriori e laterali) è utile per confrontare le nuove immagini con quelle acquisite nel postoperatorio ricercando l'eventuale presenza di affondamento dell'impianto (subsidence), strie di radiolucenza, viti rotte, scalini ossei e segni di riassorbimento osseo (osteolisi). La TC può essere d'aiuto nel migliorare la valutazione della perdita di massa ossea mentre la RM ha un ruolo marginale e può essere utile solo nella valutazione dei tessuti molli periarticolari. Un ulteriore esame diagnostico che riscuote numerosi consensi è la densitometria ossea periprotetica (DEXA), con la quale è possibile ottenere una quantificazione oggettiva della qualità dell'osso periprotetico e seguirne l'evoluzione nel tempo.

- Ossificazione eterotopica. Altra complicanza tardiva che fortunatamente non condiziona, se non in pochissimi casi, il risultato dell'intervento è l'ossificazione eterotopica. Questa si può verificare nel 70% dei pazienti che subiscono l'artroplastica totale dell'anca ma l'incidenza

della forma più grave (in cui l'ossificazione eterotopica compromette i movimenti piuttosto che produrre dolore) è molto inferiore (circa il 4%). In questi casi l'escissione chirurgica può essere d'aiuto per risolvere il problema, ma questa procedura viene comunque eseguita a distanza di circa un anno per consentire all'osso ectopico di maturare del tutto. Generalmente le protesi di tipo non cementato sono correlate ad una maggiore incidenza di questa complicanza perché vi è una maggiore diffusione di frammenti ossei e di midollo durante il press-fitting. I pazienti a rischio di ossificazione eterotopica comprendono quelli con precedente formazione di osso eterotopico, con iperostosi scheletrica idiopatica, spondilite anchilosante e nel caso specifico degli uomini quelli con osteoartrite ipertrofica. La prevenzione di questa complicanza può essere effettuata eseguendo un accesso chirurgico posteriore, un' emostasi meticolosa e frequenti lavaggi intraoperatori. Inoltre, la profilassi con alcuni farmaci antiinfiammatori non steroidei o con terapia radiante a basso dosaggio è risultata essere efficace nei pazienti a rischio.



*Figura 2.7: Radiografie anteroposteriori effettuate a 24 mesi che mostrano la presenza di ossificazione ectopica (dx) in paziente trattato con stelo Proxima*

## **Valutazione radiografica**

La valutazione radiologica è un'indagine fondamentale che viene effettuata in sede intraoperatoria, al fine di indagare il corretto posizionamento dell'impianto protesico, post operatoria e ripetuta a distanza di mesi/anni ,nel follow up del paziente per valutarne l'integrazione.

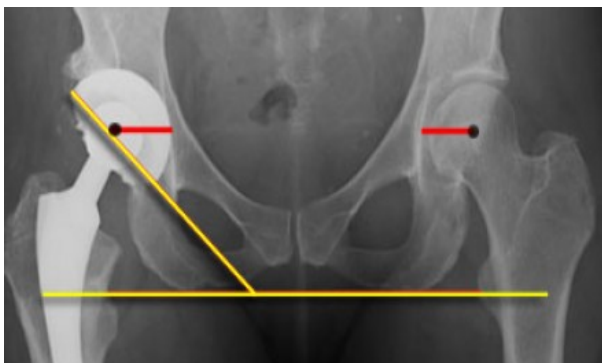
Le considerazioni iniziali sono indirizzate all'osservazione del posizionamento anatomico della protesi, si considerano quindi diversi parametri:

### **1) Posizionamento della coppa acetabolare:**

La coppa deve avere un'inclinazione di 35-50°, misurata utilizzando come riferimento la linea transischiatica.

Antiversione di 5-25°

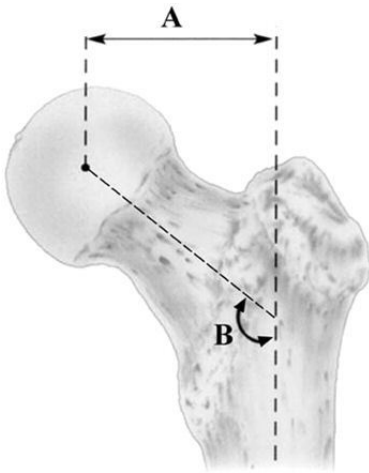
Il rispetto di questi parametri di inclinazione e di antiversione riducono ma non annullano il rischio di lussazione.



*Figura 2.8 mostra l'inclinazione coppa e Offset acetabolare*

### **2) Offset**

L'Offset femorale (FO) è la distanza che si ottiene tracciando una linea dal centro di rotazione della testa del femore, perpendicolare all'asse del canale del femore.



**Figura 2.9 misurazione offset femorale**

L'Offset acetabolare (AO) considera invece la distanza fra il centro di rotazione femorale e la lacrima acetabolare.

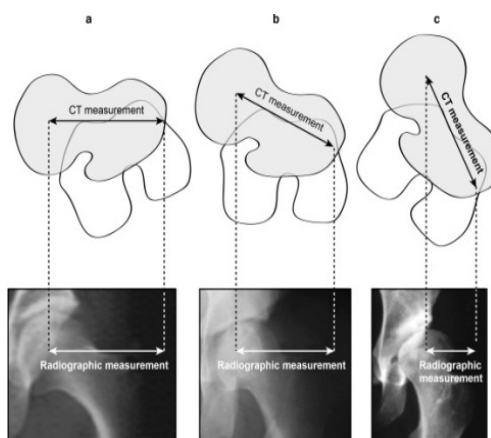
Offset globale (GO) è la somma dell'offset acetabolare e femorale

Questi parametri una volta misurati devono essere confrontati con i controlaterali.

L'impossibilità di ripristinare l'offset originario ha importanti ripercussioni cliniche ed è un dei motivi di insoddisfazione del paziente. Un aumento è spesso accompagnato dalla sensazione di maggior lunghezza dell'arto operato; questa percezione è legata ad una maggior tensione dei muscoli abduttori, , spesso associata a dolore in regione trocanterica.

Una riduzione dell'offset comporta una lassità a carico degli abduttori e quindi un maggior rischio di zoppia postoperatoria ed insorgenza di instabilità.

La misurazione radiografica dell'offset è spesso sottostimata rispetto al valore reale ottenuto mediante TC ed è fortemente influenzata dal grado di antiversione femorale.



**Figura 2.10 confronto fra misurazione offset RX e TC**



Gli errori di lunghezza degli arti inferiori ed alterazioni dell'offset possono essere prevenuti mediante:

- progetto preoperatorio utilizzando carta da lucido;
- identificazione dei punti di riferimento sulla pelvi e sul femore;
- computer-assisted surgery (CAS) è in grado di ottimizzare la procedura operatoria permettendo di ottenere in più dell' 80% dei casi offset e la lunghezza degli arti inferiori prefissata.

### 3) Stelo protesico

deve essere inserito in posizione centrale all'interno del canale femorale; il posizionamento in varismo predispone al rischio di frattura femorale.



*Figura 2.11: la radiografia mostra uno stelo protesico inserito in posizione scorretta all'interno del canale(A); questo può evolvere verso la rottura del femore (B).*

### 4) Lunghezza AAI

La lunghezza degli arti inferiori viene misurata su un'immagine radiografica di entrambi gli arti. Vengono quindi tracciate una linea per lato che collega la cresta iliaca antero superiore, il centro di rotazione della testa del femore sino al punto medio dell'articolazione tibio tarsica.

Nella radiografia del bacino sono presi come punti di riferimento la linea transischiale, la linea interlacrimale acetabolare e il piccolo trocantere.

