



UNIMORE

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI
MODENA E REGGIO EMILIA

Università degli Studi di Modena e Reggio Emilia
Facoltà di Medicina e Chirurgia

Corso di Laurea Magistrale in Medicina e Chirurgia

Dipartimento di Scienze Mediche e Chirurgiche, Materno-Infantili e dell'Adulto

Struttura Complessa di Ortopedia e Traumatologia

**Valutazione clinica di pazienti operati di protesi totale
d'anca con tecnica robotica. Risultati clinici e
sopravvivenza a medio-lungo termine**

RELATORE:

Chiar.mo Prof. Fabio Catani

CORRELATORE:

Dott. Andrea Marcovigi

TESI DI LAUREA DI:

George Saade

Anno Accademico 2025/2026

ABSTRACT

Background

L'artroplastica totale dell'anca (THA) è il trattamento di riferimento dell'osteoartrosi sintomatica, con una domanda in costante crescita. La longevità dell'impianto dipende in larga misura dal corretto posizionamento delle componenti. La chirurgia robot-assistita ne migliora accuratezza e riproducibilità, ma la letteratura resta discordante sul fatto che questo vantaggio si traduca in una minore incidenza di revisioni e in migliori esiti clinici.

Obiettivo

Valutare la sopravvivenza dell'impianto e gli esiti clinico-funzionali a medio termine di una coorte di pazienti sottoposti a THA primaria robot-assistita, confrontandoli in modo descrittivo con la letteratura recente sulla tecnica robotica e su quella convenzionale.

Materiali e Metodi

Studio osservazionale retrospettivo monocentrico su 297 THA robot-assistite consecutive eseguite tra luglio 2017 e febbraio 2021. Il follow-up è stato condotto mediante intervista telefonica standardizzata, a un follow-up minimo di 5 anni. Dopo l'esclusione dei pazienti persi al follow-up (74; 24,9%) e deceduti (16; 5,4%), la popolazione analizzata comprendeva 207 pazienti. Sono stati valutati la revisione per qualsiasi causa, l'Oxford Hip Score (OHS, 0–48) e la soddisfazione globale (0–5). La sopravvivenza è stata stimata con il metodo di Kaplan-Meier; i confronti sono stati eseguiti con test non parametrici e test esatto di Fisher, con correzione di Holm per i confronti multipli.

Risultati

L'età mediana all'intervento era di 67 anni e il 55,1% dei pazienti era di sesso femminile. Il follow-up mediano è stato di 6,5 anni (IQR 5,5–7,4; minimo 5,2). Si sono verificate 5 revisioni (2,4%; IC 95% 0,8–5,6%): 3 per infezione periprotetica precoce (1,4%), tutte entro 55 giorni, 1 per mobilizzazione asettica dello stelo (0,5%) e 1 per lussazione recidivante (0,5%), entrambe a circa 46 mesi. La sopravvivenza dell'impianto a 5 anni è stata del 97,6% (IC 95% 94,3–99,0%). L'OHS (n = 180) ha mostrato una mediana di 48 punti (IQR 45–48; media $45,4 \pm 4,7$), con funzione soddisfacente (≥ 40) nell'88,9% dei casi e un marcato effetto tetto (55,0% a 48/48). La soddisfazione media è stata di $4,65 \pm 0,73$; il 93,2% dei pazienti riferiva una soddisfazione elevata (≥ 4). OHS e soddisfazione erano correlati in modo moderato (ρ di Spearman = 0,56; $p < 0,001$). I pazienti revisionati presentavano punteggi inferiori, ma senza significatività dopo correzione per confronti multipli.

Discussione e Conclusioni

La THA robot-assistita ha mostrato un'elevata sopravvivenza a medio termine e un'eccellente soddisfazione dei pazienti. I fallimenti sono stati dovuti prevalentemente a infezioni precoci, mentre i fallimenti meccanici (mobilizzazione asettica e instabilità) sono risultati rari. I risultati sono in linea con le più recenti casistiche robotiche a 10 anni e con le serie convenzionali di alto volume, e rientrano nell'intervallo dei tassi di revisione riportati dai grandi studi comparativi su database amministrativi nazionali, che giungono però a conclusioni divergenti sul beneficio della robotica. In assenza di un gruppo di controllo interno, con una perdita al follow-up del 30% e un numero limitato di eventi, lo studio non consente di attribuire alla robotica un effetto protettivo specifico. Sono necessari studi prospettici comparativi con punteggi preoperatori, dati radiografici, strumenti meno soggetti a effetto tetto e follow-up superiore a 10 anni.

Indice

Background.....	2
Obiettivo.....	2
Materiali e Metodi.....	2
Risultati.....	3
Discussione e Conclusioni.....	3
Indice.....	4
1. Introduzione.....	6
2. Anatomia Dell'Articolazione Coxo-Femorale.....	7
2.1. Superfici Articolari.....	7
2.2. Stabilizzatori Articolari.....	10
2.2.1. Stabilizzatori Statici.....	10
2.2.2. Stabilizzatori Dinamici.....	13
2.3. Vascolarizzazione.....	15
2.4. Innervazione.....	16
2.5. Orientamento Dei Capi Articolari (14).....	17
2.5.1. Femore.....	18
2.5.2. Acetabolo.....	21
2.6. Muscoli E Movimenti Dell'Anca.....	23
2.6.1. Muscolatura Dell'Anca.....	24
2.6.2. Biomeccanica E Cinematica Articolare.....	26
3. Artrosi D'Anca.....	26
3.1. Epidemiologia.....	27
3.2. Patogenesi.....	28
3.3. Fattori Di Rischio.....	30
3.4. Sintomatologia E Manifestazioni Cliniche.....	30
3.5. Diagnosi.....	32
3.6. Trattamento.....	34
3.6.1. Trattamento Non Farmacologico E Stile Di Vita.....	35
3.6.2. Trattamento Farmacologico E Infiltrativo.....	35
3.6.3. Trattamento Chirurgico.....	36
4. Fondamenti Della Chirurgia Protesica Dell'Anca.....	38
4.1 Tipologie Di Protesi.....	40
4.1.1. Modalità Di Fissazione Delle Componenti.....	42
4.1.2. Superfici Di Accoppiamento (Bearing Surfaces).....	48
4.2 Tipologie Di Steli Protesici E Pianificazione Perioperatoria.....	51
4.2.1. Protesi Di Rivestimento (Hip Resurfacing).....	53
4.2.2. Protesi A Stelo Corto.....	53
4.2.3. Protesi A Stelo Tradizionale.....	55
4.2.4. Protesi Modulari.....	58
4.3. Accessi Chirurgici Nella Protesi Di Anca.....	60
4.3.1 Principali Vie di Accesso.....	61

4.3.2 Confronto degli Esiti Clinici e delle Complicanze.....	63
4.3.3 Variabilità del Posizionamento delle Componenti.....	64
5. La Chirurgia Protesica Robot-Assistita.....	65
5.1 Il problema che la tecnologia cerca di risolvere.....	65
5.2 Tre modi di assistenza robotica.....	66
5.2.1 I Sistemi Passivi: La Navigazione.....	66
5.2.2 I Sistemi Attivi.....	67
5.2.3 I Sistemi Semi-Attivi.....	68
5.3 La Tecnica MAKO.....	69
5.4 Evidenze Cliniche e Limiti Attuali.....	72
5.5 Razionale dello Studio.....	73
6. Complicanze Della Protesi D'Anca.....	74
6.1. Complicanze Precoci.....	74
6.2. Complicanze Tardive.....	76
7. Materiali.....	79
8. Metodi.....	80
9. Risultati.....	82
9.1. Caratteristiche Della Coorte.....	82
9.2. Analisi Statistica Dei Risultati.....	85
9.2.1. Sopravvivenza Dell'Impianto Ed Eziologia Delle Revisioni.....	85
9.2.2. Valutazione Funzionale: Oxford Hip Score (OHS).....	87
9.2.3. Soddisfazione Soggettiva Del Paziente.....	90
9.2.4. Correlazione Tra Recupero Funzionale (OHS) E Soddisfazione.....	90
9.2.5. Revisioni ed Esiti Funzionali: Analisi Esplorative.....	90
10. Discussione.....	91
Discussione Dei Risultati E Confronto Con La Letteratura Internazionale.....	91
11. Conclusioni E Prospettive Future.....	96
Bibliografia.....	97

1. Introduzione

L'artroplastica totale dell'anca (THA) rappresenta una delle procedure chirurgiche elettive più eseguite e di maggior successo in ambito ortopedico, con l'obiettivo di ridurre il dolore e ripristinare la funzionalità articolare. In oltre il 90% dei casi, l'indicazione chirurgica è rappresentata dall'osteoartrosi (o coxartrosi) sintomatica. Attualmente, si stima che vengano effettuati oltre un milione di interventi ogni anno a livello globale; un'incidenza in costante crescita, spinta dall'invecchiamento demografico e dalla crescente diffusione dell'obesità. Tra il 2010 e il 2023, i registri internazionali hanno evidenziato un aumento degli interventi compreso tra il 130% e il 210%, con proiezioni epidemiologiche che stimano un ulteriore incremento superiore al 120–200% entro il 2050. Sebbene la maggior parte dei pazienti appartenga alla fascia di età superiore ai 65 anni, si osserva un progressivo aumento degli interventi anche nei soggetti tra i 45 e i 65 anni. Questo fenomeno è attribuibile sia all'ampliamento delle indicazioni chirurgiche, sia alle maggiori aspettative funzionali della popolazione attiva(1,2).

Proprio questo incremento della richiesta, unito alle elevate aspettative funzionali dei pazienti più giovani, evidenzia la necessità di garantire la massima precisione chirurgica e di disporre di strumenti sempre più accurati per il monitoraggio della sopravvivenza implantare nel lungo termine. Il successo clinico della THA dipende infatti in modo critico dal corretto

posizionamento delle componenti acetabolare e femorale. Un errato allineamento può determinare, nel breve termine, complicanze quali instabilità, impingement e lussazione protesica, e nel lungo termine, un'usura accelerata delle superfici articolari. Nonostante la centralità di questo aspetto, ottenere un'elevata precisione con le tecniche convenzionali risulta complesso, specialmente considerando l'influenza dell'orientamento pelvico e della mobilità spino-pelvica sulla biomeccanica articolare. In questo contesto, lo sviluppo della chirurgia ortopedica robot-assistita e computer-assistita (CAOS) ha aperto nuove prospettive, permettendo una valutazione intraoperatoria accurata in tempo reale e migliorando significativamente la riproducibilità del posizionamento protesico.(3–5)

Il presente studio si propone di analizzare i risultati clinici e la sopravvivenza implantare a medio-lungo termine di pazienti sottoposti ad artroprotesi totale d'anca con tecnica robotica, con l'obiettivo di contribuire alla comprensione dei vantaggi di tale tecnologia in termini di accuratezza chirurgica e miglioramento della qualità di vita. L'indagine è stata condotta su una coorte retrospettiva, valutando sia la sopravvivenza meccanica degli impianti che gli esiti funzionali soggettivi dei pazienti.

2. Anatomia Dell'Articolazione Coxo-Femorale

L'articolazione dell'anca è tradizionalmente descritta come un'articolazione di tipo enartrosi multiassiale, costituita dalla testa sferica del femore prossimale e dalla cavità concava del bacino denominata acetabolo. Il rapporto tra la testa femorale e l'acetabolo garantisce stabilità e ampia mobilità articolare. Come mostrato in figura 2.1(6), l'acetabolo è situato nel punto di convergenza delle tre principali componenti ossee del bacino: ileo, ischio e pube.(7)

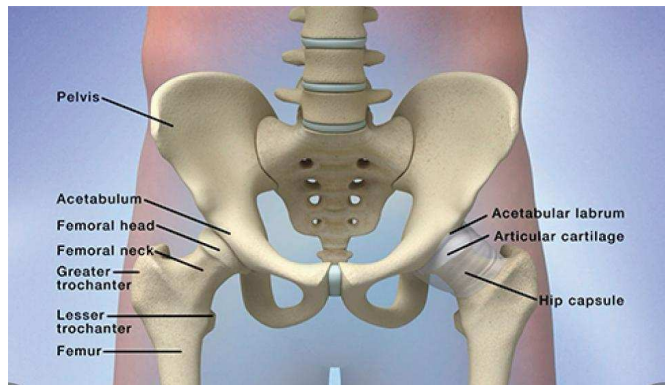


Figura 2.0.1: illustrazione articolazione coxo-femorale.

2.1. Superfici Articolari

L'articolazione coxo-femorale è un enartrosi costituita dalla testa del femore e dall'acetabolo del bacino. Essi costituiscono una delle articolazioni maggiormente sollecitate del corpo umano, con un ruolo fondamentale nella trasmissione dei carichi tra il tronco e gli arti inferiori. biomeccanicamente, l'anca garantisce un ampio ROM articolare con un'elevata stabilità intrinseca, garantita dalla specifica morfologia delle superfici articolari.(7)

classicamente l'anca viene definita come un'articolazione “ball and socket”, composta da una testa femorale sferica che si articola con una cavità concava acetabolare. Tuttavia, ci sono degli studi morfologici più recenti che hanno evidenziato come questa definizione rappresenti una semplificazione della realtà biomeccanica dell'articolazione. In particolare, Menschik ha evidenziato che la geometria della testa femorale e dell'acetabolo non risulta a un'articolazione perfettamente sferica, ma piuttosto a una configurazione definibile come “concoide rotazionale”, con minime deviazioni rispetto alla sfericità ideale. Questa particolare morfologia anatomica consente una miglior distribuzione dei carichi articolari, riducendo il rischio di sublussazione e favorendo i meccanismi di lubrificazione articolare mediante movimenti combinati di rotolamento e scivolamento.(8)

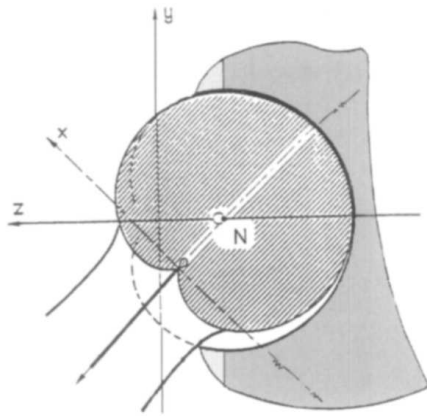


Figura 2.1.1: illustra la configurazione concoidale della testa del femore, che lascia spazio libero nell'acetabolo (8)

La superficie articolare acetabolare presenta un rivestimento di cartilagine ialina prevalentemente a livello della facies lunata, ovvero, la porzione periferica, mentre la regione centrale, corrispondente alla fossa acetabolare, ne è priva.

L'orientamento dell'acetabolo svolge un ruolo fondamentale nella biomeccanica dell'articolazione coxo-femorale. Köhnlein et al. hanno riportato valori medi di versione acetabolare tra 16-26 gradi, inclinazione acetabolare tra 44-52 gradi e tilt acetabolare tra 13-25 gradi.

La versione acetabolare è definita come l'orientamento dell'acetabolo sul piano assiale, l'inclinazione ne definisce l'orientamento sul piano coronale, mentre il tilt acetabolare definisce il grado di orientamento sul piano sagittale.

Studi anatomici tridimensionali hanno mostrato che il bordo acetabolare non presenta una superficie uniforme, piuttosto che un andamento ondulante costante. Più precisamente, sono descritte tre prominenze principali nelle regioni antero-superiore, antero-inferiore e postero-inferiore. Tra queste ci sono delle aree depresse, una anteriore e l'altra postero-superiore. Queste vengono descritte anche con il sistema "clock face" che posiziona le prominenze alle ore 1:50, 4:40 e 7:50 e le depressioni alle ore 3:20 e 11:00.

La porzione più profonda della superficie articolare, nella quasi totalità dei casi è localizzata nel quadrante antero superiore generalmente compreso tra le ore 10 e le ore 2. Questa zona è

considerata la principale area “weight bearing” di questa articolazione ed è quindi la zona maggiormente coinvolta nella trasmissione e distribuzione del carico durante il movimento fisiologico. (9) La profondità funzionale dell’acetabolo è ulteriormente aumentata dalla presenza del labbro acetabolare, struttura fibrocartilaginea situata lungo il bordo acetabolare. Il labbro aumenta la congruenza articolare e aiuta a mantenere una pressione negativa intra-articolare, creando un effetto sigillo tra testa femorale e acetabolo. Questo aumenta la stabilità articolare e aiuta a migliorare la distribuzione del liquido sinoviale, diminuendo l'attrito tra la testa del femore e l'acetabolo durante il carico fisiologico. (7)

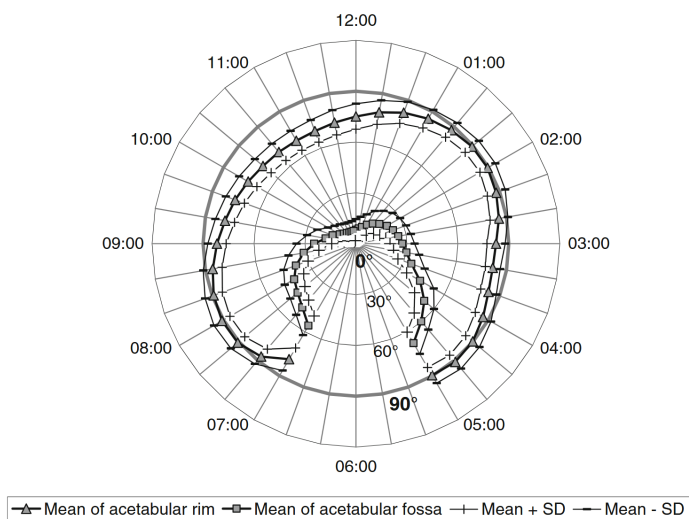


Figura 2.1.2: mostra configurazione e deviazione standard della superficie articolare (9)

2.2. Stabilizzatori Articolari

2.2.1. Stabilizzatori Statici

Complesso capsulo-legamentoso:(10)

Labbro acetabolare

Il labbro acetabolare è una struttura fibrocartilaginea anulare che si inserisce lungo il bordo dell'acetabolo, allargando la superficie articolare e approfondendo la cavità di contenimento della testa femorale. la sua sezione trasversale è tipicamente triangolare anche ci possono essere delle varianti più rotondeggianti o appiattite. il labbro è ancorato sia alla cartilagine ialina detta giunzione condrolabrale che alla sezione ossea dell'acetabolo , detta giunzione osseo-labrale. Inferiormente, a livello dell'incisura acetabolare, il labbro si continua con il cosiddetto legamento trasverso dell'acetabolo, chiudendo il cerchio articolare

Il labbro ha un ruolo funzionale importantissimo nella stabilità articolare attraverso un meccanismo di sigillo idraulico, creando un ambiente a pressione negativa che contribuisce a mantenere la distribuzione del liquido sinoviale tra le superfici articolari.omogeneizzando il carico e proteggendo la cartilagine dall'usura. La sua vascolarizzazione è limitata alle porzioni capsulari, rendendo la guarigione spontanea di lesioni in questa localizzazione difficile. La localizzazione di lesioni in questo ambito segue sempre il sistema clock face, con inquadratura oraria, ovvero, le ore 3 corrispondono al settore anteriore,le ore 6 al legamento

trasverso, le ore 9 al settore posteriore e le ore 12 all'apice superiore dell'acetabolo. Le lesioni più frequenti si verificano nel quadrante antero superiore (ore 12-3), spesso in associazione con il conflitto femoro-acetabolare (FAI)

La capsula articolare e il complesso capsulo-legamentoso

La capsula articolare dell'anca costituisce il principale stabilizzatore statico dell'articolazione.

Si parla di una struttura cilindrica fibrosa che si inserisce a livello della base del labbro acetabolare e del collo del femore. È formato da due strati, uno esterno a decorso longitudinale rinforzato dai 3 principali legamenti capsulari, e uno interno a decorso circolare rappresentato dalla zona orbicolare che forma un vero e proprio collare attorno al collo del femore. La capsula articolare ha il ruolo di contenere la distrazione dei capi articolari e di regolare la distribuzione del fluido sinoviale tra i compartimenti centrale e periferico.

Legamento Ileo-Femorale (Legamento di Bigelow)

Il legamento ileo femorale, noto anche come legamento di Bigelow, è il legamento più robusto dei tre legamenti capsulari e uno dei legamenti più resistenti del corpo umano. Prende origine dal margine inferiore della spina iliaca antero inferiore e dal margine iliaco del acetabolo, si divide in due fasce una banda superiore e una banda inferiore. si inserisce sulla linea intertrocanterica con una configurazione a Y rovesciata. La sua azione principale è limitare la rotazione esterna in flessione e la rotazione sia esterna che interna in estensione. Contribuisce quindi alla stabilità antero-superiore

Legamento Pubo-Femorale

Il legamento pubo-femorale decorre anteriormente dalla cresta otturatoria e ramo pubico superiore fino al collo femorale adiacente al piccolo trocantere, fondendosi con le fibre inferiori del legamento ileo-femorale. Ha il ruolo di stabilizzare l'articolazione principalmente durante i movimenti di abduzione dell'anca, nei quali impedisce l'eccessiva escursione del femore verso l'esterno. La sua integrità è fondamentale anche nell'impedire lussazioni antero-inferiori.

Legamento Ischio-Femorale

Il legamento ischio-femorale origina dalla componente ischiatica del bordo acetabolare e si porta posteriormente fino alla base del grande trocantere, convergendo con la banda superiore del legamento ileo femorale. È il principale responsabile della stabilità postero-superiore dell'anca e svolge la sua azione soprattutto durante i movimenti di estensione dell'anca. Le lesioni di questo legamento, che possono verificarsi in seguito a lussazioni posteriori, o in modo iatrogeno durante procedure artroscopiche, espongono l'articolazione a una instabilità posteriore

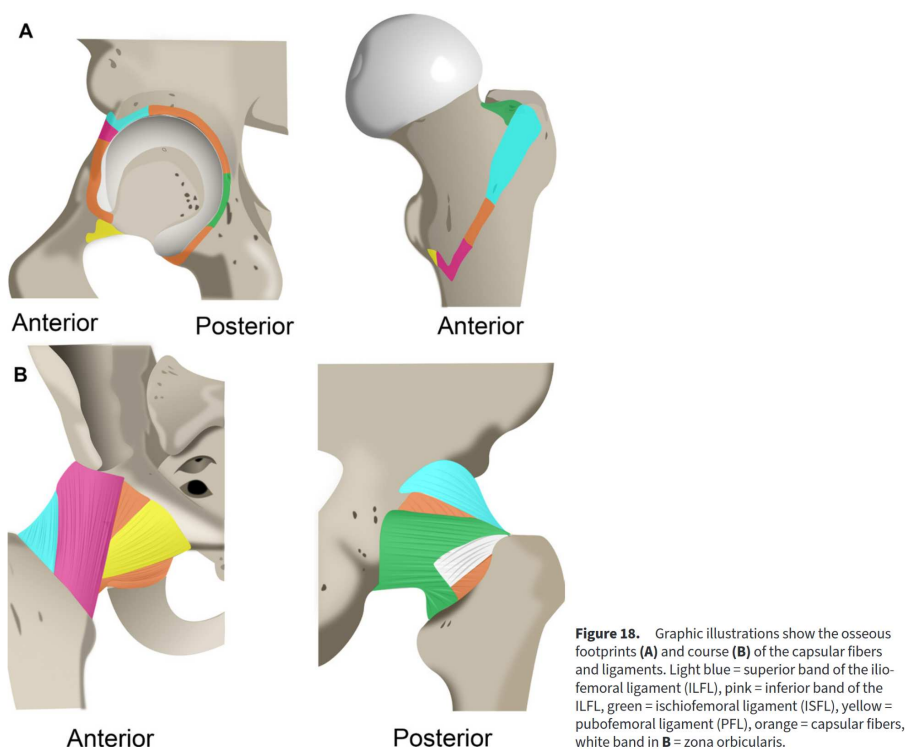


Figura 2.2.1: in figura sono illustrati i legamenti articolari dell'articolazione coxo-femorale (10)

Legamento rotondo

Il legamento rotondo, anatomicamente denominato “ligamentum teres capitis femori”, è un cordone legamentoso, tubulare, teso tra l’incisura inferiore periferica e la fovea della testa femorale. Nasce dal legamento trasverso acetabolare lungo il margine inferiore dell’acetabolo e si inserisce sul periostio della fovea capitis con 2 bande: una banda ischiatica e una pubica. per lungo tempo era ritenuto come una struttura vestigiale di scarso rilievo funzionale. Studi recenti hanno scoperto che ha un ruolo nella vascolarizzazione della testa femorale, nella propriocezione, nocicezione, e nella stabilità rotazionale dell’anca. Ha una lunghezza media di 28 mm con uno spessore medio di 3-4 mm che si assottiglia progressivamente in senso cranio-caudale.

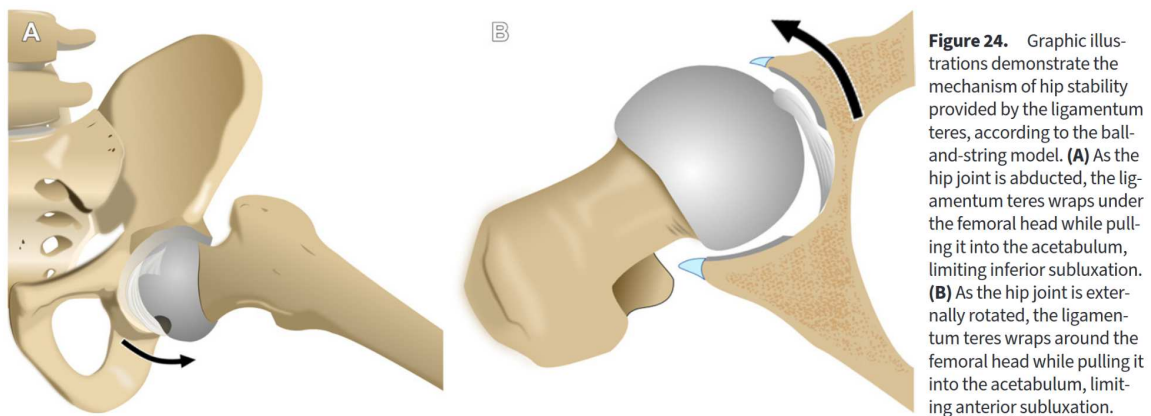


Figura 2.2.2: In figura è illustrato il ruolo del legamento rotondo come stabilizzatore dell’articolazione: in abduzione limita sublussazione posteriore, in extra rotazione limita sublussazione anteriore (10)

2.2.2. Stabilizzatori Dinamici

Stabilizzatori dinamici: il ruolo della muscolatura periarticolare(10)

Oltre agli elementi passivi rappresentati dal complesso capsulo-labrale ed i legamenti capsulari, la stabilità dell’anca dipende anche dalla stabilizzazione dinamica, ovvero, dall’azione della muscolatura periarticolare.

I muscoli periarticolari non sono responsabili soltanto del movimento articolare, ma contribuiscono attivamente al mantenimento della congruenza dei capi articolari e alla distribuzione dei carichi durante il movimento.

Dal punto di vista funzionale, la muscolatura dell'anca si distingue in diversi gruppi: flessori, estensori, adduttori e abduttori.

I principali flessori sono l'ileopsoas, considerato il più importante flessore dell'anca, il retto femorale e il tensore della fascia lata. dell'estensione prende carico soprattutto il grande gluteo e i muscoli ischio-crurali, tra cui il bicipite femorale, il semitendinoso e il semimembranoso. Il gluteo medio e piccolo invece sono responsabili dell'abduzione e la stabilizzazione del bacino durante la deambulazione monopodolica; in pratica, un loro deficit determina il caratteristico segno di Trendelenburg. Il comparto adduttore comprende grande, lungo e breve adduttore, insieme a gracile e pettineo.

Un ruolo particolarmente importante è svolto dai rotatori esterni profondi: piriforme, otturatore interno ed esterno, gemelli superiore e inferiore e quadrato del femore, che contribuiscono alla stabilità posteriore dell'articolazione. Alcuni autori paragonano la loro funzione stabilizzante a quella esercitata dalla cuffia dei rotatori della spalla.

La coordinazione tra questi gruppi muscolari è fondamentale per mantenere la stabilità articolare e limitare le sollecitazioni anomale sulle superfici articolari, durante la deambulazione, la corsa o l'attività sportiva, l'anca è sottoposta a delle forze molto elevate. Alterazioni dell'equilibrio muscolari o deficit di controllo neuromuscolare, possono favorire un sovraccarico articolare, instabilità articolare e degenerazione progressive delle strutture cartilaginee e capsulo-labrali.

Membrana sinoviale:(11,12)

La membrana sinoviale dell'articolazione coxo-femorale riveste la superficie interna della capsula articolare, delimitando la cavità sinoviale e lasciando scoperte le superfici rivestite da cartilagine articolare. A partire dal margine articolare del femore, essa ricopre la porzione intracapsulare del collo femorale, per poi riflettersi sulla superficie interna della capsula e rivestire il labbro acetabolare, il legamento della testa del femore e il tessuto adiposo presente nella fossa acetabolare.

La sua funzione principale consiste nella produzione del liquido sinoviale, che svolge un ruolo fondamentale nella lubrificazione delle superfici articolari e contribuisce al nutrimento della cartilagine articolare, priva di vascolarizzazione propria. In questo modo, la membrana sinoviale contribuisce al mantenimento dell'ambiente intra-articolare e facilita lo scorrimento reciproco delle superfici articolari durante i movimenti dell'anca

borse:(11,12)

Le borse articolari hanno la funzione principale di ridurre l'attrito durante il movimento, favorendo lo scorrimento delle strutture periarticolari. Tra le più importanti si riconosce la borsa ileo-pettinea, o borsa dell'ileo-psoas, situata anteriormente all'articolazione, tra il tendine del muscolo ileo-psoas e la capsula articolare. Essa può comunicare con la cavità articolare dell'anca attraverso un'apertura circolare posta tra il legamento pubo-femorale e la porzione discendente del legamento ileo-femorale.