La misurazione di questi parametri in sede pre e post operatoria riflette l'alterazione di lunghezza indotta dalla procedura. Il cut off di accettabilità della discrepanza di lunghezza fra i due arti (LLD) non è stato definito; fino a 10 mm nella maggior parte dei casi è asintomatico mentre se maggiore può provocare zoppia, obliquità della pelvi, tale da rendere necessario l'utilizzo di un rialzo plantare.

La stabilità di una protesi d'anca è un problema multifattoriale che è dipende da:

- grado di antiversione femorale
- diametro della testa
- rapporto testa/collo
- procurvato femorale
- tensione dei tessuti molli
- orientamento acetabolare
- angolazione lombo-pelvica
- Varismo o valgismo del ginocchio
- primo impianto/revisione

I normali reperti radiografici al follow up sono differenti a seconda che la protesi sia cementata o no.

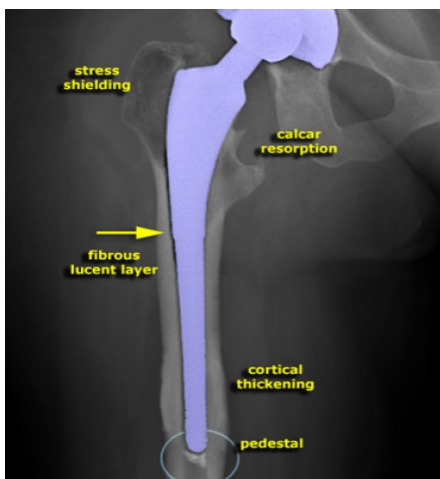


Figura 2.12: mostra le alterazioni osse indotte dalla protesi

**Protesi non cementata:** Nell'osso nativo la presenza della protesi può provocare un'alterazione della distribuzione delle forze da stress meccanico, tali da determinare, nelle regioni non più coinvolte, l'insorgenza di osteoporosi con riassorbimento calcareo; tale fenomeno è definito "stress shielding" e si manifestava soprattutto con le protesi di vecchia generazione. In queste ultime si registrava infatti un riassorbimento osseo soprattutto in sede prossimale a livello del grande trocantere ed un maggior carico dello stress in sede distale, tale da causare un ispessimento della corticale e sclerosi "a ponte" sull'estremità inferiore dello stelo.

La maggior parte delle protesi moderne “cementless” presenta una differente distribuzione del carico: hanno una fissazione prossimale, quindi di solito non si presenta più lo stress shielding in questa regione e non si ha carico in sede distale.

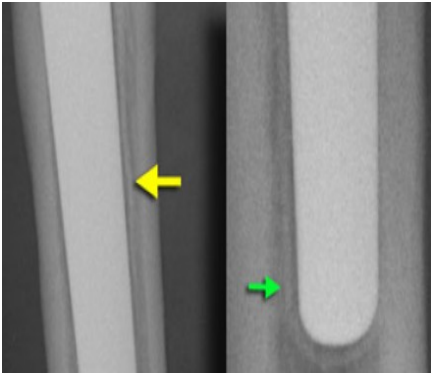


Figura 2.13 A) radiolucenza <2mm B) radiolucenza patologica

Nelle artroprotesi d'anca stabili non cementate si evidenziano zone lucenti all'interfaccia metallo-osso, si tratta di una combinazione di crescita ossea e deposizione di tessuto fibroso che fornisce la fissazione nella maggior parte dei casi.

La regione radiolucida si osserva nel 80% dei casi; in condizioni normali dovrebbe essere inferiore a 2 mm ed accompagnata da una linea sclerotica parallela.

**Protesi cementata** : Nella protesi cementata non ci si aspetterebbe alcuna radiolucenza all'interfaccia cemento-osso o cemento-protesi, ma in realtà si verifica anche in protesi cementate stabili.

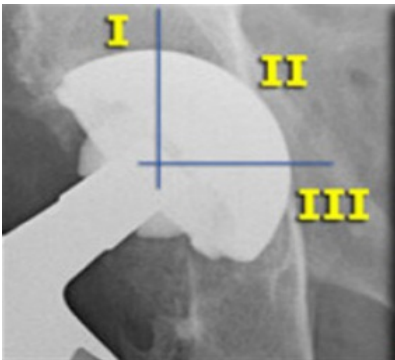


Figura 2.14 Zone acetabolari di Charnley

A livello dell'interfaccia metallo-cemento la radiolucenza può essere indifferenziata in regione prossimale dello stelo sulla radiografia postoperatoria; se questa è stabile non è un problema, ma se aumenta di dimensioni o si sviluppa durante il follow-up allora viene considerata un segno di allentamento dell'impianto protesico.

A livello dell'interfaccia cemento-osso si può formare un sottile strato fibroso in risposta alla necrosi locale del tessuto osseo a causa del calore della polimerizzazione del cemento; nella zona acetabolare si riscontra frequentemente una lucenza di 1-2 mm all'interfaccia osso-cemento, si tratta di un reperto normale purchè sia stabile; se sono coinvolte anche altre zone o se la lucenza si allarga si considera come un segno di allentamento.

*Nell'acetabolo ci sono tre zone contrassegnate da I-III. È abbastanza comune vedere una linea radio lucente nella zona I, non si dovrebbe vedere invece nelle zone II e III.*

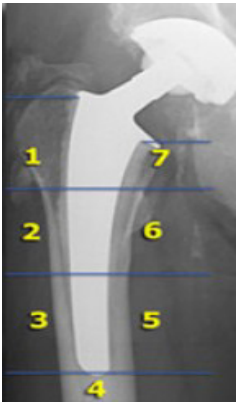


Figura 2.15:  
zone di Gruen

Le **zone di Gruen** sono un sistema di classificazione delle varie regioni del femore (*zone 1 – 7*), questo consente di identificare una lesione in una determinata area.

Una regione di radiotrasparenza è molto comune zona 1, occasionalmente nella zona 7, ma non dovrebbe verificarsi nelle zone della regione sottotrocanterica 2-6.

### ***Impianti di nuova concezione***

Nel corso degli ultimi anni, la ricerca applicata alla protesizzazione dell'anca ha permesso di ottenere un'ampia gamma di prodotti caratterizzati da design e materiali completamente innovativi, tali da garantire una ottimale risposta dell'osso e dell'organismo all'impianto. Tra questi si sono affermate le protesi a disegno collo conservativo che, essendo posizionate senza eccessivo sacrificio dell'osso, assicurano una minore compromissione dell'integrità anatomica e fisiologica dell'articolazione interessata. Il risparmio dell'osso si associa ad una maggiore conservazione dei muscoli e delle strutture peri-articolari, nell'ambito dell'approccio chirurgico definito come la Tissue Sparing Surgery (o chirurgia mini-invasiva - TSS): esclusiva asportazione dei tessuti patologici e risparmio delle strutture sane. Uno dei pionieri della TSS in Italia è stato il Prof. Francesco Pipino, che ha diretto la Clinica Ortopedica dell'Università di Genova dal 1993 al 2001, al quale si devono l'intuizione degli enormi vantaggi conseguenti alla conservazione del collo femorale nell'intervento di protesizzazione dell'anca e l'ideazione della prima protesi d'anca conservative (la Biodinamica), successivamente evoluta in CFP (Collum Femoris Preserving).