Sono inoltre presenti borse in rapporto con la regione trocanterica, tra cui quelle associate ai muscoli glutei e al grande trocantere.

2.3. Vascolarizzazione

La vascolarizzazione dell'articolazione dell'anca deriva principalmente da rami delle arterie circonflesse femorali mediale e laterale, provenienti dall'arteria femorale profonda. Questi vasi formano intorno al collo chirurgico del femore un circolo arterioso dal quale originano rami ascendenti, diretti alla porzione inferiore e laterale della capsula articolare. Alcuni di essi penetrano inoltre all'interno dell'articolazione, contribuendo alla vascolarizzazione del legamento rotondo e della testa femorale.(13,14)

Alla vascolarizzazione dell'articolazione contribuiscono anche rami delle arterie glutee superiore e inferiore e dell'arteria otturatoria, tutte derivanti dall'arteria iliaca interna. Alla rete arteriosa corrisponde un analogo drenaggio venoso.

Per quanto riguarda il drenaggio linfatico, i vasi provenienti dalla faccia anteriore dell'articolazione dell'anca si dirigono verso i linfonodi inguinali profondi, mentre quelli

provenienti dalle facce mediale e posteriore decorrono rispettivamente con l'arteria otturatoria e con le arterie glutee, raggiungendo i linfonodi iliaci interni.

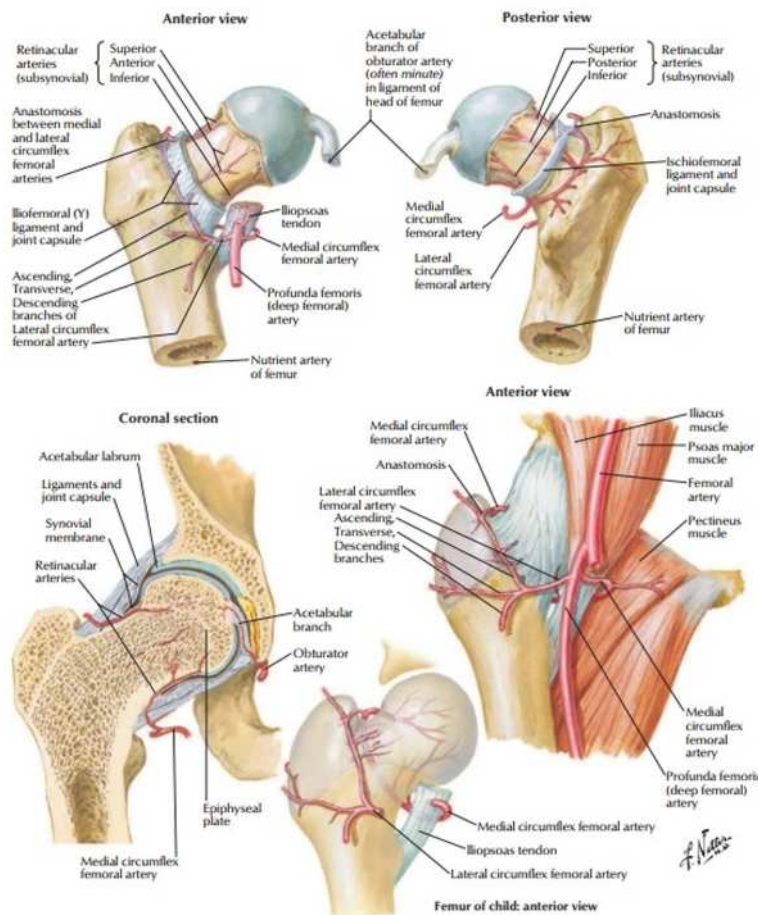


Figura 2.3.1: in figura è illustrata la vascolarizzazione dell'articolazione dell'anca

2.4. Innervazione

L'innervazione dell'articolazione dell'anca è assicurata da rami provenienti dai plessi lombare e sacrale. La porzione anteriore dell'articolazione riceve fibre dai nervi femorale, otturatore e, quando presente, otturatore accessorio, tutti originati dal plesso lombare. La porzione posteriore della capsula articolare è invece innervata da rami dei nervi sciatico e

gluteo superiore e dal nervo del muscolo quadrato del femore, provenienti dal plesso sacrale.
(13)

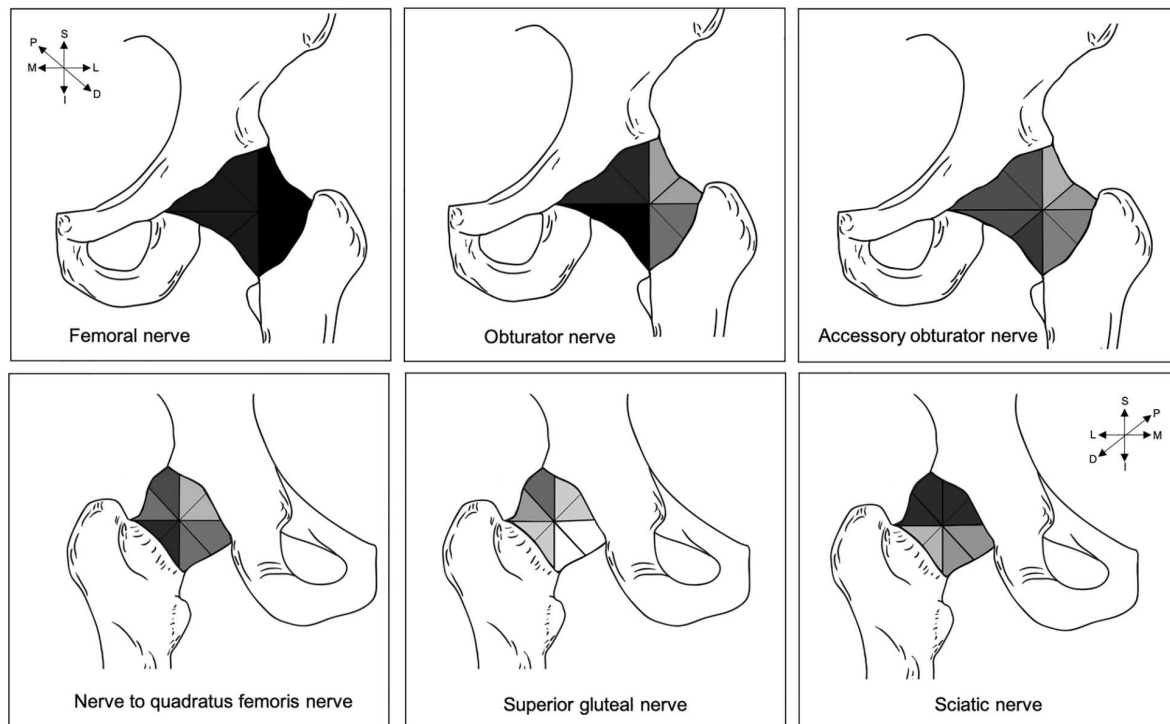


Figura 2.4.1: In figura è illustrata la distribuzione delle aree di innervazione della capsula ed i nervi corrispettivi (13)

2.5. Orientamento Dei Capi Articolari (14)

L'orientamento dei capi articolari dell'anca riveste un ruolo fondamentale nella biomeccanica dell'articolazione, in quanto determina i rapporti anatomici tra femore e acetabolo, influenzando l'ampiezza dei movimenti, la distribuzione dei carichi articolari e la stabilità dell'articolazione. La corretta disposizione delle componenti ossee consente infatti un'efficace trasmissione delle forze e contribuisce al mantenimento dell'equilibrio funzionale dell'anca.

L'orientamento del femore è definito principalmente da due parametri anatomici: l'angolo di inclinazione, o angolo cervico-diafisario, che descrive il rapporto tra il collo e la diafisi

femorale, e l'angolo di torsione, noto anche come antiversione femorale, che esprime l'orientamento del collo femorale rispetto al piano dei condili femorali.

Per quanto riguarda l'acetabolo, i principali parametri di orientamento sono rappresentati dall'angolo centro-bordo, che esprime il grado di copertura della testa femorale, e dall'angolo di antiversione acetabolare, che definisce l'orientamento dell'acetabolo sul piano trasversale. La valutazione di tali parametri è essenziale per comprendere la biomeccanica dell'articolazione coxo-femorale e le alterazioni che possono predisporre a instabilità o a un'alterata distribuzione dei carichi articolari.

2.5.1. Femore

Angolo cervico-diafisario(14)

L'angolo cervico-diafisario, noto anche come angolo di inclinazione femorale, è definito dall'angolo formato, sul piano frontale, tra l'asse del collo del femore e l'asse longitudinale della diafisi femorale. Questo parametro riveste un ruolo fondamentale nella biomeccanica dell'anca, poiché contribuisce all'allineamento delle superfici articolari e alla corretta distribuzione dei carichi.

Alla nascita l'angolo cervico-diafisario presenta un valore medio di circa **165–170°**. Con la crescita, in seguito all'azione della muscolatura e ai carichi trasmessi al collo del femore durante la deambulazione, tale angolo si riduce progressivamente fino a raggiungere, nell'adulto, un valore medio di circa **125°**. Sono generalmente considerati fisiologici valori compresi tra **120° e 135°**. Come illustrato in Figura 2.2, questa configurazione anatomica consente di ottimizzare l'allineamento tra la testa femorale e l'acetabolo, favorendo la stabilità e l'efficienza biomeccanica dell'articolazione

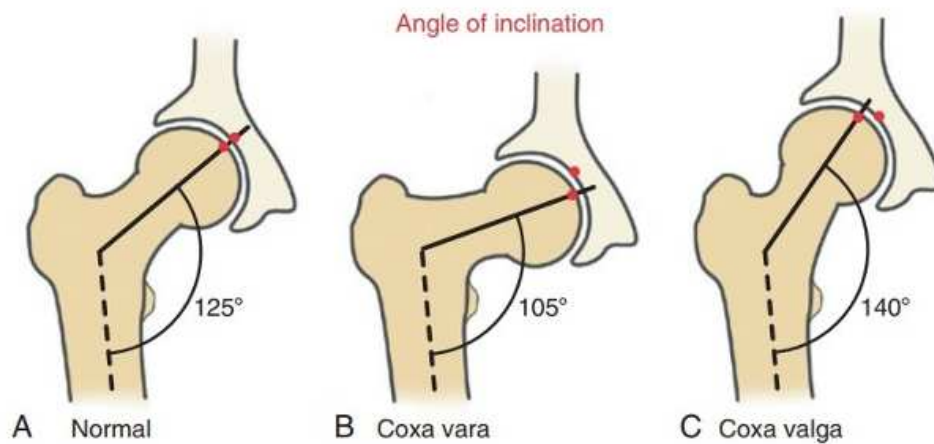


Figura 2.5.1: in figura sono illustrate le varianti dell'Inclinazione femorale (angolo cervico-diafisario). A: normale inclinazione. B: coxa vara. C: coxa valga

L'angolo cervico-diafisario può andare incontro a variazioni di origine congenita o acquisita. In base al suo valore, si distinguono due principali alterazioni morfologiche: la **coxa vara**, caratterizzata da un angolo di inclinazione inferiore a **120°**, e la **coxa valga**, definita da un angolo di inclinazione superiore a **135°**.

Tali alterazioni determinano una modifica dei rapporti anatomici tra la testa femorale e l'acetabolo, influenzando la biomeccanica dell'articolazione e la posizione del suo centro di rotazione. Nella coxa vara, la riduzione dell'angolo cervico-diafisario comporta uno spostamento del centro di rotazione inferiormente rispetto al grande trocantere; nella coxa valga, invece, l'aumento dell'angolo determina uno spostamento del centro di rotazione superiormente al trocantere. Un marcato disallineamento dei capi articolari può inoltre favorire un'alterata distribuzione dei carichi, predisponendo a un'usura anomala dell'articolazione e aumentando il rischio di lussazione dell'anca

Angolo di torsione femorale(14)

L'angolo di torsione del femore, o **angolo di antiversione femorale**, descrive la rotazione relativa tra il collo e la diafisi femorale. In condizioni fisiologiche, osservando il femore dall'alto, il collo femorale risulta orientato anteriormente rispetto all'asse medio-laterale passante per i condili femorali. Nell'adulto, il valore medio dell'angolo di antiversione è di

circa **10–15°**, sebbene in letteratura siano riportati come fisiologici valori compresi tra **8° e 20°**. In associazione a un normale angolo cervico-diafisario, un'antiversione di circa **15°** garantisce un corretto allineamento dei capi articolari e un'adeguata congruenza dell'articolazione coxo-femorale.

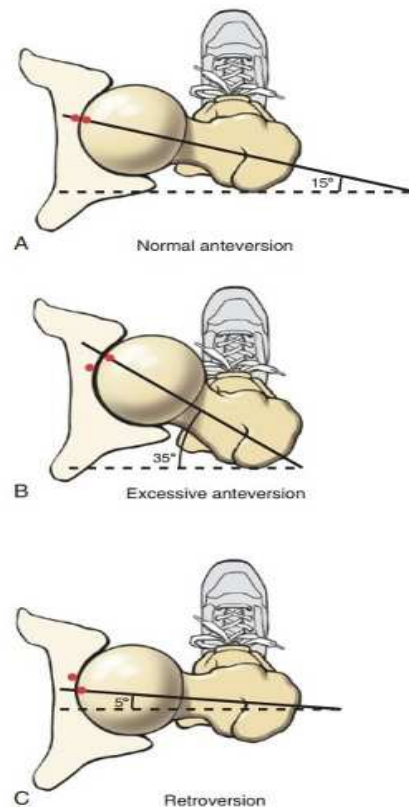


Figura 2.5.2: illustrazione dell'angolo di antiversione femorale.
A: normale.
B: eccessiva antiversione.
C: retroversione

Le alterazioni dell'angolo di antiversione possono influenzare significativamente la biomeccanica dell'anca. Un aumento marcato dell'angolo viene definito **eccessiva antiversione femorale**, mentre una sua riduzione, fino a valori prossimi a **0°**, prende il nome di **retroversione femorale**. Nei bambini, un'eccessiva antiversione può manifestarsi con un'andatura caratterizzata da una marcata rotazione interna degli arti inferiori (*in-toeing* o «piede verso l'interno»), interpretata come un meccanismo compensatorio volto a migliorare l'orientamento della testa femorale all'interno dell'acetabolo. Quando tale condizione persiste nell'età adulta, può determinare una riduzione della congruenza articolare e un aumento dello

stress di contatto, favorendo l'usura della cartilagine articolare e del labbro acetabolare, incrementando il rischio di lussazione dell'anca e predisponendo allo sviluppo di osteoartrosi secondaria.