## **La chirurgia a risparmio tissutale (TSS)**

In tutti gli ambiti della chirurgia si sta sviluppando il concetto della chirurgia mini-invasiva, ovvero procedure volte a una minore lesività chirurgica e ad una conseguente minore degenza post operatoria. La riduzione dell'incisione ha portato a una maggior soddisfazione dei pazienti per la rapidità dei tempi di recupero, oltre al miglior risultato estetico. In ortopedia le tecniche artroscopiche sono un esempio efficace dell'applicazione di questo principio e, negli ultimi anni, si è cercato di applicare lo stesso alla chirurgia protesica con accessi e strumentari dedicati. La letteratura ha voluto confrontare gli outcome di impianti protesici inseriti con tecnica standard e tecnica minivansiva, dimostrando la superiorità di quest'ultima sia per quanto riguarda i risultati clinico-funzionali che per la riduzione del sanguinamento chirurgico. Nelle prime tecniche chirurgiche mininvasive si evidenziarono però un aumento delle complicanze chirurgiche, come la lesione del nervo femoro-cutaneo, il malposizionamento delle componenti e fratture intraoperatorie, che portavano a un revisione precoce di tali impianti.

Alla luce di ciò, il prof. Pipino ha sviluppato l'idea della Tissue Sparing Surgery (TSS) ovvero il razionale secondo il quale la vera mini-invasività è quella che rispetta le strutture anatomiche e i tessuti sani. Non è quindi importante esibirsi in una incisione cutanea minima, quanto piuttosto conservare i tessuti molli e l'osso non affetti da patologia. Così nel 2006 Pipino ha presentato il decalogo delle regole per eseguire la chirurgia Tissue Sparing:

1. La protesi si deve integrare con l'articolazione e non sostituirla.
2. Massimo rispetto dell'anatomia.
3. Massimo ripristino della biomeccanica articolare.
4. Vie di accesso dedicate.
5. Minimizzare le perdite ematiche.
6. Utilizzo di protesi conservative.
7. Utilizzo di strumentari dedicati.
8. Eventuale assistenza del computer.
9. Impiego di fattori di crescita per promuovere l'osteointegrazione.
10. Asportazione dei soli tessuti patologici con risparmio dei tessuti sani.

Un intervento di artroprotesi d'anca TSS pertanto utilizza una via di accesso mini-invasiva classica: attraverso una piccola incisione cutanea, si procede per piani effettuando una emostasi accurata e, una volta giunti all'articolazione, si esegue l'osteotomia (anche in situ) preservando, se possibile, la capsula.

Una protesi d'anca TSS è una protesi dal design conservativo che permette di ottenere un'ottima stabilità primaria e il ripristino delle costanti geometriche, ossia gli angoli di inclinazione, di antiversione e dell'off-set. Questo può portare enormi benefici sia in termini di distribuzione dei carichi lungo le linee fisiologiche che di attrito all'interfaccia testina-coppa (con conseguente riduzione dell'usura e quindi della distribuzione dei detriti). L'uso della protesi CFP rappresenta perciò un ottimo mezzo per rispettare i criteri stabiliti dalla TSS.

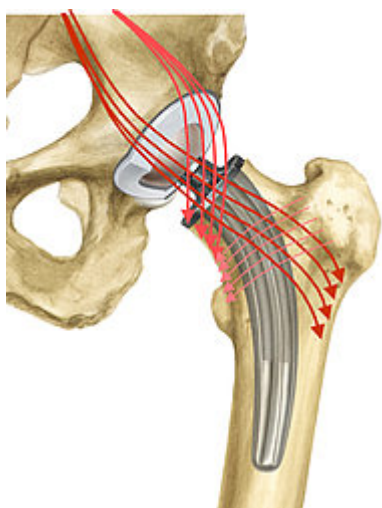
### **La conservazione del collo femorale nelle protesi d'anca**

Alla luce di quanto detto sopra, nell'intervento di sostituzione protesica dell'anca i tessuti patologici da asportare sono sicuramente la testa femorale, gli osteofiti, i geodi e la cartilagine della facies lunata. Volendo risparmiare i tessuti sani, appare evidente che sia possibile conservare il collo femorale al fine di impattare il meno possibile il sito di impianto dello stelo protesico. Il femore prossimale è, dal punto di vista biomeccanico, la zona di distribuzione delle forze che si creano con la postura eretta, come si può dimostrare con la densità e l'allineamento delle trabecole nella spongiosa. Proprio riguardo a questo, Tobin già nel 1955 aveva dimostrato come a livello del collo femorale l'osso spongioso sia resistente come l'osso della corticale, superiore come qualità fisiche della testa o della regione intertrocanterica.

Non a caso in questa stessa regione passano infatti i rami principali dell'arteria circonflessa, fondamentali nella vascolarizzazione di collo, testa e grande trocantere. Conservare l'integrità del collo equivale quindi a fornire un maggiore apporto ematico alle strutture prossimali del femore che stimoleranno l'integrazione con la protesi stessa. I vantaggi delle protesi a conservazione di collo possono essere differenziati in meccanici e biologici.

Dal punto di vista **meccanico** avremo sicuramente un vantaggio in termini di stabilità primaria triplanare dello stelo; esso infatti va a inserirsi in un sistema caratterizzato da due cilindri: uno

rappresentato dalla corticale del collo femorale risparmiato, l'altro dalla corticale diafisaria (sistema geometrico definito dal Prof. Pipino "teoria dei cilindri sghembi"). Questi due cilindri formano tra loro un angolo di circa  $125^\circ$  che rende impossibile la rotazione contemporanea su assi non coincidenti. Ad esempio, alzandosi da posizione seduta o accosciata, il movimento rotante intorno all'asse lungo del femore, caratterizzato da una forza circonferenziale al canale femorale e tangente all'interfaccia osso-stelo, è impedito dal braccio laterale della protesi che fa leva proprio sul collo risparmiato, con una forza prevalentemente in compressione corticale. Questo non avverrebbe in altri sistemi che ricercano il solo press-fit, in confronto al quale la stabilità rotazionale è superiore, soprattutto nei movimenti ai massimi gradi. Anche sul piano frontale si ha una maggiore stabilità nello spostamento in varismo dello stelo grazie al maggior appoggio corticale, soprattutto mediale verso il calcar del collo. Oltre alla stabilità meccanica immediata, questo tipo di protesi permette una distribuzione delle sollecitazioni secondo le linee di forza fisiologiche. Il collo è infatti la struttura più resistente del femore prossimale dovendosi adattare e distribuire le continue sollecitazioni attraverso i sistemi traiettoriali di pressione (cefalico e trocanterico) e di tensione (arciforme). La resezione del collo altererebbe questo equilibrio meccanico, soprattutto sul sistema di tensione, invece che indirizzarli tra calcar (in compressione) e il gran trocantere (in tensione). La porzione laterale del collo rappresenta, per questo motivo, il vero e proprio braccio anatomico della bilancia di Pauwels.



*Figura 2.16: Trasmissione delle forze in un impianto CFP*

Alla luce di quanto appena detto descriviamo l'ultimo evidente vantaggio derivato dalla forma dell'impianto: l'integrazione dinamica osso-protesi. La fissazione è prettamente sulla corticale prossimale, strutturalmente rigida e idonea a reggere sollecitazioni, mentre il corpo della protesi è affossato nella spongiosa metafisaria sino al canale midollare. L'idea è quella di sfruttare il letto di

spongiosa per ammortizzare le sollecitazioni creando un sistema elastico osso-protesi che permetta di modulare il passaggio dalla protesi rigida alla corticale estremamente più elastica. La spongiosa assomiglia a un sistema a molle che controlla i micromovimenti della componente protesica che sono fondamentali per l'osteogenesi e l'osteo-integrazione dell'impianto, ma allo stesso tempo devono essere convogliati in direzione fisiologia per evitare un sovertimento strutturale del femore. Per permettere questo sistema bisogna sottodimensionare la punta dello stelo rispetto al canale midollare, sapendo che i movimenti di affondamento verticale sono limitati dal colletto della protesi.

Come già accennato l'evidente vantaggio dal punto di vista **biologico** è la maggior conservazione di tessuto osseo, soprattutto nel rispetto della spongiosa metafisaria e del circolo endostale, a differenza di quando si cerca il press-fit nelle protesi tradizionali. Questa caratteristica è particolarmente importante nei pazienti giovani sia per la maggiore reattività ossea, sia per la facilità di revisione dell'impianto. In caso di ri protesizzazione, infatti, potrà essere asportato il collo del femore, facilitando l'estrazione dello stelo e permettendo il reimpianto con una osteotomia basicervicale.

### **Classificazione protesi a stelo corto**

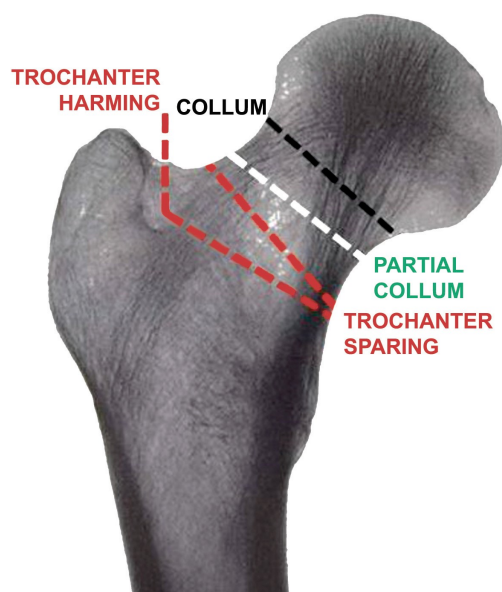
Gli steli corti, intendendo quegli impianti la cui componente femorale misura generalmente meno di 120 mm in lunghezza (distanza misurata tra centro della testa e apice dello stelo), consentono di allargare le indicazioni chirurgiche a pazienti più giovani con le loro elevate esigenze funzionali.

La procedura è possibile anche nei casi di necrosi avascolare in cui la RM dimostri l'assenza di edema osseo nella metafisi della testa del femore. Gli steli corti non possono essere usati nei casi di osteoporosi moderata o severa e in quelli in cui vi siano deformità in varo o severe displasie in valgo. Variazioni anatomiche con un collo femorale corto possono risultare in un accorciamento dell'arto. Recentemente Feyen e Shimmin hanno proposto un'esauriente classificazione delle componenti femorali, basata sul livello della resezione femorale e sulla regione di fissazione dell'impianto. Nella loro classificazione gli impianti sono stati divisi in tipo 1 (resurfacing), tipo 2 (mid-head) e tipo 5 (diaphyseal fixation), e sono intuitivamente distinguibili; tuttavia la distinzione tra tipo 3 (short stems) e tipo 4 (traditional stems) della loro classificazione si basa esclusivamente sulla misura della



lunghezza dello stelo, espressa come “lunghezza totale minore del doppio della distanza verticale dalla estremità del grande trocantere alla base del piccolo trocantere”, parametro che non è stato ancora validato. Inoltre è stata proposta da questi autori una sotto classificazione per gli steli corti in 3A e 3B sulla base del livello dell’osteotomia praticata (rispettivamente alta o standard), che tuttavia potrebbe non rispecchiare la totalità delle differenze nelle osteotomie per la totalità degli steli corti attualmente presenti in commercio.

Una classificazione del livello dell’osteotomia più esauriente è stata realizzata da Van Oldenrijk et al, nella quale gli steli sono stati divisi in tre classi: “risparmio totale di collo”, “risparmio parziale di collo” e “risparmio trocanterico”. Un’ ulteriore categoria a quest’ultima classificazione è stata poi aggiunta da Falez et al, ovvero quella del “danneggiamento trocanterico”, che è stata definita come una interruzione dell’integrità circonferenziale del collo femorale.



*Figura 2.17: Livelli di osteotomia delle 4 categorie di steli corti nello studio di Falez et al.*

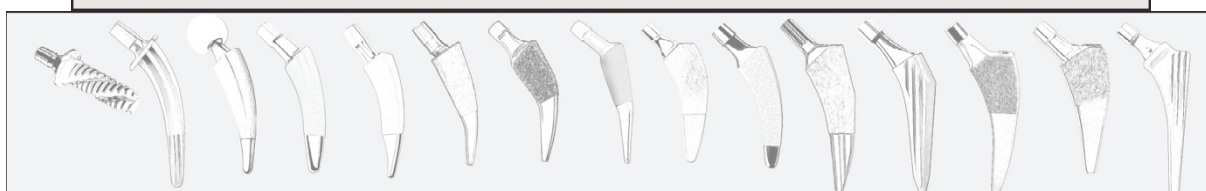
In questo modo gli autori hanno riconosciuto e confrontato nel loro studio un totale di 15 steli, così distribuiti: “risparmio totale di collo” (1 stelo), “risparmio parziale di collo” (7 steli), “risparmio trocanterico” (4 steli) e “danneggiamento trocanterico” (3 steli).

Table 1

**Overview and Classification<sup>a</sup> of Commercially Available Short Hip Stems**

Level of Conservation	Short Stem	Stem Length <sup>b</sup> ,mm	Classification
Collum	Spiron	76-96	III A
Partial collum with neck preserving osteotomy	CFP	130-155	III A
	Collo-Mis	99-123	III A
	Nanos	97-128	III A
	Mini-Hip	90-130	III A
	Metha	98-123	III A
	Optimys	95-139	III A
	LPI Prime	102-107	III A
Trochanter sparing	Taperloc Micro- plasty	112-140	III B
	GTS	108-159	III B
	Fitmore B	113-143	III B
	Aida	107-155	III B
Trochanter harming	CLS Brevius	123-172	III B
	Profemur Preserve	97-125	III B
	SMF	120-133	III B

<sup>a</sup>Classification system developed by Feyen and Shimmin.<sup>1</sup>  
<sup>b</sup>Measurement from medium head center to stem tip.



**Figura 2.18:** In alto la suddivisione degli steli corti confrontati da Falez et al sulla base del sistema classificativo di Feyen (livello di osteotomia); in basso illustrazione dei vari modelli di steli (da sx a dx): Spiron, CFP, Collo-Mis, MiniHip, Nanos, Metha, Prime, Aida, Profemur Preserve, Optimys, Taperloc- Microplasty, GTS, Fitmore, SMF e CLS Brevius.

Nel tredicesimo meeting internazionale delle associazioni ortopediche svolto a Cape Town nell'Aprile del 2016, Timothy McTighe et al . hanno inoltre proposto una aggiornata classificazione

degli steli corti. La JISRF (*Joint Implant Surgery & Research Foundation*) suggerisce infatti che il sistema classificativo degli steli dovrebbe basarsi sulla zona femorale in cui lo stelo raggiungerà la stabilità (punto di contatto primario), ed è ufficialmente strutturato come segue:

#### Stabilizzazione nella testa femorale (HEAD STABILIZED)

Protesi di rivestimento;

Steli Mid-Head, sviluppati come alternativa alla protesi di rivestimento quando vi è una inadeguata qualità della testa del femore;

#### Stabilizzazione nel collo femorale (NECK STABILIZED)

Steli corti curvi a risparmio di collo, trovano la regione di contatto per la stabilizzazione nel collo del femore con un considerevole risparmio d'osso nella regione mediale del calcar (es. *CFP*);

Steli corti a conservazione di collo con contatto nella regione trocanterica laterale (es. *Proxima*);

Neck Plugs or Neck Only, poco usati nella pratica clinica internazionale (es. *Silent*);

#### Stabilizzazione metafisaria (METAPHYSEAL STABILIZED)

Steli corti affusolati, generalmente il design di questi impianti è semplicemente la versione accorciata dei tradizionali steli non cementati (es. *Taperloc*, *Accolade II*, *Metha*, *Pulchra*);

Bulky Stems, steli corti generalmente monoblocco e con un design anatomico;



*Figura 2.19: secondo la classificazione della JISRF vi sono 4 regioni in cui lo stelo può raggiungere la stabilità primaria.*

Stabilizzazione metafisaria-diafisariaconvenzionale (CONVENTIONAL METAPHYSEAL-DIAFPHYSEAL STABILIZED) Gli steli corti a presa metafisaria, come lo stelo *Metha* e lo stelo *Pulchra*, offrono dei vantaggi quando sono trattate piccole diafisi o anche moderatamente displastiche: in questo caso la percentuale d'insorgenza di complicanze è favorevole agli steli corti rispetto agli steli standard. Tuttavia, fallimenti precoci dell'impianto dovute a sottodimensionamento o mal posizionamento sembrano essere più frequenti negli steli corti.