2.5.2. Acetabolo

Angolo centro-bordo(14,15)

L'angolo centro-bordo (*center-edge angle*, o angolo di Wiberg) è un parametro radiografico utilizzato per valutare il grado di copertura superolaterale della testa femorale da parte dell'acetabolo. Si misura su una radiografia del bacino in proiezione antero-posteriore ed è formato da due linee che originano dal centro della testa femorale: una linea verticale di riferimento, perpendicolare all'asse trasversale del bacino, e una seconda linea diretta verso il margine superolaterale dell'acetabolo. Nella metodica più precisa proposta da Ogata et al., quest'ultima linea viene indirizzata verso il punto più superolaterale della zona sclerotica portante dell'acetabolo (*sourcil*), così da ottenere una stima più accurata della copertura funzionale della testa femorale.

Il valore dell'angolo consente di distinguere diversi gradi di copertura acetabolare. Un LCEA inferiore a 25° è associato a una copertura insufficiente della testa femorale ed è indicativo di sotto-copertura acetabolare, ne conseguono una riduzione della superficie di contatto articolare e un maggior rischio di lussazione e di degenerazione articolare precoce. valori superiori a 40°, al contrario, indicano un'eccessiva copertura e possono essere associati a un conflitto femoro-acetabolare di tipo pincer e, di conseguenza, a lesioni dell'anca in occasione di movimenti articolari particolarmente ampi. Per la displasia borderline, la letteratura riportata dagli autori non individua una soglia univoca: vengono utilizzati intervalli compresi tra 20° e 25° oppure tra 18° e 25°.

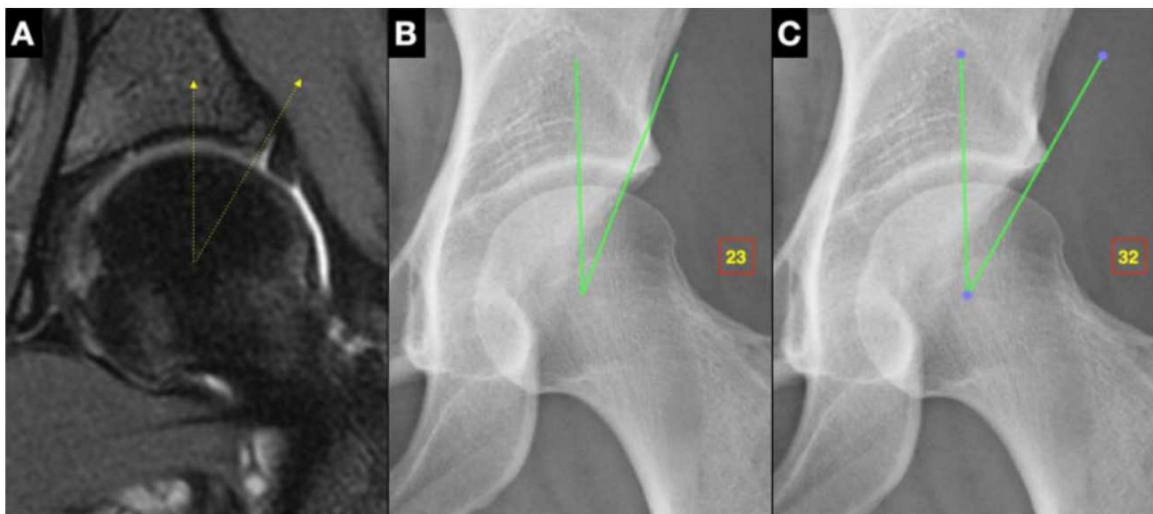


Figura 2.5.3: in figura è illustrato il calcolo dell'angolo centro-bordo

Angolo di antiversione acetabolare(14,16)

L'**angolo di antiversione acetabolare** definisce l'orientamento dell'acetabolo sul piano assiale (o orizzontale) e viene valutato mediante tomografia computerizzata (TC). Si calcola misurando l'angolo compreso tra una linea perpendicolare al piano pelvico anteriore di riferimento e una linea che unisce i margini anteriore e posteriore dell'acetabolo.

In condizioni fisiologiche, l'antiversione acetabolare presenta un valore medio di circa **20°**, mantenendosi pressoché uniforme lungo la cavità articolare e riducendosi solo lievemente nei livelli più prossimali (superiori). Questa inclinazione lascia scoperta una porzione anteriore della testa femorale, la cui stabilità è comunque garantita dal tendine dell'ileopsoas e dal legamento capsulare anteriore.

Le variazioni di questo angolo possono comportare problematiche biomeccaniche distinte: **Eccessiva antiversione:** riduce ulteriormente la copertura anteriore della testa femorale, predisponendo l'articolazione a instabilità, lussazioni anteriori e lesioni del labbro acetabolare anteriore (soprattutto nei movimenti di extrarotazione). Tale rischio aumenta se coesiste anche un'aumentata antiversione femorale.

Retroversione acetabolare: si verifica quando l'angolo si avvicina a 0° (orientamento laterale) o diventa negativo (orientamento posteriore), condizione riscontrabile radiograficamente con il segno del cross-over. In questa conformazione particolarmente evidente nei settori prossimali, la retroversione è spesso legata a un deficit di copertura della parete posteriore e postero-superiore piuttosto che a un eccesso di parete anteriore. Ciò causa una distribuzione anomala dei carichi e fenomeni di conflitto (impingement), favorendo danni condrolabrali e un'insorgenza più precoce della sintomatologia dolorosa e dei processi degenerativi secondari.

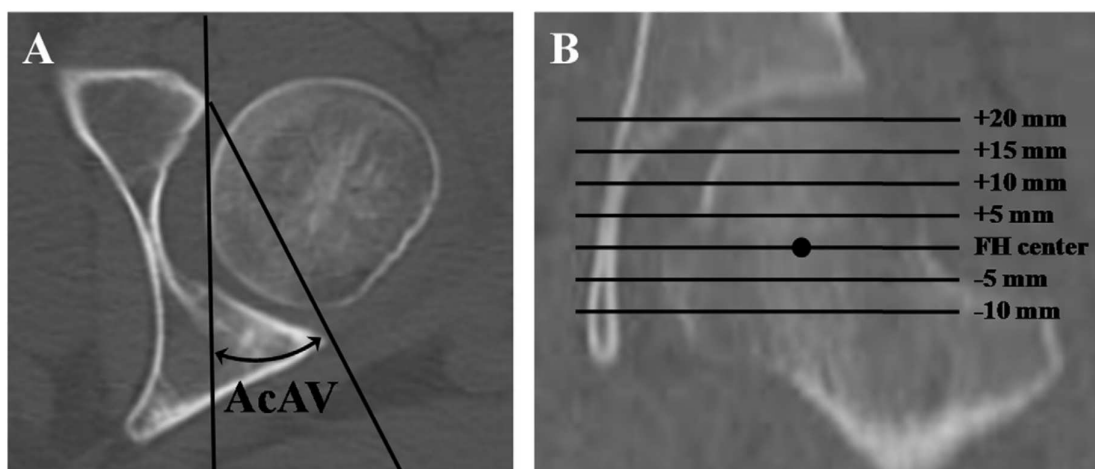


Figura 2.5.4: in figura è illustrato il calcolo dell'angolo di anteversione acetabolare

2.6. Muscoli E Movimenti Dell'Anca

L'articolazione coxo-femorale costituisce il nucleo centrale del sistema motorio umano, permettendo una mobilità complessa sui tre piani spaziali e gestendo la trasmissione dei carichi tra l'acetabolo e il femore. La stabilità dinamica e la produzione del movimento dipendono dall'azione coordinata di 21 strutture muscolari, essenziali per il mantenimento della congruenza articolare durante le attività fisiologiche quotidiane.

In ambito anatomico e funzionale, il complesso muscolare dell'anca può essere classificato distinguendo le componenti profonde, situate a stretto contatto con la capsula articolare, dalle masse muscolari più superficiali e voluminose.

2.6.1. Muscolatura Dell'Anca

Componenti muscolari profonde e interne (17) Questo raggruppamento comprende i muscoli situati in prossimità dei capi articolari, con una funzione determinante nella compressione e nella stabilizzazione intrinseca dell'articolazione.

- **Muscolo ileopsoas:** derivante dalla fusione dei muscoli iliaco e grande psoas, si inserisce distalmente a livello del piccolo trocantere. Rappresenta il principale flessore dell'articolazione e, grazie al suo decorso attraverso la giunzione lombosacrale, garantisce un'importante stabilità verticale al segmento lombare della colonna.
- **Brevi rotatori esterni:** questo complesso profondo è costituito da sei muscoli (piriforme, otturatori interno ed esterno, gemelli superiore ed inferiore e quadrato del femore). Ad eccezione del piriforme, presentano una linea di forza quasi orizzontale, configurazione ideale per la rotazione esterna e per la stabilizzazione meccanica della testa femorale nella cavità acetabolare.

Componenti muscolari superficiali ed esterne (17)

Si tratta di masse muscolari voluminose, localizzate prevalentemente nella regione glutea, deputate alla generazione di elevate forze propulsive e al mantenimento dell'equilibrio posturale.

- **Muscolo grande gluteo:** costituisce circa il 16% dell'area trasversa totale della regione, rappresentando il muscolo più voluminoso dell'anca. Agisce come potente estensore ed extrarotatore, risultando fondamentale per le accelerazioni del corpo verso l'alto e in avanti, oltre che per i rapidi cambi di direzione.
- **Muscolo medio gluteo:** rappresenta circa il 60% dell'area trasversa degli abduttori e si inserisce sulla porzione supero-laterale del grande trocantere. Svolge un ruolo cruciale nella fase di appoggio monopodalico della deambulazione, stabilizzando il bacino sul piano frontale.
- **Muscolo piccolo gluteo:** situato in profondità rispetto al medio gluteo, si inserisce sulla faccia antero-laterale del grande trocantere e sulla capsula. Contribuisce all'abduzione e, mediante le fibre anteriori, alla rotazione interna dell'articolazione.

- **Muscolo tensore della fascia lata:** il più piccolo tra i principali abduttori, origina lateralmente alla spina iliaca antero-superiore per fondersi distalmente con il tratto ileo-tibiale.
- **Gruppo degli adduttori:** localizzati nella loggia mediale femorale, comprendono pettineo, adduttore lungo, breve e grande, oltre al gracile. Oltre all'adduzione, collaborano alla flessione o all'estensione in base al grado di movimento dell'anca.
- **Muscoli ischiocrurali:** bicipite femorale, semitendinoso e semimembranoso agiscono sinergicamente con il grande gluteo nella funzione di estensori primari dell'anca.

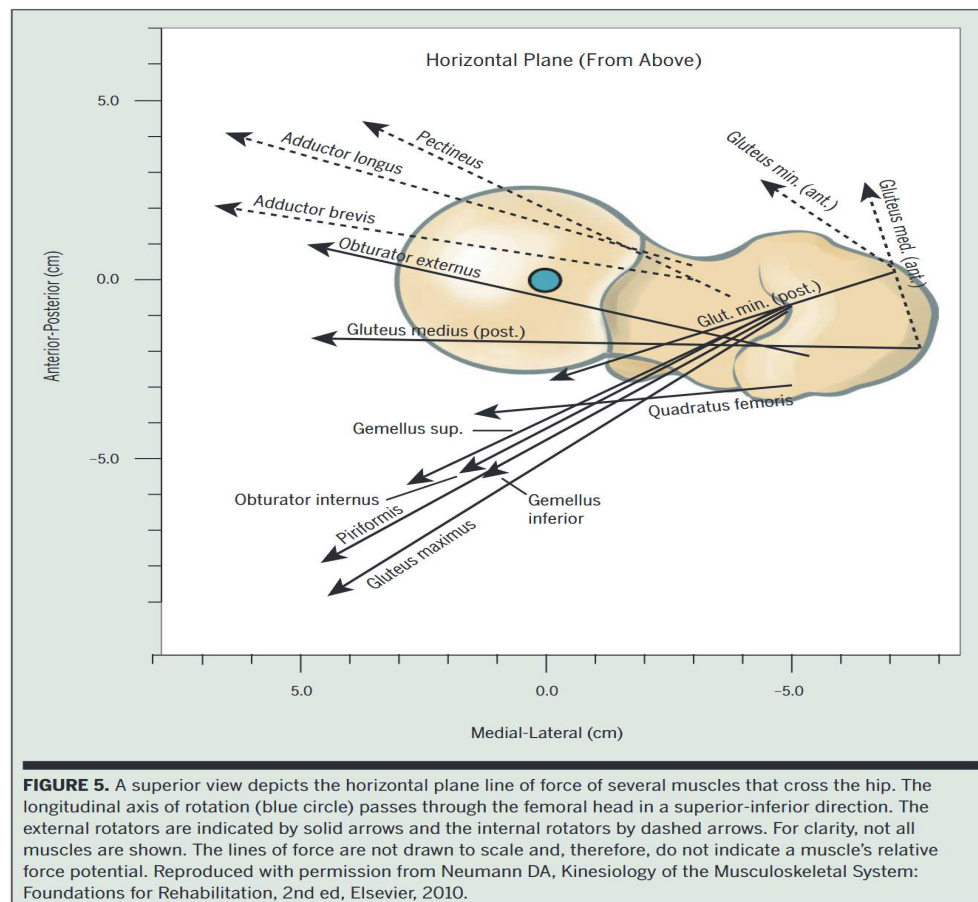


Figura 2.6.1: Una vista dall'alto mostra la linea di forza sul piano orizzontale di vari muscoli che attraversano l'anca.
(17)

2.6.2. Biomeccanica E Cinematica Articolare

L'articolazione coxo-femorale consente escursioni articolari nei tre piani cardinali: sagittale, frontale ed orizzontale. La gerarchia della forza muscolare espressa vede al primo posto gli estensori, seguiti in ordine decrescente da flessori, adduttori, abduttori e rotatori.(17)

- **Flessione:** movimento sul piano sagittale guidato dall'ileopsoas con il supporto di retto femorale, sartorio e tensore della fascia lata. Richiede l'attivazione dei muscoli addominali per la stabilizzazione del bacino e il controllo della lordosi lombare.
- **Estensione:** avviene sul piano sagittale mediante l'azione del grande gluteo, della porzione posteriore del grande adduttore e degli ischiocrurali, contribuendo alla retroversione pelvica.
- **Abduzione e Adduzione:** movimenti sul piano frontale. L'abduzione allontana l'arto dalla linea mediana e l'adduzione lo avvicina. L'abduzione è essenziale per la deambulazione, richiedendo ai glutei medio e piccolo una forza notevole per mantenere l'orizzontalità del bacino. L'adduzione è fondamentale nelle attività dinamiche e nei cambi di direzione.
- **Rotazione Interna ed Esterna:** si sviluppano sul piano orizzontale. La rotazione esterna è operata dai rotatori profondi e dal grande gluteo. La rotazione interna è garantita da muscoli secondari, la cui efficacia biomeccanica aumenta significativamente con l'anca flessa a 90°.