## **CAPITOLO 3: STUDIO CLINICO**

### ***Introduzione***

L'artroplastica totale di anca è l'intervento di maggior successo nel panorama delle sostituzioni protesiche articolari. Non a caso è stato considerato, dall'autorevole rivista medica "The Lancet", l'intervento chirurgico del secolo da poco passato. Vista la grande incidenza dell'artrosi coxofemorale, i numeri di sostituzione sono aumentati vertiginosamente negli ultimi vent'anni, includendo pazienti sempre più giovani e dalle alte esigenze funzionali.

In commercio ci sono numerosi modelli di protesi d'anca che hanno fornito ottimi risultati, ma il dibattito sulla conservazione del collo del femore durante l'artroplastica totale dell'anca è ancora aperto e non sembra trovare una sintesi univoca.

Come anticipato precedentemente, il Prof. Francesco Pipino, nel 1982, insieme al Dr. Leo Whiteside nel 1986, fu tra i primi sostenitori degli steli femorali a preservazione di collo, sostenendo che le giustificazioni comuni per la resezione del collo potevano essere affrontate o erano già superate con i recenti modelli. Fedele a questo suo pensiero, il prof. Pipino ha sviluppato prima la protesi Biodinamica e successivamente la protesi Collum Femoris Preserving (C.F.P., Waldemar Link, Hamburg, Germany) che permetteva la rimozione dei soli tessuti patologici e permettendo una maggior integrazione dell'impianto nell'articolazione.

Questo studio ha lo scopo di analizzare i risultati a distanza di sostituzioni con protesi CFP, confrontandoli con i dati sperimentali e clinici presenti in letteratura, per verificare i reali vantaggi e svantaggi di questo impianto e confermarli nel follow up.

### ***Materiali e Metodi***

Lo studio è stato svolto con un'analisi retrospettiva monocentrica in cui sono stati valutati per un follow up a lungo termine 294 pazienti operati presso l'ospedale San Martino di Genova dal 1997 al 2009 di sostituzione totale dell'articolazione dell'anca ed impianto di protesi non cementata a stelo corto CFP.



Figura 3.1 Stelo CFP®

La protesi CFP è stata realizzata nel rispetto del razionale che ha ispirato la protesi biodinamica. Essa però ha ricercato nuovi biomateriali tali da garantire una stabilità meccanica primaria ed una stabilità secondaria o biologica ancora maggiore. La protesi CFP infatti è in lega di titanio con rivestimento plasmaspray in idrossiapatite (HA) per tutta la sua estensione. È altresì realizzata in cinque taglie e due curvature differenti dello stelo per seguire al meglio il profilo femorale; il risultato è un contatto osso-impianto dell'87%. La componente femorale CFP è progettata mantenendo l'angolo di antiversione anatomica di 14°, per mantenere la torsione fisiologica del femore che possiede una struttura a spirale. Anche l'angolo cervico-diafisario fisiologico (125°) è conservato dallo stelo CFP, che tuttavia viene anche realizzato con un angolo differente (117°). Per quanto riguarda la struttura macroscopica, la CFP non presenta la superficie madreporica della protesi Biodinamica, ma è concepita con due creste laterali che, a seguito della tecnica chirurgica di posizionamento, vanno ad inserirsi nella spongiosa vergine, creando un press-fit reale tra stelo ed osso di supporto. L'elasticità dei materiali garantisce inoltre la prevenzione dello stress shielding, grazie alla ottimale e più fisiologica distribuzione dei carichi. La componente acetabolare è rappresentata dalla coppa TOP (Trabecular Oriented Pattern). Essa garantisce una maggiore libertà di movimento all'articolazione grazie al taglio ventro-mediale (+27°); se impiantata correttamente con un angolo di 55° o 45-50°, il risultato è una perpendicolarità tra le linee interne di carico e la direzione dello stesso.

Tutti i pazienti sono stati operati di artroprotesi totale dell'anca con approccio laterale diretto di Hardinge modificato (*reference TSS E MODIFIED LATERA APPROACH*) in modo da seguire la filosofia del TSS e ridurre il danno ai tessuti molli.

Per lo studio sono stati candidati solo i pazienti con osteoartrosi classificata di grado III o IV secondo la classificazione di Kellgrell Lawrence in follow-up di almeno 10 anni, escludendo i soggetti operati per cause traumatiche, displasia congenita o osteoporosi severa.

Alla valutazione clinica sono stati presi in considerazione i valori funzionali secondo le scale Harris Hip Score (HHS), Oxford Hip Score (OHS), oltre che la valutazione della presenza di dolore tramite la Visual Analog Scale (VAS)

Harris hip score (HHS) valuta l'articolazione protesica con un punteggio attribuito nella prima sezione, in base alla raccolta dei dati anamnestici, nella seconda invece è calcolato sulle informazioni reperite dall'esame obiettivo.

La valutazione clinica comprende:

- presenza di dolore: se presente bisogna valutare il grado, eventuale interferenza con le attività quotidiane e con il riposo notturno;
- distanza percorsa camminando prima dell'interruzione per l'insorgenza di dolore a livello articolare;
- svolgimento di attività come mettere le calze e le scarpe, utilizzo di mezzi pubblici, salire le scale, capacità di stare seduti in modo confortevole;
- utilizzo di stampella/e, bastoni;
- presenza di zoppia;
- i gradi totali di flessione, adduzione, abduzione, extrarotazione, intrarotazione
- discrepanza di lunghezza fra i due arti ,la lunghezza è stata misurata prendendo come punti fissi la spina iliaca anteriore superiore ed il malleolo mediale.

Il punteggio attribuito viene classificato in diversi gruppi:

- **<70**: poor;
- **70-79**: fair;
- **80-89**: good;
- **90-100**: excellent.

“Secondo l'Harris hip score un intervento di successo è un aumento dell'HHS superiore a 20 punti associato ad impianto radiografico stabile e senza addizionali ricostruzioni femorali”.

L'Oxford hip score (OHS) è costituito da 12 domande a risposta multipla che valutano:

- Il grado del Dolore : assente, lieve, moderato , severo;
- L'interferenza del dolore durante le ore notturne;
- L'insorgenza improvvisa di spasmi, senso di accoltellamento o di tiramento muscolare;
- insorgenza di zoppia durante la deambulazione;
- il tempo che intercorre fra l'inizio della deambulazione e l'interruzione a causa dell'insorgenza di dolore all'anca operata( niente dolore per tempo maggiore di 30 min, dolore dopo 16-30min, 15-5min, 5-0min);
- la capacità di salire le scale, mettere calze e scarpe, salire/scendere dalla macchina ed utilizzare i mezzi pubblici, di lavarsi in modo autonomo;
- il grado di interferenza del dolore all'anca con le attività quotidiane/lavoro ;
- l'insorgenza di dolore dopo essersi alzato da una sedia;

IL punteggio dell'OHS è classificato in diversi gruppi ed indica:

- **0-19** : un grado elevato di artrosi dell'anca, risolvibile con intervento chirurgico; è consigliato contattare il proprio medico di famiglia per richiesta di visita specialistica con chirurgo ortopedico.
- **20-29** : grado severo di artrosi dell'anca, è consigliato contattare il medico di famiglia per approfondimento radiografico e visita con chirurgo ortopedico;
- **30-39** : grado moderato di artrosi , contattare medico di famiglia per richiesta RX ; possibile ripresa con trattamento non chirurgico come perdita di peso, esercizio, medicazioni anti infiammatorie;
- **40-48** : soddisfacente attività articolare, non è richiesto nessun tipo di trattamento.

La Visual Analog Scale (VAS) è una scala visuo-analogica del dolore che permette la misurazione del dolore soggettivo provato dal paziente. La scala è una rappresentazione decimale su cartoncino di 10 cm nel quale gli estremi vengono definiti come "nessun dolore" e "peggior dolore che possa immaginare". Viene quindi chiesto al paziente di indicare il punto della scala che rappresenta la percezione del dolore in quel momento.



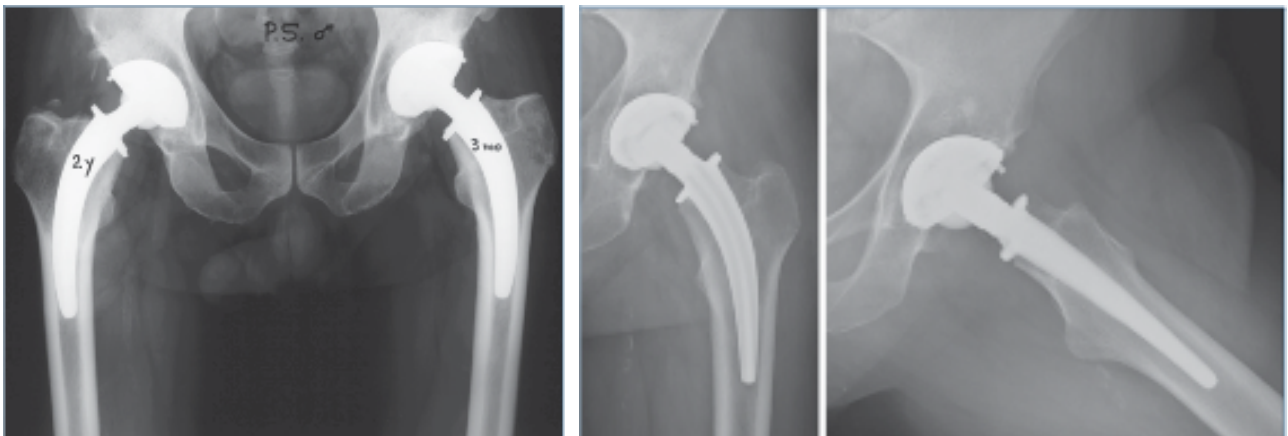
Dopo la Valutazione clinica si è proseguito con la valutazione radiologica dei pazienti tramite un RX dell'anca anteroposteriore in due proiezioni: arto intraruotato di 15° con flessione neutra e nella proiezione secondo Dunn modificata, ovvero RX in flessione dell'anca di 45° e rotazione neutra.

La valutazione radiografica è stata incentrata all'identificazione di :

- Malposizionamento dell'impianto in varo/valgo (ovvero una deviazione della punta dello stelo rispetto all'asse lungo del femore maggiore di 5 mm);
- regioni di riassorbimento osseo (indicate con le specifiche regioni di Gruen);
- ossificazioni eterotopiche;
- La subsidenza dell'impianto (ovvero l'affondamento della componente femorale);
- Il riassorbimento del collo.

L'allentamento settico e asettico, le fratture intraoperatorie / postoperatorie, ulteriori procedure chirurgiche causate da qualsiasi fallimento della protesi, lussazioni e problemi dei tessuti molli sono state considerate complicanze.

Per rendere oggettiva la valutazione radiologia si è ricorsi alla media tra le valutazioni delle immagini da parte di due diversi membri esperti dello staff, non a conoscenza del risultato clinico.



3.2 Radiografie di impianti protesici ben posizionati e opportunamente dimensionati con eccellente risultato clinico-radiologico rispettivamente a 2 anni e 3 mesi.

## Risultati

<b>Pazienti</b>	294
monol	261
bilat	33 (11.22%)
deceduti	45 (15.31%)
persi FU	22 (7.48%)
drop out	67 (22.79 %)
età media	74 ± 10
età media all'intervento	61 ± 9,7
bmi	27 ± 3,5
fu	13,8 ± 2,2
età al fu	73 ± 10,3

<b>Cotili</b>	
TOP	320 97.9%
Plasmacup	4 1.2%
Expansys	2 0.6%
Meros	1 0.3%

<b>Steli</b>	
A	42 12.9%
B	285 87.1%
1	14 4.3%
2	141 43.1%
3	130 39.8%
4	16 4.9%
5	25 7.6%
6	1 0.3%
	327

Tra il 1997 e il 2009, 294 pazienti hanno subito un intervento chirurgico di THA con la protesi CFP presso in nostro istituto: 261 erano unilaterali, mentre 33 (11,22%) hanno ricevuto una protesi dell'anca bilaterale. Dopo un FU medio di  $13,8 \pm 2,2$  anni (range 10-21), 45 pazienti sono deceduti, mentre 22 sono stati persi, con un conseguente calo del 22,79% (67 pazienti). L'età media dell'ultimo FU era di  $74 \pm 10$  anni, mentre l'età all'intervento era di  $61 \pm 9,7$  anni. Il BMI era  $27 \pm 3,5$ . 186 pazienti erano fumatori (23,9%) mentre 7 (2,7%) erano ex fumatori.

A livello globale, sono stati impiantati 327 steli CFP (189 sull'anca destra e 138 su quella sinistra): di questi, 254 sono stati inclusi nello studio, perché una parte sono deceduti o non si sono presentati ai follow-up.

In 278 pazienti la diagnosi era osteoartrosi primaria (85,1%), in 23 necrosi della testa del femore (7,03%), in 14 necrosi avascolare (4,28%), in 11 displasia (3,36%), in uno epifisiolisi (0,3%).

Duecentottantacinque steli erano a curvatura B (87,1%), mentre 42 erano a curvatura A (12,9%): 14 erano taglia 1, 141 taglia 2, 130 taglia 3, 16 taglia 4, 25 taglia 5 e 1 taglia 6. In 320 casi, la coppa acetabolare era un modello orientato trabecolare TOP (Waldemar Link, Amburgo, Germania), in 4 casi un Plasmacup (Aesculap, BBraun, Tuttlingen, Germania), in 1 caso una coppa Meros (Gruppo BioImpianti Srl, Italia), in 2 casi una Expansys (Mathys Orthopädie GmbH, Meerbusch).

	MEDIA	DEV ST
<b>HHS</b>	87,9	10,5
<b>VAS</b>	1,2	1,3
<b>OHS</b>	41	5,8
<b>Leg discrepancy</b>	1,48	1,88
<b>NRR</b>	0,31	0,26

HHS res		
EXC	HHS > 90	123 (48,4)
GOOD	HHS 89<x<80	110 (43,3)
FAIR	HHS 79<x<70	12 (4,7)
POOR	HHS < 69	9 (3,6)

La valutazione clinica ha rivelato un HHS di  $87,9 \pm 10,5$ , un OHS  $41 \pm 5,8$ , un VAS  $1,2 \pm 1,3$ : secondo l'HHS, i risultati clinici erano eccellenti in 123 casi (48,4%), buono in 110 (43,3%), scarso in 12 (4,7%) e povero in 9 (3,6%), mostrando un buon risultato funzionale nella maggior parte della coorte di pazienti (91,7%). Nove pazienti si sono lamentati del dolore alla coscia.