3. Artrosi D'Anca

L'artrosi dell'anca, nota clinicamente come coxartrosi, rappresenta una delle patologie degenerative croniche dell'apparato muscoloscheletrico a più alto impatto clinico, sociale ed economico. Tradizionalmente interpretata come una mera e inevitabile conseguenza dell'invecchiamento cellulare e del deterioramento fisico della cartilagine ("wear and tear"), la coxartrosi è oggi ridefinita come una complessa patologia biologica dell'intera articolazione coxofemorale, intesa e studiata come un vero e proprio "organo" biologico attivo.(18)

Secondo la definizione ufficiale fornita dalla Osteoarthritis Research Society International (OARSI), la malattia si manifesta inizialmente come un'alterazione molecolare del metabolismo dei tessuti articolari, a cui fanno seguito deragliamenti anatomici e fisiologici caratterizzati da degradazione della cartilagine, rimodellamento osseo, formazione di osteofiti, infiammazione sinoviale e conseguente perdita della normale funzionalità articolare.(18)

3.1. Epidemiologia

L'artrosi rappresenta la forma più diffusa di patologia articolare a livello globale, configurandosi come la causa principale di limitazione delle attività quotidiane e di disabilità motoria nella popolazione adulta. A livello mondiale, si stima che centinaia di milioni di individui soffrano di osteoartrosi sintomatica, con una quota rilevante rappresentata proprio dalla localizzazione all'anca. L'enorme rilevanza clinica si traduce anche all'elevato volume delle procedure chirurgiche, con centinaia di migliaia di interventi di artroprotesi totale d'anca eseguiti ogni anno, di cui la stragrande maggioranza riconosce proprio nella coxartrosi l'indicazione d'elezione.(18)

L'andamento epidemiologico della coxartrosi mostra una stretta correlazione con alcune variabili demografiche e sociali. L'incidenza e la prevalenza della patologia aumentano in modo pressoché esponenziale con l'invecchiamento, risultando una condizione estremamente rara nei soggetti giovani, in particolare sotto i trent'anni, mentre diventa di frequente riscontro clinico nella popolazione anziana. Oltre alla variabile anagrafica, si riscontra una spiccata prevalenza nel sesso femminile; le donne non solo risultano maggiormente colpite dall'artrosi d'anca, ma tendono anche a presentare manifestazioni sintomatologiche più acute e quadri radiografici caratterizzati da maggiore severità strutturale rispetto alla controparte maschile.(18)

Sotto il profilo socio-economico, la coxartrosi comporta ingenti costi sanitari, sia diretti, legati alle spese mediche e chirurgiche, sia indiretti, derivanti dalla perdita di produttività lavorativa e dalla disabilità. L'analisi dei dati assistenziali evidenzia inoltre significative disparità nell'accesso ai trattamenti chirurgici e negli esiti post-operatori. I pazienti provenienti da contesti socio-economici svantaggiati o appartenenti a minoranze etniche registrano tassi significativamente inferiori di accesso all'intervento protesico primario e, in presenza di procedure chirurgiche eseguite, mostrano una maggiore incidenza di complicanze perioperatorie e tassi di mortalità a breve termine superiori.(18,19)

Infine, l'impatto della patologia si estende alla sopravvivenza stessa dei pazienti. A causa del dolore cronico e delle severe limitazioni della mobilità, i soggetti affetti da coxartrosi avanzata tendono a condurre uno stile di vita marcatamente sedentario. Questo disuso muscolare e la riduzione dell'attività fisica quotidiana favoriscono il peggioramento delle comorbidità cardiovascolari e metaboliche preesistenti, associandosi a un incremento significativo della mortalità generale rispetto alla popolazione sana di pari età.(18)

3.2. Patogenesi

La patogenesi della coxartrosi coinvolge in maniera sincrona e integrata tutti i tessuti dell'articolazione, superando la storica concezione di un semplice deterioramento meccanico passivo legato all'usura della cartilagine. Il processo degenerativo interessa attivamente l'osso subcondrale, la cartilagine ialina, la membrana sinoviale, i legamenti capsulari, i muscoli periarticolari e il tessuto adiposo circostante, che cooperano nel determinare il fallimento strutturale del giunto articolare.(18)

L'ambiente biomeccanico esercita un ruolo critico sull'omeostasi articolare. Le alterazioni strutturali o il sovraccarico meccanico prolungato generano forze di taglio e di compressione anomale che si concentrano sull'osso subcondrale e sulla cartilagine. Questa eccessiva sollecitazione induce alterazioni strutturali precoci, identificabili alla risonanza magnetica

come lesioni del midollo osseo, caratterizzate istologicamente da microfratture trabecolari, necrosi focale, fibrosi e infiltrazione di adipociti anomali. L'osso subcondrale risponde al sovraccarico mediante un processo di sclerosi e ispessimento, accompagnato da un'invasione vascolare patologica che si estende verso la cartilagine, accelerando la perdita del tessuto cartilagineo ialino e distruggendo la normale architettura del giunto osteo-cartilagineo.(18)

Contrariamente alla vecchia concezione puramente meccanica dell'artrosi, lo stato infiammatorio gioca un ruolo patogenetico centrale. La sinovite, ovvero l'infiammazione della membrana sinoviale, è un reperto costante nelle articolazioni coxofemorali artrosiche. A differenza delle artriti autoimmuni sistemiche, in cui l'infiammazione è guidata prevalentemente dai linfociti, la flogosi sinoviale nell'artrosi è caratterizzata da una spiccata predominanza di macrofagi. Tale fenomeno riflette l'attivazione dell'immunità innata: la degradazione progressiva della cartilagine rilascia nella cavità articolare frammenti di matrice extracellulare che stimolano i recettori sinoviali, innescando un processo infiammatorio persistente che mima una ferita cronica a livello articolare.(18)

All'interno del microambiente dell'anca artrosica, il normale bilancio tra i processi anabolici di sintesi e riparazione e quelli catabolici di degradazione e infiammazione è gravemente alterato a favore di questi ultimi. I condrociti, i fibroblasti sinoviali e gli osteoblasti rispondono agli stimoli infiammatori e meccanici secernendo localmente citochine e mediatori infiammatori. Questi mediatori stimolano la sintesi e il rilascio di enzimi proteolitici altamente distruttivi, in particolare le metalloproteinasi della matrice, responsabili della degradazione e della perdita del collagene e dei proteoglicani che costituiscono l'impalcatura elastica della cartilagine. Sebbene l'articolazione esprima localmente anche fattori di crescita anabolici nel tentativo di promuovere la riparazione del tessuto, la loro azione protettiva viene sopraffatta dalla cascata infiammatoria. Inoltre, in un microambiente patogenetico alterato, questi fattori di crescita deviano la loro azione biologica originaria, finendo per stimolare la formazione degli osteofiti marginali e l'avanzamento della sclerosi dell'osso subcondrale, peggiorando la rigidità dell'articolazione.(18)

3.3. Fattori Di Rischio

Lo sviluppo e la progressione della coxartrosi dipendono da una complessa interazione tra fattori sistemici e alterazioni biomeccaniche locali. Tra i principali elementi sistemici spicca l'età avanzata, unita a una predisposizione genetica e all'appartenenza al sesso femminile, che risulta intrinsecamente più suscettibile allo sviluppo di quadri clinici e radiografici severi.[\(18\)](#)

Un ruolo patogenetico centrale è ricoperto dall'obesità, la quale agisce negativamente sia attraverso un logorante sovraccarico meccanico sulle superfici articolari, sia innescando uno stato infiammatorio sistemico di basso grado. Inoltre, un elevato indice di massa corporea, unito ad altre comorbidità come il diabete scompensato e ad abitudini scorrette come il tabagismo, compromette il microcircolo e i processi di riparazione tissutale, incrementando in modo significativo il rischio di complicanze perioperatorie in caso di intervento chirurgico.[\(18,19\)](#)

Sul versante locale, le anomalie anatomiche (come la displasia e il conflitto femoro-acetabolare) e i pregressi traumi articolari alterano i fisiologici vettori di forza. Questa asimmetria concentra i carichi meccanici su aree cartilaginee ristrette, accelerandone la degenerazione e l'usura.[\(18\)](#)

Infine, assume un rilievo biomeccanico e chirurgico fondamentale la sindrome della colonna rigida, tipica dei pazienti con marcata rigidità o pregresse fusioni lombo-sacrali. In questi soggetti, la perdita di mobilità impedisce alla pelvi di compensare i movimenti del tronco, generando un sovraccarico anomalo che non solo accelera l'artrosi, ma costituisce anche un gravissimo fattore di rischio per l'instabilità e la lussazione in vista di un futuro impianto protesico.[\(19\)](#)

3.4. Sintomatologia E Manifestazioni Cliniche

La coxartrosi si manifesta clinicamente attraverso un quadro sintomatologico a esordio insidioso e progressione graduale, dominato dal dolore, dalla rigidità e dalla limitazione della funzionalità motoria.

Il dolore coxo-femorale rappresenta il sintomo d'esordio e il principale motivo per cui il paziente si rivolge allo specialista. Esso viene tipicamente avvertito a livello della regione inguinale e della regione antero-laterale dell'anca, potendosi proiettare posteriormente verso la regione glutea o irradiarsi distalmente lungo la faccia anteriore della coscia fino a raggiungere il ginocchio. Questa irradiazione, nota come coxalgia riflessa, costituisce un classico elemento di confusione diagnostica, poiché può indurre a ricercare erroneamente l'origine della sofferenza nel ginocchio anziché nell'anca. Nelle prime fasi della patologia, il dolore presenta caratteristiche tipicamente meccaniche, venendo scatenato dal carico prolungato, dalla deambulazione o dalla stazione eretta e trovando un rapido sollievo con il riposo. Negli stadi più avanzati, con l'aggravarsi del danno strutturale e della sinovite infiammatoria, il dolore diventa continuo e persistente, manifestandosi anche a riposo e durante le ore notturne, con un impatto fortemente negativo sulla qualità del sonno.(18)

Al dolore si associa costantemente la rigidità articolare, particolarmente pronunciata al risveglio mattutino o dopo periodi prolungati di immobilità, fenomeno noto come rigidità da fermo o partenza a freddo. Questa rigidità ha la caratteristica clinica di essere transitoria, attenuandosi e risolvendosi tipicamente entro trenta minuti dall'inizio del movimento attivo; una durata superiore all'ora deve invece far sospettare una patologia infiammatoria sistemica di natura autoimmune.(18)

Con l'avanzare del processo degenerativo, la limitazione funzionale si fa sempre più severa, ostacolando le comuni attività della vita quotidiana come indossare le calze, allacciarsi le scarpe, salire e scendere le scale o salire a bordo di un veicolo. All'esame obiettivo, il clinico riscontra segni fisici caratteristici, a partire da un'andatura antalgica con una evidente zoppia di fuga, adottata dal paziente per abbreviare il tempo di appoggio sull'arto dolorante e spesso associata all'uso di ausili. Si osserva inoltre una progressiva perdita della mobilità articolare in tutti i piani dello spazio, che colpisce precocemente e in modo selettivo la rotazione interna e l'adduzione dell'anca. La manovra di rotazione interna passiva dell'anca, in particolare, evoca in modo specifico il dolore inguinale tipico, confermandosi come il test provocativo

più sensibile ed efficace all'esame obiettivo.(18,19) A differenza di quanto accade in articolazioni più superficiali come il ginocchio, l'articolazione dell'anca è situata profondamente nel bacino e protetta da robusti gruppi muscolari, motivo per cui l'eventuale presenza di un versamento articolare o di una tumefazione sinoviale non può essere rilevata visivamente o mediante la palpazione manuale durante l'esame fisico.(18)

3.5. Diagnosi

Il percorso diagnostico della coxartrosi si sviluppa attraverso una integrazione tra l'anamnesi clinica, l'esame obiettivo mirato e lo studio radiografico standard. Nella pratica clinica corrente, l'associazione tra un dolore tipico all'anca e la limitazione dei movimenti articolari consente di formulare una diagnosi clinica di elevata accuratezza già durante la prima visita. All'esame fisico, il clinico valuta la deambulazione del paziente, l'eventuale presenza di zoppia antalgica e la limitazione del movimento nei vari piani dello spazio. In particolare, la riduzione della rotazione interna passiva e dell'adduzione rappresentano i segni fisici più precoci e indicativi di compromissione articolare, con la manovra di intrarotazione che evoca tipicamente il dolore inguinale caratteristico riferito dal paziente.(18)

Sebbene la valutazione clinica guidi fermamente il sospetto diagnostico, la conferma definitiva spetta alla radiologia convenzionale. La radiografia standard del bacino in proiezione antero-posteriore sotto carico e dell'anca interessata in proiezione laterale costituisce l'esame strumentale d'elezione. Questo esame consente di confermare la diagnosi, escludere patologie alternative e quantificare la gravità del danno strutturale attraverso il riscontro dei quattro segni radiologici cardine della malattia. Il primo è la riduzione dello spazio articolare, espressione diretta della perdita e dell'assottigliamento della cartilagine, che nella coxartrosi si localizza tipicamente al polo superiore o supero-laterale dell'articolazione.

A questo si associano l'apposizione reattiva di tessuto osseo sotto forma di osteofiti marginali lungo l'orletto acetabolare o la giunzione testa-collo femorale, la sclerosi dell'osso subcondrale (ovvero un addensamento osseo visibile come area di spiccata radiopacità nelle zone sottoposte a carico) e, infine, la comparsa di geodi o cisti subcondrali nei quadri clinici più avanzati.(18)



figura 3.5.1 - lastra radiografica, artrosi d'anca (19)

Per standardizzare la valutazione del danno radiologico e uniformare la comunicazione clinica, si adotta correntemente la classificazione di Kellgren-Lawrence, che suddivide l'artrosi in gradi incrementali da 0, corrispondente all'assenza di alterazioni, a 4, quest'ultimo caratterizzato da una severa o totale scomparsa dello spazio articolare, nota come contatto osseo diretto o "bone-on-bone", associata a grandi osteofiti e marcata sclerosi dell'osso subcondrale. È tuttavia di fondamentale rilievo clinico ricordare che spesso non vi è una perfetta correlazione tra la severità dei sintomi riferiti dal paziente e il grado di danno radiologico riscontrato. La degenerazione biologica e la sintomatologia dolorosa possono manifestarsi molto prima che le alterazioni strutturali siano visibili sulle lastre standard; pertanto, un esame radiografico iniziale negativo o dubbio non esclude una coxartrosi in fase

precoce e, in presenza di un sospetto clinico fondato, giustifica l'avvio tempestivo del trattamento conservativo.(18)

L'impiego di metodiche di imaging avanzate rimane limitato a scenari clinici ben definiti. La risonanza magnetica non trova indicazione nella gestione ordinaria dell'artrosi d'anca, ma rappresenta uno strumento prezioso qualora si sospetti la presenza di patologie alternative che richiedono approcci urgenti e differenziati, come la necrosi avascolare della testa del femore, fratture da insufficienza dell'osso subcondrale o processi infettivi e neoplastici. L'ecografia dell'anca, invece, si configura come un esame complementare utile soprattutto per confermare l'eventuale presenza di un versamento articolare profondo e, in particolare, per fornire una guida visiva in tempo reale durante l'esecuzione di procedure infiltrative intra-articolari.(18)

Infine, la diagnosi differenziale impone al clinico di distinguere la coxartrosi da altre fonti di dolore inguinale o trocanterico. Tra queste si annoverano le artriti infiammatorie sistemiche o microcristalline, l'artrite settica, caratterizzata da sintomi sistemici e indici infiammatori elevati, e le patologie dei tessuti molli periarticolari, come la borsite trocanterica o le tendinopatie inserzionali. Nei casi clinicamente dubbi, l'analisi chimico-fisica del liquido sinoviale ottenuto tramite artrocentesi consente di dirimere ogni incertezza, confermando la natura non infiammatoria del liquido artrosico rispetto a quadri infettivi o autoimmuni.(18)

3.6. Trattamento

Il trattamento della coxartrosi si pone come obiettivi principali il controllo della sintomatologia dolorosa, il recupero o il mantenimento della mobilità articolare e il miglioramento complessivo della qualità della vita del paziente. La strategia terapeutica prevede un approccio personalizzato, graduale e multidisciplinare, che spazia dagli interventi non farmacologici e farmacologici fino alla chirurgia protesica nei casi più avanzati.