#### Osteolisi, zone di Gruen coinvolte

I	63	35,20%
II	34	18,9%%
III	25	13,90%
IV	4	2,23%
V	9	5,02%
VI	6	3,25%
VII	38	21,20%

**Ipertrofia corticale** 35

La valutazione radiografica ha mostrato osteolisi in 83 casi, principalmente nella zona I di Gruen (35,2%), nella zona II (18,9%) e nella zona VII (21,2%). L'ipertrofia corticale è stata documentata in 35 steli (13,8%), principalmente nella regione meta-diafisaria. Inoltre, 28 pazienti hanno sviluppato calcificazione di grado I, 27 grado 2, 14 grado 3 e 2 grado 4. LDD era  $1,48 \pm 1,88$  mm, mentre NRR era  $0,31 \pm 0,26$ . In 7 pazienti il posizionamento dello stelo era varo, in 3 valgo. Non sono stati registrati casi di subsidenza.

<b>Mobilizzazioni STELO</b>	17 (6,7%)
asettiche	12
settiche	2
frattura	2
lussazione recidivante	1

<b>Revisionati</b>	16 (6,3%)
	11
	2
	2
	1
<b>Sopravvivenza steli</b>	93,70%

<b>Mobilizzazioni COTILE</b>	19 (7,5%)	<b>Sopravvivenza cotile</b>	92,50%
asettiche	8		
settiche	2		
asettiche con stelo	7		
lussazione recidivante	2		

Mobilizzazioni asettiche si sono verificate in 12 pazienti (in 7 occasioni combinate con scollamento della coppa), mobilitazioni settiche in 2, frattura peri-protetica in 2, lussazione ricorrente in una. Ciò ha portato alla revisione dello stelo in 16 occasioni (tasso 6,3%), mentre in un solo caso le comorbidità del paziente hanno fatto propendere per un trattamento non chirurgico: in 10 di questi pazienti è stata eseguita una revisione combinata di stelo e coppa. Il tasso di sopravvivenza globale dello stelo è stato del 93,7%, considerando la revisione per qualsiasi causa come termine ultimo. Nove revisioni dello stelo sono state eseguite con uno stelo dritto non cementato (CLS Spotorno, Zimmer o CBC, Mathys), mentre 7 hanno richiesto uno stelo cementato (SP2, Link). Tutte le revisioni della coppa sono state completate adottando una coppa acetabolare Trilogy (Zimmer).

### **Analisi**

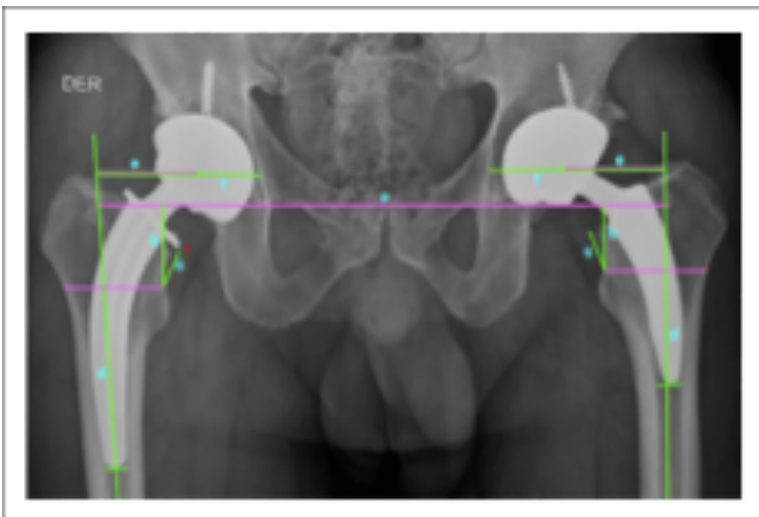
La letteratura attuale non suggerisce differenze sostanziali in termini di esiti clinici, reperti radiografici e sopravvivenza delle componenti in FU a breve e medio termine tra gli steli corti e convenzionali. Per quanto ne sappiamo, questo è uno dei pochi studi FU a lungo termine (range 10-21 anni) condotti su uno stelo corto.

La valutazione clinica (HHS  $87,9 \pm 10,5$ ) ha mostrato risultati da buoni a eccellenti: Kendoff et al. hanno riportato risultati analoghi (HHS = 93) in pazienti con un FU di 11 anni, così come altri studi precoci e intermedi.

Non ci sono state fratture periprotetiche intraoperatorie (IPPF): nel loro confronto tra gli steli CFP e MiniHip, Buttaro et al. hanno riportato un'incidenza di IPPF nel gruppo CFP del 4,5% (4 fratture intraoperatorie in 89 interventi chirurgici) e suggeriscono che una corretta pianificazione preoperatoria e il livello dell'osteotomia potrebbero prevenire fratture iatrogene.

Un'accurata pianificazione preoperatoria e una corretta osteotomia sono obbligatorie per un preciso allineamento dello stelo: nei pazienti che presentavano posizionamento Varo/valgo, si erano sbagliati la pianificazione o l'osteotomia del collo, portando ad un aumentato rischio di allentamento. Come dimostrato da studi precedenti esiste un basso rischio di subsidenza e migrazione in varo o valgo, sebbene nei primi due anni dopo l'intervento chirurgico sia possibile una leggera retroversione dello stelo.

L'importanza di una pianificazione accurata è ulteriormente dimostrata dal LDD minimo ottenuto in pazienti trattati con lo stelo CFP: un'importante differenza di lunghezza tra le due gambe può portare a lombalgia, problemi di deambulazione e mobilizzazione asettica .



*3.3 Radiografia pelvica AP raffigurante stelo CFP impiantato a dx. (a) Linea interteardrop (b) Distanza tra il trocantere precedente e quello minore, la differenza tra i lati è LLD (discrepanza della lunghezza della gamba) (c) Conservazione della lunghezza del collo (d) Occupazione dello stelo diafisario (e) Offset femorale (f) Offset combinato .*

Le zone di Gruen I e VII sono le più colpite dall'occorrenza dell'osteolisi e la letteratura attuale supporta questa scoperta; nel contempo l'ipertrofia corticale si riscontra spesso nella regione III e V. Questa particolare scoperta non è nuova ed è opinione condivisa che la trasmissione dei carichi

dallo stelo al femore sviluppi questo particolare schema radiografico, in molti casi senza significato clinico .

Van Oldenrijk et al. hanno stabilito che un tasso di revisione inferiore o uguale al 10% a 10 anni di follow-up sia definibile un tasso di sopravvivenza accettabile : i nostri risultati sono in linea con i loro risultati e raggiungono una sopravvivenza oltre il 90% a lungo termine dello stelo CFP, ponendo in diretto confronto il risultato con quelli degli steli standard. Queste evidenze sono paragonabili a quelle riportate da Giardina et al : nelle loro analisi eseguite utilizzando il registro degli impianti protesici ortopedici (RIPO), il confronto tra il tasso di revisione in steli standard e stelo corto a risparmio del collo femorale non ha mostrato differenze significative . All'ultimo FU (15 anni), il tasso di sopravvivenza della protesi a preservazione di collo era del 93,3%, mentre per gli steli standard era del 90,4%.

Nella nostra coorte di pazienti, il motivo principale della revisione era la mobilizzazione asettica (4,7% complessivo, 70,6% delle revisioni): escludendo un paziente che non poteva essere revisionato a causa delle condizioni cliniche concomitanti, il tasso di mobilizzazione asettica osservato è in linea con la letteratura attuale sugli steli corti .

### ***Conclusioni***

I risultati radiografici evidenziano come il collo sopravviva a distanza e la sua conservazione con l'uso della CFP induca un buon rimodellamento del femore con ripristino della struttura metafisaria spongiosa e dello spessore delle corticali. Le principali problematiche di riassorbimento anomalo, stress-shielding e mobilizzazione sono state riscontrate soprattutto in errori di sovradimensionamento dello stelo, mentre il sottodimensionamento, purchè contenuto e ben orientato, non ha compromesso la stabilità.

Non trascurabile è anche la soddisfazione soggettiva del paziente dovuta agli eccellenti risultati in termini di stabilità primaria e alta funzionalità dell'impianto, in particolare per i pazienti che tornano a praticare attività sportiva.

L'aspetto più importante è però legato alla possibilità di preservare tessuto osseo metafisario, rendendo la possibile revisione un intervento meno demolitivo per il paziente e più semplice per il chirurgo. È evidente in letteratura che un risparmio del bone stock sia la base per il successo di un

reimpianto protesico con miglior out-come funzionale e radiografico associato ad una maggior soddisfazione per il paziente.

Nella nostra casistica abbiamo osservato che, durante la revisione di una protesi CFP, il bone stock sia sufficiente per procedere con un'osteotomia basicervicale e l'inserimento di steli primari invece che uno stelo da revisione, ad esempio lo stelo retto CLS.

Concludendo possiamo affermare che la coorte di pazienti operati con approccio modificato laterale siano buoni, sebbene abbiamo evidenziato che, con questo impianto, una pianificazione preoperatoria e la padronanza della tecnica chirurgica siano fondamentali. Le evidenze di fratture iatrogene, disallineamento e sovradimensionamento sono a nostro parere legate principalmente a un' imperfetta procedura operatoria che, essendo la curva di apprendimento più lunga, rappresenta l'unica reale barriera iniziale alla scelta di questo tipo di impianto. L' esperienza del nostro centro nell'impianto di questo stelo giustifica quindi i risultati superiori rispetto alle evidenze di altri centri, che hanno una storia di impianto più recente. Allo stesso modo le problematiche di sovradimensionamento risultate da alcuni studi possono essere superate con il perfezionamento della tecnica chirurgica, evitando la presa diafisaria che, per il pressfit sulle corticali, porta a stress shielding e quindi un riassorbimento metafisario fino a una mobilizzazione precoce dell'impianto. Con la giusta preparazione e tecnica, invece, i risultati clinici e la durata dell'impianto sono in linea con quelli di protesi standard. Reputiamo che il concetto di risparmio di collo sia assolutamente attuale e presenti diversi aspetti positivi da valutare accuratamente tutte le volte che si candidano all'intervento chirurgico pazienti con una lunga aspettativa di vita e con alte richieste funzionali, situazione che si presenta e si presenterà sempre più frequentemente.

## Bibliografia

Anastasi, Giuseppe. *Anatomia Umana volume 2. Gorgonzola (MI) : Edi.Ermes, 2010.*

Kapandjii, I A. *Anatomia Funzionale. s.l. : Malone-Monduzi Editoriale, 2011.*

Sandro Giannini, Cesare Faldini. *Manuale di ortopedia e traumatologia. s.l. : Minerva Medica, 2008.*

Valentini, et al., et al. *Unireuma-Reumatologia. s.l. : Edelson Gnocchi, 2017.*

*The Swedish hip arthroplasty register, annual report 2017*

*Register of the orthopaedic prosthetic implants, annual report of emilia-romagna 2017*

Villa, T., Pipino, F. and Corradi, A. (2014) *Tissue Sparing Surgery and Its Relevance within Hip Prosthesis. Open Journal of Orthopedics, 4, 226-230.*

Pipino F, Molfetta L (1993) *Femoral neck preservation in total hip replacement. Ital J Orthop Traumatol 19(1):5–12*

Falez F, Casella F, Papalia M (2015) *Current concepts, classification, and results in short stem hip arthroplasty. Orthopedics 38(3 Suppl):S6–13*

Loppini M., Grappiolo G. *EFORT Open Rev 2018;3:149-159*

Pipino F, Cimmino M, Palermo A (2013) *A modified direct lateral approach for neck-preserving total hip arthroplasty: tips and technical notes. J Orthop Traumatol 14(2):137–42*

Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH., Jr (1973) *Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. J Bone Joint Surg Am 55:1629–1632.*

Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC (1979) *Modes of failure of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. Clin Orthop Relat Res 141:17–27.*

Formica M, Cavagnaro L, Basso M, et al. (2017) *What is the fate of the neck after a collum femoris preserving prosthesis? A nineteen years single center experience. Int Orthop 41: 1329–1335.*

Giardina F, Castagnini F, Stea S, Bordini B, Montalti M, Toni A (2018) *Short Stems Versus Conventional Stems in Cementless Total Hip Arthroplasty: A Long-Term Registry Study. J Arthroplasty 33:1794-9.*

Kendoff D, Citak M, Egidy CC, O’Loughlin PF, Gehrke T. (2013) *Eleven-year results of the anatomic coated CFP stem in primary total hip arthroplasty. J Arthroplasty 28(6):1047–51*

Buttaro, M. A. et al. (2019) *4- to 8-year complication analysis of 2 ‘partial collum’ femoral stems in primary THA, HIP International.*

Briem D, Schneider M, Bogner N, Botha N, Gebauer M, Gehrke T, Schwantes B (2011) *Mid-term results of 155 patients treated with a collum femoris preserving (CFP) short stem prosthesis. Int Orthop 35(5):655–60*

Röhrli S, Li MG, Pedersen E, Ullmark G, Nivbrant B. (2006). *Migration pattern of a short femoral neck preserving stem. Clin Orthop Retated Res 488: 73–8.*

You RJ, Zheng WZ, Chen K, et al. (2015) *Long-term effectiveness of total hip replacement with the collum femoris preserving prosthesis. Cell Biochem Biophys ;72:43–7*



Gillies RM, Kohan L, Cordingley R (2007) Periprosthetic bone remodelling of a collum femoris preserving cementless titanium femoral hip replacement. *Comput Methods Biomech Biomed Eng* 10(2):97–102

Wacha H, Domsel G, Herrmann E. (2018) Long-term follow-up of 1217 consecutive short-stem total hip arthroplasty (THA): a retrospective single-center experience. *Eur J Trauma Emerg Surg.* ;44(3):457–469

Van Oldenrijk J, Molleman J, Klaver M, Poolman RW, Haverkamp D. (2014) Revision rate after short-stem total hip arthroplasty: a systematic review of 49 studies. *Acta Orthop*;85. (3):250–8

## **RINGRAZIAMENTI**

*Un ringraziamento particolare va al mio relatore Prof. Formica Matteo che mi ha seguito in ogni fase della realizzazione dell'elaborato, fin dalla scelta dell'argomento, inserendomi in un interessante studio affine ai miei interessi.*

*Grazie anche al mio correlatore Dott. Mosconi Lorenzo per i suoi preziosi consigli e per avermi suggerito puntualmente le giuste modifiche da apportare alla mia tesi.*

*Ringrazio infine il personale del reparto di Ortopedia e traumatologia dell'OEI di Voltri, sotto il direttore Paolo Lazzoni, che mi ha permesso di svolgere parte del mio tirocinio in azienda e tutti coloro che, durante lo stesso, mi hanno seguito facendomi appassionare a questa branca chirurgica; in particolare il Dott. Alessandro Zaino che ha seguito lo sviluppo della tesi con interesse e fornendomi preziosi consigli, guidati da una profonda e consolidata esperienza nel campo della sostituzione protesica dell'anca.*