3.6.1. Trattamento Non Farmacologico E Stile Di Vita

Gli interventi non farmacologici rappresentano il pilastro fondamentale e imprescindibile del trattamento, raccomandati in modo unanime per ogni paziente indipendentemente dallo stadio di gravità della coxartrosi. I programmi di educazione e autogestione sono essenziali per rendere il paziente consapevole della propria condizione e promuovere uno stile di vita attivo. L'esercizio fisico terapeutico, mirato al rinforzo della muscolatura glutea, del quadricipite e degli stabilizzatori del bacino, associato ad attività aerobica a basso impatto e a esercizi di mobilizzazione, garantisce un significativo sollievo dal dolore e preserva la funzionalità del giunto articolare. Nei pazienti in sovrappeso o obesi, il calo ponderale agisce in sinergia riducendo sia il sovraccarico biomeccanico diretto sulle superfici articolari dell'anca, sia lo stato infiammatorio sistemico di basso grado, rallentando efficacemente la progressione dei sintomi.(18)

3.6.2. Trattamento Farmacologico E Infiltrativo

La terapia farmacologica deve essere considerata un presidio complementare e temporaneo, utile soprattutto per controllare il dolore e favorire la mobilità durante le fasi di riacutizzazione sintomatologica. I FANS per via orale costituiscono la prima linea di trattamento farmacologico raccomandata dalle linee guida internazionali, mostrando un'elevata efficacia nel controllo del dolore e della sinovite. Tuttavia, il loro impiego richiede un attento monitoraggio clinico, in particolare nei pazienti anziani o con comorbidità, a causa dei potenziali effetti collaterali gastrointestinali, renali e cardiovascolari. Nelle persone a rischio cardiovascolare o renale severo, l'uso dei FANS deve essere evitato o strettamente limitato. A differenza di articolazioni più superficiali come il ginocchio, l'applicazione di FANS topici sotto forma di gel o cerotti risulta scarsamente efficace nell'artrosi d'anca a causa della profonda collocazione anatomica dell'articolazione, che impedisce al principio attivo di raggiungere concentrazioni terapeutiche all'interno dello spazio articolare.(18)

Il paracetamolo rappresenta una valida alternativa terapeutica qualora i FANS orali siano controindicati o non tollerati, pur offrendo un'efficacia clinica nel controllo del dolore

nettamente inferiore.(18,19) Nelle fasi di severa riacutizzazione infiammatoria, le infiltrazioni intra-articolari di corticosteroidi possono fornire un sollievo temporaneo dal dolore di grande utilità clinica. Data la complessa anatomia dell'anca, queste procedure devono essere eseguite tassativamente sotto guida ecografica o fluoroscopica per garantire il posizionamento sicuro del farmaco all'interno dello spazio articolare.(18) Al contrario, l'impiego infiltrativo dell'acido ialuronico, noto come viscosupplementazione, rimane fortemente dibattuto in letteratura, tanto che le più recenti linee guida basate sull'evidenza ne sconsigliano l'utilizzo a causa dell'assenza di benefici clinicamente rilevanti rispetto al placebo.(18,19) Allo stesso modo, l'uso a lungo termine di oppioidi forti è ampiamente sconsigliato per via dei severi rischi sistemici e della ridotta efficacia nel tempo, riservando gli oppioidi deboli solo a brevissimi periodi in caso di totale refrattarietà ad altre terapie.(18,19)

3.6.3. Trattamento Chirurgico

Nei casi di coxartrosi severa e invalidante in cui il trattamento conservativo non sia più sufficiente a garantire una qualità di vita accettabile, l'intervento di artroprotesi totale d'anca rappresenta il gold standard chirurgico. Considerata una delle procedure di maggior successo e costo-efficacia dell'intera chirurgia moderna, l'artroplastica totale garantisce la completa risoluzione o una drastica riduzione del dolore nella stragrande maggioranza dei casi, ripristinando la normale deambulazione e l'autonomia del paziente, con una sopravvivenza dell'impianto che supera frequentemente i vent'anni.(18)

Per ottimizzare i risultati chirurgici e ridurre il tasso di complicanze, le linee guida internazionali definiscono raccomandazioni cliniche precise. Prima dell'intervento, è fondamentale implementare un percorso di ottimizzazione pre-operatoria dei fattori di rischio modificabili, che prevede la cessazione del fumo di tabacco, la riduzione del peso corporeo nei pazienti con grave obesità e il controllo rigoroso dell'emoglobina glicata nei pazienti diabetici.(19) Durante la procedura, la somministrazione intra-operatoria di acido tranexamico è fortemente raccomandata per ridurre in modo significativo le perdite ematiche e la necessità di trasfusioni di sangue, mentre l'utilizzo dell'anestesia neurassiale, spinale o

epidurale, viene preferito all'anestesia generale per il suo miglior profilo di sicurezza perioperatoria.(19)

Riguardo alla fissazione dei componenti protesici, sebbene gli impianti non cementati rappresentino lo standard nella popolazione generale, l'utilizzo di steli femorali cementati è raccomandato nei pazienti anziani o con scarsa qualità ossea per prevenire il rischio di fratture periprotetiche. Particolare attenzione deve essere posta nella gestione dei pazienti con colonna lombo-sacrale rigida o pregresse fusioni vertebrali estese: l'assenza di mobilità pelvica altera la cinematica dell'anca ed eleva sensibilmente il rischio di lussazione post-operatoria, scenario clinico in cui è indicato l'utilizzo di accoppiamenti protesici a doppia mobilità per massimizzare la stabilità articolare.(19)

Infine, la scelta della via d'accesso chirurgica, sia essa anteriore, posteriore, laterale o antero-laterale, non influenza l'efficacia a lungo termine e deve essere personalizzata in base all'anatomia del paziente e all'esperienza del chirurgo. Innovativo è anche l'approccio alla riabilitazione post-operatoria, che riconosce pari efficacia tra la fisioterapia formale supervisionata e i programmi di esercizi autogestiti a domicilio, consentendo di personalizzare il recupero del paziente sulla base delle sue reali necessità e del supporto familiare disponibile.(19)

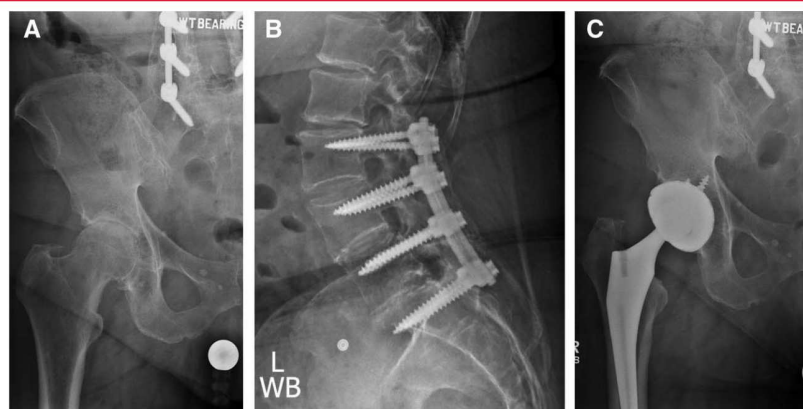


Figura 3.6.1 - a) radiografia AP preoperatoria di anca dx. b) radiografia laterale di zona lombare. c) radiografia AP postoperatoria di anca dx (19)

4.Fondamenti Della Chirurgia Protesica Dell’Anca

La sostituzione protesica totale dell'anca (PTA) è un intervento chirurgico di primaria importanza in ambito ortopedico, progettato per sostituire le superfici articolari danneggiate con appositi impianti artificiali. Lo scopo fondamentale della procedura è la risoluzione del dolore cronico, unita al ripristino della normale cinematica articolare e al conseguente miglioramento della qualità di vita del paziente. Attualmente, l'artroplastica d'anca ricopre un ruolo di assoluto rilievo nel panorama clinico ed epidemiologico, spinta dal progressivo invecchiamento demografico e dalla sempre maggiore diffusione delle patologie degenerative. Con oltre un milione di interventi eseguiti annualmente a livello globale, i volumi chirurgici sono destinati a crescere costantemente nei prossimi decenni. In più del 90% dei casi, l'indicazione d'elezione per questa chirurgia è rappresentata dall'osteoartrosi sintomatica, una condizione la cui incidenza è in continuo aumento parallelamente all'innalzamento dell'aspettativa di vita e alla crescente problematica dell'obesità. (1)

Indicazioni e Controindicazioni nella Protesi Totale d'Anca

L'intervento di protesi totale d'anca (PTA) rappresenta la soluzione chirurgica definitiva per eliminare il dolore cronico e ripristinare la funzionalità articolare nei pazienti con patologie dell'anca in fase avanzata. La necessità di un impianto protesico primario scaturisce principalmente dal fallimento biologico o traumatico dell'articolazione, riconducibile a specifiche patologie(20):

- Coxartrosi primaria o secondaria (osteoartrosi dell'anca): La causa più comune di degenerazione articolare, caratterizzata dall'usura progressiva della cartilagine.
- Necrosi avascolare della testa del femore (osteonecrosi): Una patologia degenerativa legata alla compromissione del flusso sanguigno locale, che conduce alla morte cellulare del tessuto osseo.
- Displasia congenita dell'anca: Una malformazione anatomica (come le forme di grado lieve o moderato Crowe tipo I o II) che altera la biomeccanica articolare favorendo un'artrosi precoce.
- Fratture del collo del femore: Eventi traumatici acuti (incluse le fratture Garden di tipo I o II) che richiedono una sostituzione articolare primaria, in particolare nel paziente anziano.

- Artrite reumatoide: O altre artropatie infiammatorie sistemiche che abbiano causato un grave danno strutturale secondario all'anca.

Trattandosi di una procedura elettiva e irreversibile, la definizione del corretto timing operatorio richiede un bilancio rigoroso tra i benefici attesi e i potenziali rischi.(21)

L'identificazione dei candidati idonei si basa su tre indicazioni principali (o requisiti minimi) (21):

1. Conferma diagnostica: Evidenza clinica e radiologica di coxartrosi avanzata (grado Kellgren & Lawrence ≥ 3) o di necrosi avascolare della testa del femore (stadio ARCO $\geq$ IIIc).
2. Grave impatto sintomatologico: Dolore severo e persistente, associato a una significativa limitazione delle attività quotidiane (ADL) e della qualità di vita del paziente.
3. Inefficacia delle terapie conservative: Mancata risposta a trattamenti non chirurgici (farmacologici, fisioterapici o modifiche dello stile di vita) adeguatamente condotti per un periodo di almeno tre mesi.

Parallelamente, la sicurezza del paziente impone l'esclusione di soggetti che presentano precise controindicazioni, suddivise tra criteri assoluti e fattori di rischio modificabili (20,21):

- Controindicazioni assolute: Presenza di infezioni attive o persistenti (locali a livello dell'anca, sistemiche o dei tessuti molli), oppure comorbilità sistemiche gravi e non compensate che comportino un rischio di mortalità perioperatoria inaccettabile.
- Fattori di rischio da ottimizzare (controindicazioni relative): Stato glicemico non controllato nel diabete mellito, forte dipendenza da nicotina o recenti infiltrazioni intra-articolari di corticosteroidi (da evitare nelle 6 settimane precedenti la chirurgia per minimizzare il rischio di infezione periprotetica).
- La gestione del peso (BMI): Mentre alcuni standard europei considerano un BMI ≥ 40 kg/m² come controindicazione formale, le ultime linee guida americane ACR/AAHKS raccomandano di evitare soglie rigide di BMI per non limitare l'accesso alle cure, suggerendo piuttosto di educare accuratamente il paziente sull'aumento dei rischi di complicanze mediche e chirurgiche legate all'obesità.

4.1 Tipologie Di Protesi

La ricostruzione dell'articolazione coxo-femorale può essere affrontata attraverso differenti strategie chirurgiche, selezionate in base alle condizioni anatomiche del paziente, all'età, alla qualità del tessuto osseo e alla richiesta funzionale. Dal punto di vista strutturale e dell'estensione della sostituzione, si distinguono due approcci principali: l'artroplastica parziale (o endoprotesi) e l'artroplastica totale.

Artroplastica parziale o endoprotesi (Emiartroprotesi)

L'artroplastica parziale, comunemente nota in ambito clinico come emiartroprotesi, prevede la sostituzione della sola componente femorale dell'articolazione, ossia la testa e il collo del femore, preservando l'acetabolo nativo del paziente. Su di esso si articolerà direttamente la testa protesica, che può essere monopolare o, più frequentemente, bipolare per ridurre l'attrito superficiale (22).

Questa opzione chirurgica è indicata prevalentemente nel trattamento d'urgenza delle fratture intracapsulari scomposte del collo del femore nei pazienti anziani, caratterizzati da una bassa richiesta funzionale e da un quadro generale di fragilità o comorbidità sistemica (22). Sotto il profilo chirurgico, l'emiartroprotesi offre vantaggi significativi nel contesto dell'emergenza:

- Riduzione del tempo operatorio: La mancata preparazione chirurgica della cavità acetabolare accelera considerevolmente la procedura, limitando lo stress cardiocircolatorio perioperatorio e il rischio anestesilogico in pazienti clinicamente vulnerabili.
- Contenimento delle perdite ematiche: Non dovendo fresare l'osso acetabolare, l'intervento risulta meno invasivo e riduce la necessità di emotrasfusioni postoperatorie.
- Stabilità articolare immediata: L'impiego di testine di grande diametro riduce notevolmente il rischio di lussazione precoce della protesi nelle prime fasi post-operatorie.

Tuttavia, il limite intrinseco dell'emiartroprotesi risiede proprio nella mancata sostituzione del versante acetabolare. Il contatto diretto e continuo tra la testina protesica metallica o ceramica e la cartilagine acetabolare nativa determina, nel tempo, un'inevitabile usura da attrito. Questo

fenomeno si traduce nella progressiva erosione della cartilagine e del tessuto osseo sottocondrale, definita erosione acetabolare. Clinicamente, questa complicanza si manifesta con dolore inguinale cronico e limitazione funzionale, costringendo spesso il chirurgo a un successivo e complesso intervento di conversione in artroprotesi totale. Di conseguenza, l'emiartroprotesi viene generalmente evitata nei pazienti anziani biologicamente attivi e con una buona aspettativa di vita, per i quali si preferisce sin da subito l'impianto di una protesi totale.(22)

Artroplastica totale (Total Hip Arthroplasty - THA)

L'artroprotesi totale d'anca rappresenta il "gold standard" terapeutico per la cura dell'artrosi severa e invalidante (coxartrosi primaria o secondaria) e per il trattamento delle fratture del collo del femore nei pazienti anziani attivi (22,23). Questo intervento prevede la sostituzione completa di entrambi i capi articolari mediante un sistema protesico composto da quattro elementi principali:

- La coppa acetabolare: Un'emisfera metallica (generalmente in titanio poroso) o cementata che viene inserita nella cavità acetabolare nativa opportunamente preparata.
- L'inserito acetabolare (liner): Elemento di scorrimento interposto all'interno della coppa, realizzato in polietilene altamente reticolato, ceramica o metallo.
- La testina femorale: Elemento sferico in metallo o ceramica che si accoppia al collo dello stelo protesico, ricreando il centro di rotazione dell'articolazione.
- Lo stelo femorale: Componente metallica alloggiata nel canale midollare del femore per garantire il supporto meccanico e la trasmissione dei carichi fisiologici.

Rispetto all'emiartroprotesi, l'artroprotesi totale d'anca offre risultati clinici nettamente superiori e più duraturi, garantendo la completa risoluzione della sintomatologia dolorosa, un eccellente ripristino del range di movimento e una sopravvivenza a lungo termine dell'impianto estremamente elevata (24) .

Tuttavia, la riuscita di questo intervento richiede una precisione tecnica millimetrica. In sede di pianificazione preoperatoria e di esecuzione chirurgica, è fondamentale valutare l'allineamento reciproco delle componenti. In particolare, la tecnica dell'anteversione combinata (Combined Anteversion) si focalizza sul posizionamento sinergico dello stelo femorale e della coppa acetabolare (25). Poiché l'anteversione anatomica del femore varia sensibilmente da paziente a paziente, è consigliabile determinare prima la posizione dello stelo e, successivamente, regolare l'orientamento della coppa acetabolare (25). Questo approccio coordinato garantisce che l'anteversione complessiva rientri in una "zona sicura" biomeccanica, riducendo drasticamente il rischio di conflitto tra le componenti (impingement), lussazione o usura precoce dei materiali (23,25).

4.1.1. Modalità Di Fissazione Delle Componenti

La longevità di un impianto protesico d'anca dipende in larga misura dalla stabilità dell'ancoraggio tra i materiali artificiali e l'osso ospite. la fissazione delle componenti protesiche si realizza attraverso tre modalità principali: la fissazione cementata, la fissazione non cementata (o biologica) e la fissazione ibrida (26,27).



Figura 4.1.1 - impianto cementato lato dx e non cementato lato sx

Protesi cementate

La fissazione cementata prevede l'interposizione di una resina polimerica acrilica, il polimetilmetacrilato (PMMA), tra lo stelo protesico e il canale osseo femorale., questa tecnica rappresenta una delle pietre miliari dell'ortopedia moderna (27).

Dal punto di vista meccanico, il PMMA non agisce come un collante chimico, ma come un mezzo di riempimento e distribuzione uniforme dei carichi, noto in bioingegneria come grout (27). Sotto l'azione di pressioni controllate, il cemento fluido penetra nelle porosità dell'osso trabecolare spugnoso prima di polimerizzare, creando un solidissimo incastro micro-meccanico tridimensionale.

La preparazione clinica del cemento si è evoluta notevolmente. Le resine si dividono principalmente in cementi ad alta viscosità, che offrono una consistenza densa immediata facilitando la manipolazione da parte del chirurgo, e cementi a bassa viscosità, che presentano una fluidità iniziale maggiore in grado di favorire una penetrazione più profonda nelle lacune trabecolari (27). Per contrastare l'insorgenza delle infezioni periprotetiche, il cemento viene comunemente addizionato con antibiotici termostabili, che garantiscono un rilascio locale ad alte concentrazioni nelle prime ore post-operatorie (22).

L'applicazione del cemento richiede una tecnica meticolosa che prevede l'uso del lavaggio pulsante per detergere il canale midollare da sangue e detriti, l'inserimento di un tappo distale per contenere la pressione, e la miscelazione sottovuoto del polimero per minimizzare la formazione di bolle d'aria che agirebbero da punti di concentrazione degli stress . Inoltre, l'utilizzo di appositi centralizzatori distali assicura che lo stelo sia circondato da un mantello di cemento uniforme e dello spessore raccomandato di 2-4 millimetri, prevenendo contatti diretti metallo-osso (27).

La fissazione cementata trova la sua indicazione d'elezione nei pazienti in età avanzata (solitamente sopra i 60-70 anni) caratterizzati da una ridotta richiesta funzionale o affetti da una marcata compromissione della qualità ossea, come nei casi di osteoporosi sistemica . Dal punto di vista clinico, l'applicazione principale avviene nel trattamento d'urgenza delle

fratture intracapsulari scomposte del collo del femore, sia attraverso interventi di emiartroprotesi sia di artroprotesi totale d'anca (22). In queste circostanze, l'osso ospite non possiede la resistenza meccanica e la capacità di rimodellamento biologico necessarie per tollerare le sollecitazioni circonferenziali indotte dall'inserimento forzato a press-fit di uno stelo non cementato (22). Questa tecnica è inoltre indicata in presenza di severe deformità anatomiche del canale femorale o nei canali estremamente ampi (i cosiddetti femori a "tubo di stufa"), dove l'adattamento geometrico di una protesi non cementata risulterebbe instabile o biomeccanicamente inadeguato (27)

L'impiego della protesi cementata offre eccellenti benefici biomeccanici e chirurgici immediati;

- Stabilità primaria immediata e carico precoce: Il polimetilmetacrilato (PMMA) agisce riempiendo interamente lo spazio tra la protesi e l'osso trabecolare, garantendo una stabilità meccanica istantanea che consente al paziente di camminare con carico totale fin dal primo giorno post-operatorio, riducendo drasticamente le complicanze da allettamento (22)
- Prevenzione delle fratture periprotetiche: Distribuendo le forze d'impatto in modo uniforme e tridimensionale lungo tutto il canale femorale, il cemento elimina i picchi di tensione corticale, riducendo significativamente l'incidenza di fratture femorali sia durante l'impianto sia nel periodo post-operatorio precoce (24)
- Regolazione intraoperatoria dell'anteversione: A differenza degli steli non cementati, il cui orientamento rotazionale è rigidamente vincolato dall'anatomia ossea del paziente, lo stelo cementato può essere ruotato e posizionato liberamente dal chirurgo all'interno del mantello di cemento fluido prima della sua polimerizzazione, facilitando il ripristino della corretta anteversione combinata (25)
- La transizione graduale dei carichi all'osso riduce drasticamente l'insorgenza del dolore sordo alla coscia, una complicanza aspecifica relativamente comune negli steli non cementati (26).

Sebbene la tecnica di cementazione garantisca una stabilità meccanica istantanea e prevenga diverse complicanze precoci, la sua applicazione non è esente da rischi;

- Sindrome da impianto di cemento (BCIS): È la complicanza acuta più temuta; durante la pressurizzazione del cemento, l'aumento della pressione intramidollare può

spingere emboli di grasso, aria e midollo nel circolo venoso polmonare, provocando ipossia, ipotensione severa o arresto cardiaco in sala operatoria (22).

- Cedimento strutturale nel lungo termine: Con il passare degli anni, sollecitazioni cicliche possono indurre fenomeni di microfessurazione (crazing) all'interno del polimero, accelerati dal rilassamento degli stress (stress relaxation) del materiale, esponendo l'impianto a mobilitazione asettica (27)
- Complessità in caso di revisione: Se lo stelo si infetta o si mobilita, la rimozione del mantello di cemento solidificato dal canale femorale è una procedura chirurgica estremamente demolitiva, che richiede tempi d'intervento prolungati e comporta un rischio elevato di creare false strade o fratture della corticale femorale (28)

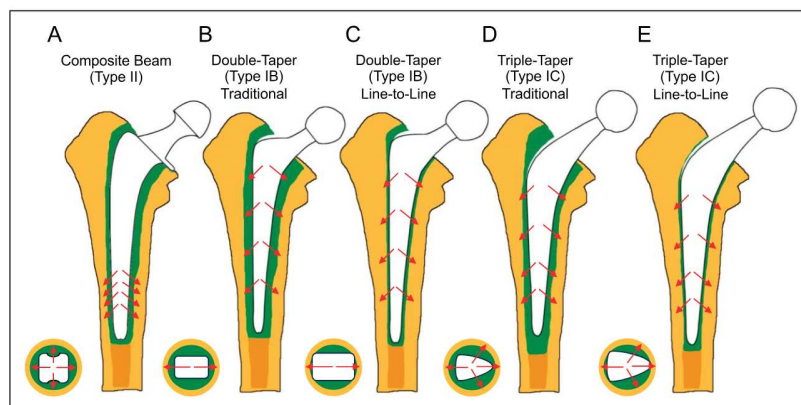


Illustration showing the fundamental cemented femoral stem designs. Three fundamental cemented femoral stem designs are graphically depicted in panels (A) Composite Beam (Type II), (B) Double-Taper (Type IB) Traditional, (C) Double-Taper (Type IB) Line-to-Line, (D) Triple-Taper (Type IC) Traditional, and (E) Triple-Taper (Type IC) Line-to-Line. The cement mantle is shown in green, along with force vectors for the typical force concentration in each of these designs.

Figura 4.1.2: Protesi tradizionali a stelo cementato e relativi vettori di forza. (27)

Protesi non cementate (Fissazione Biologica)

La fissazione non cementata è preferita nei pazienti più giovani, con età inferiore a 60 anni, poiché si affida interamente alla capacità fisiologica del tessuto osseo di integrarsi direttamente con la superficie dell'impianto, un processo biologico noto come "osteointegrazione" (26). L'osteointegrazione consiste nell'apposizione diretta di tessuto osseo vitale e mineralizzato sulla superficie metallica, senza l'interposizione di una membrana di tessuto fibroso, creando una continuità strutturale e funzionale stabile nel tempo. La stabilità complessiva di un impianto non cementato si sviluppa in due fasi distinte:

Prima si instaura la stabilità primaria (meccanica): Viene ottenuta direttamente in sala operatoria mediante l'accoppiamento forzato (press-fit) dello stelo all'interno di un canale femorale preparato con raspe millimetriche. Lo stelo è leggermente sovradimensionato rispetto alla cavità per generare tensioni circonferenziali nell'osso corticale, garantendo un bloccaggio meccanico immediato contro le forze di rotazione e di affondamento (26) Nelle settimane successive all'intervento si sviluppa la stabilità secondaria (biologica) grazie alla crescita attiva di tessuto osseo neoformato che colonizza la superficie protesica, realizzando l'ancoraggio permanente dell'impianto (26).

Il fattore meccanico determinante per la transizione dalla stabilità primaria a quella secondaria è l'entità dei micromovimenti all'interfaccia osso-impianto durante il carico precoce: Se i micromovimenti sono inferiori a 20 micron, le cellule staminali mesenchimali differenziano con successo in osteoblasti, promuovendo la formazione diretta di osso lamellare e una solida integrazione biologica. Micromovimenti intermedi, compresi tra 40 e 150 micron, possono portare a una risposta tissutale mista, in cui l'osso neoformato coesiste con aree di tessuto connettivo. Se i micromovimenti superano la soglia critica dei 150 micron, le sollecitazioni di taglio impediscono la neovascolarizzazione e interrompono la formazione dei ponti ossei primari. Le cellule mesenchimali differenziano in fibroblasti, portando alla formazione di una membrana fibrosa periprotetica. Questa condizione compromette la stabilità secondaria, manifestandosi clinicamente con dolore alla deambulazione e potenziale allentamento asettico precoce dello stelo.(26)

Al fine di promuovere l'integrazione biologica dei tessuti, le superfici delle componenti non cementate vengono sottoposte a specifici trattamenti bioingegneristici, categorizzati in base alla natura dell'interazione che instaurano con l'osso ospite:

Ingrowth (Crescita ossea interna): questa metodica prevede la penetrazione del tessuto osseo all'interno di strutture porose tridimensionali (26). Per ottimizzare il processo di osteointegrazione, il rivestimento deve possedere pori con diametro variabile tra 50 e 400 micron e una porosità totale del 30-40%, garantendo al contempo la necessaria integrità strutturale. Le tecnologie d'elezione comprendono la sinterizzazione di sferule metalliche,

l'impiego di reti in fibra pressata e l'utilizzo di metalli altamente porosi, come il tantalio, che replicano fedelmente la morfologia dell'osso trabecolare (26,29).

Ongrowth (Crescita ossea superficiale): si realizza attraverso l'apposizione ossea su superfici metalliche caratterizzate da una marcata rugosità, pur in assenza di macro-porosità. Tale configurazione si ottiene mediante procedure di sabbiatura con ossido di allumina o tramite spruzzatura di plasma metallico, processi che creano un'interfaccia favorevole all'adesione delle cellule osteoblastiche (26).

Idrossiapatite (HA): si tratta di un rivestimento bioattivo di natura fosfo-calcica applicato sul metallo per le sue spiccate proprietà osteoconduttive. L'idrossiapatite funge da acceleratore biologico, stimolando la risposta osteogenica e riducendo i tempi necessari per il consolidamento dell'interfaccia osso-impianto. la stabilità e la resistenza alla migrazione degli steli anatomici rivestiti in idrossiapatite rimangono elevate indipendentemente dalla densità minerale ossea o dalla presenza di quadri osteoporotici (30). Il che significa che l'unione tra un design geometrico ottimale e superfici bioattive è in grado di assicurare un'efficace integrazione biologica anche in contesti di fragilità ossea.

Protesi ibride

La filosofia di fissazione ibrida nasce con l'intento di combinare i vantaggi clinici e biomeccanici delle due metodiche precedenti all'interno dello stesso impianto.

Nello schema ibrido tradizionale, il chirurgo utilizza una coppa acetabolare non cementata (sfruttando l'eccellente capacità dell'osso acetabolare, ben vascolarizzato, di osteointegrare una superficie porosa) associata a uno stelo femorale cementato (garantendo una stabilità primaria immediata nel femore ed evitando i rischi legati al press-fit in canali femorali ampi o osteoporotici).

Lo schema ibrido inverso (reverse hybrid), prevede una coppa acetabolare cementata accoppiata a uno stelo femorale non cementato (22). Questo approccio è meno frequente e viene riservato a casi selezionati o a specifiche esigenze anatomiche e cliniche del paziente.

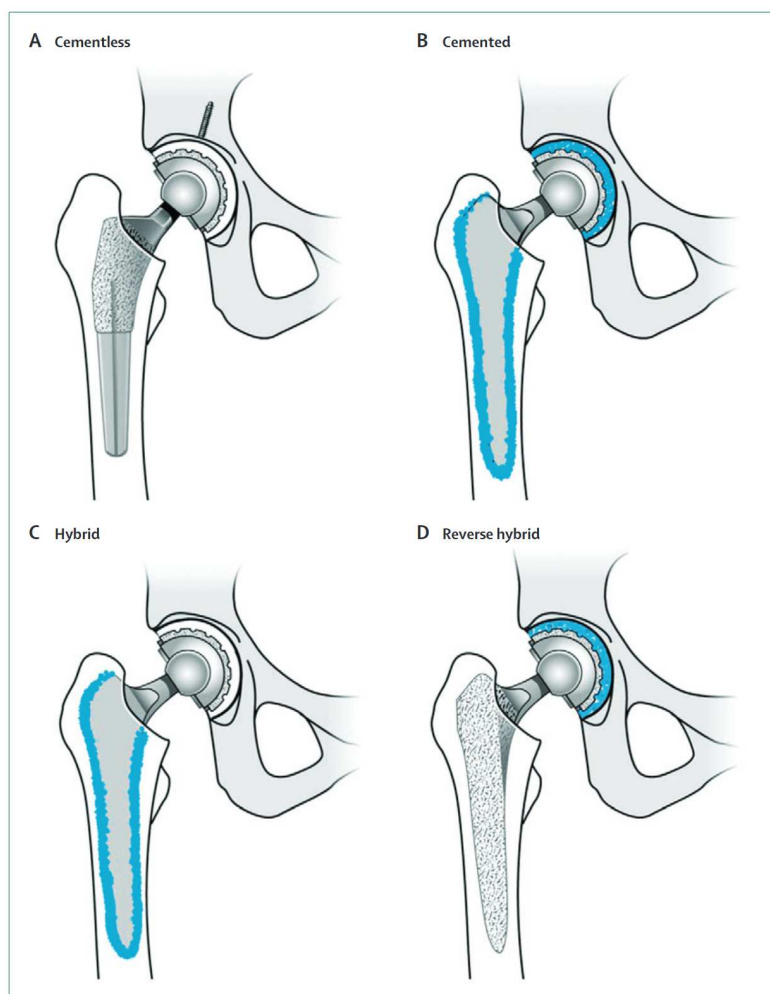


Figura 4.1.3: Panoramica delle quattro diverse opzioni di fissaggio per lo stelo femorale e la coppa acetabolare nella PTA. (A) Design completamente non cementato. (B) Design completamente cementato. (C) Design ibrido con stelo cementato e coppa non cementata. (D) Design ibrido inverso con coppa cementata e stelo femorale non cementato. Per maggiore chiarezza, il cemento è rappresentato con ombreggiatura blu. (1)

4.1.2. Superfici Di Accoppiamento (Bearing Surfaces)

La superficie di accoppiamento, o coppia d'attrito, identifica l'interfaccia di scorrimento articolare costituita dalla testina femorale e dall'inserito acetabolare. La scelta dei biomateriali per questa interfaccia rappresenta il fattore cruciale che determina il tasso di usura a lungo termine dell'impianto e l'insorgenza dell'allentamento asettico mediato dai detriti di usura, che rimane una delle cause principali di fallimento della protesi (31). Le coppie d'attrito si

suddividono in due macro-categorie: accoppiamenti "hard-on-soft" e accoppiamenti "hard-on-hard" .

Accoppiamenti Hard-on-Soft

Metallo-Polietilene(MOP): Rappresenta la coppia d'attrito storicamente più diffusa e longeva (Updates in Biomaterials of Bearing Surfaces). Il sistema accoppia una testina in lega metallica, solitamente Cobalto-Cromo-Molibdeno a un inserto in polietilene.(31)

Il Polietilene Tradizionale: Il polietilene ad altissimo peso molecolare tradizionale (UHMWPE) andava incontro a un'usura volumetrica progressiva sotto carico ciclico, rilasciando miliardi di micro-particelle nei tessuti circostanti. La fagocitosi di queste particelle da parte dei macrofagi scatenava una risposta infiammatoria osteolitica locale, responsabile del riassorbimento osseo periprotetico e del conseguente allentamento asettico. Inoltre, la sterilizzazione tradizionale con raggi gamma in presenza di aria favoriva l'invecchiamento ossidativo del polimero, compromettendone le proprietà meccaniche (31). Per superare questi limiti, è stato sviluppato il **polietilene altamente reticolato** (Highly Cross-linked Polyethylene - HXLPE), sottoposto a radiazioni ionizzanti per generare legami chimici incrociati stabili tra le catene polimeriche, seguiti da trattamenti termici per eliminare i radicali liberi residui. L'HXLPE ha dimostrato una riduzione straordinaria dell'usura (fino al 90% rispetto al polietilene tradizionale), estendendo sensibilmente la sopravvivenza clinica dell'impianto. In questo contesto di continua evoluzione tecnologica, l'integrazione di Vitamina E (alfa-tocoferolo) all'interno della matrice polimerica ha rappresentato un progresso significativo, conferendo al materiale proprietà antiossidanti stabili e durevoli. Parallelamente, la ricerca si è focalizzata sullo sviluppo di inserti idrofili super-lubrificati, concepiti per riprodurre la bagnabilità e i bassi coefficienti d'attrito caratteristici della cartilagine naturale, ottimizzando ulteriormente la performance tribologica dell'accoppiamento.(31).

Ceramica-Polietilene: Questa coppia accoppia una testina femorale in ceramica a un inserto in polietilene altamente reticolato. La ceramica si distingue per un'estrema durezza superficiale, una bagnabilità eccezionale che favorisce la lubrificazione fluida, e un'elevata resistenza ai graffi. L'accoppiamento ceramica-polietilene riduce ulteriormente l'usura abrasiva rispetto alla combinazione metallo-polietilene, offrendo prestazioni eccellenti

soprattutto nei pazienti attivi e minimizzando i danni da "terzo corpo" causati da eventuali frammenti ossei o di cemento interposti nell'articolazione.(31)

Accoppiamenti Hard-on-Hard

Metallo-Metallo: Molto diffusa tra la fine degli anni '90 e i primi anni 2000 per la possibilità di impiegare testine di grande diametro che garantivano un'estrema stabilità contro la lussazione, questa coppia è andata incontro a un drastico declino clinico (31,32). L'usura da sfregamento e la corrosione elettrochimica all'interfaccia producevano un massivo rilascio locale e sistemico di ioni metallici di Cobalto e Cromo. Questi ioni sono responsabili di severe reazioni immunologiche locali, note come reazioni avverse ai detriti metallici (ARMD), caratterizzate da necrosi dei tessuti molli periprotetici, osteolisi massiva e dolore, costringendo spesso a precoci e complessi interventi di revisione .

Ceramica-Ceramica: Rappresenta l'accoppiamento a più basso tasso di usura in assoluto (Updates in Biomaterials of Bearing Surfaces). Le prime generazioni di ceramica in allumina pura presentavano tuttavia un rischio non trascurabile di frattura catastrofica del materiale a causa della sua fragilità intrinseca, oltre alla possibile comparsa di rumori articolari fastidiosi durante il movimento, descritti come squeaking.

Allumina Rinforzata con Zirconia (ZTA): Per ovviare a questi problemi, la moderna tecnologia bioingegneristica ha introdotto le ceramiche composite di allumina rinforzata con zirconia (31). Questo materiale sfrutta il principio dell'indurimento per trasformazione di fase (transformation toughening): la zirconia, dispersa nella matrice di allumina, è in grado di bloccare la propagazione di eventuali microfessure espandendo il proprio volume nel punto di tensione e arrestando la frattura prima che diventi catastrofica. Questo avanzamento tecnologico ha ridotto il tasso di rottura delle testine a livelli estremamente bassi, mantenendo inalterata la straordinaria resistenza all'usura del materiale (31).

Lo Zirconio Ossidato, un materiale metallico innovativo che subisce un processo di trasformazione termica superficiale; una vera e propria modificazione strutturale in cui lo strato superficiale metallico della lega di zirconio viene convertito in ceramica di ossido di

zirconio, mantenendo il nucleo interno metallico originario (31). Dal punto di vista biomeccanico, questa tecnologia unisce le migliori proprietà di entrambe le famiglie di biomateriali: La superficie ceramica garantisce un'elevata durezza, una rugosità microscopica estremamente ridotta e un'eccellente bagnabilità, proprietà che abbattano drasticamente i tassi di usura del polietilene altamente reticolato ad essa accoppiato (31). Il nucleo metallico preserva la duttilità e la resistenza alla trazione tipiche dei metalli, eliminando completamente il rischio clinico di rottura catastrofica della testina associato alle ceramiche massive.

4.2 Tipologie Di Steli Protesici E Pianificazione Perioperatoria

Il successo clinico e la longevità di un impianto di protesi totale d'anca (THA) non dipendono esclusivamente dalla corretta osteointegrazione biologica dei materiali, ma sono intimamente legati al ripristino della complessa biomeccanica articolare del paziente (33). L'obiettivo primario della chirurgia protesica moderna è la ricostruzione di un'articolazione stabile, indolore e funzionalmente efficiente. Per raggiungere questo delicato equilibrio, l'intero processo di pianificazione ed esecuzione dell'intervento deve ruotare attorno a una serie di parametri geometrici interconnessi e dinamici, che governano la stabilità e la cinematica dell'anca (23,33).

Al centro di questa architettura biomeccanica troviamo il **centro di rotazione** dell'articolazione, ovvero il fulcro geometrico tridimensionale attorno al quale avvengono i movimenti della testa femorale all'interno dell'acetabolo (33). Nella chirurgia ricostruttiva, qualsiasi deviazione dalla posizione anatomica originaria può compromettere gravemente il braccio di leva dei muscoli abduttori, come il gluteo medio. Qualora il centro di rotazione venga inavvertitamente medializzato o sollevato, evenienza comune nei quadri di artrosi severa o displasia, la muscolatura peri-articolare è costretta a esercitare una forza di contrazione notevolmente superiore per stabilizzare il bacino durante il cammino, accelerando l'affaticamento muscolare, favorendo l'insorgenza della zoppia di fuga (segno di Trendelenburg) e aumentando le sollecitazioni di taglio e usura sull'interfaccia protesica (33).

Questo parametro è strettamente legato all'**offset femorale**, definito come la distanza perpendicolare tra il centro di rotazione della testa del femore e l'asse longitudinale del canale femorale (33). L'offset femorale, sommato alla lateralizzazione della coppa acetabolare, determina l'offset globale dell'anca. Il ripristino accurato di questa distanza è fondamentale

per ottimizzare il braccio di leva degli abduttori: un offset appropriato allontana il grande trocantere dal centro di rotazione del bacino, consentendo alla muscolatura di lavorare in condizioni di massimo vantaggio meccanico (33).

La stabilità complessiva della protesi d'anca dipende in ultima istanza dal **bilanciamento della tensione dei tessuti molli** (muscoli, tendini e capsula articolare residua) peri-protetici (Femoral stem modularity.pdf; Preoperative planning and postoperative evaluation.pdf). Il corretto tensionamento muscolare è la diretta espressione geometrica del ripristino tridimensionale del centro di rotazione, dell'offset e della **lunghezza dell'arto**. Se l'offset viene sottostimato o l'arto risulta accorciato, i tessuti molli rimarranno lassi, espone il paziente a un elevato rischio di sublussazione o lussazione nei gradi estremi di movimento e riducendo la propriocezione dell'articolazione. Al contrario, un tensionamento eccessivo dovuto a una sovradistensione o a una lateralizzazione esagerata causa rigidità articolare, dolore persistente da stiramento e un drammatico aumento delle forze di contatto, accelerando l'usura delle superfici d'attrito (33).

La traduzione di questi principi biomeccanici in una scelta implantare precisa avviene attraverso la pianificazione preoperatoria, un passaggio cruciale che consente di anticipare le sfide anatomiche, guidare l'altezza del taglio del collo e prevenire complicanze severe come le fratture intraoperatorie o le dismetrie (34). Questo controllo spaziale è indispensabile per la gestione della anteversione combinata, ovvero la somma algebrica dell'anteversione dello stelo femorale e della coppa acetabolare (25). Al fine di evitare il conflitto (impingement) tra i componenti protesici o tra le strutture ossee, che rappresenta la principale causa di lussazione, usura eccentrica e dolore; la combined anteversion deve essere mantenuta all'interno di una "safe zone" biomeccanica, tra i 25° e i 50° (23,25).

La scelta dello stelo protesico rappresenta quindi lo strumento finale con cui il chirurgo concretizza questa raffinata pianificazione geometrica, selezionando la filosofia implantare più adatta a ripristinare la biomeccanica individuale del paziente preservandone, ove possibile, il capitale osseo (25,35).

4.2.1. Protesi Di Rivestimento (Hip Resurfacing)

La protesi di rivestimento dell'anca rappresenta l'approccio più conservativo alla chirurgia protesica, concepito specificamente per pazienti giovani e con elevate richieste funzionali, con l'obiettivo prioritario di preservare integralmente il patrimonio osseo femorale prossimale. A differenza della protesi totale tradizionale, questa tecnica non prevede la resezione del collo femorale né l'amputazione della testa. La testa del femore nativa viene semplicemente risagomata superficialmente per accogliere una calotta protesica metallica cava, che va a rivestirla (32).

Dal punto di vista biomeccanico, questo approccio offre vantaggi unici: ripristinando accuratamente il centro di rotazione e la cinematica dell'articolazione, garantisce al paziente una propriocezione superiore (32,33). Al contempo, assicura una trasmissione fisiologica dei carichi sul femore prossimale, prevenendo il riassorbimento osseo da scarico tipico degli steli tradizionali, e riduce al minimo il rischio di lussazione post-operatoria grazie all'uso di teste femorali di grande diametro che replicano fedelmente l'anatomia originale (32).

Tuttavia, l'applicazione clinica del rivestimento è stata fortemente limitata dalle problematiche biologiche legate all'accoppiamento metallo-metallo, tradizionalmente necessario per produrre calotte sottili di grande diametro (31). L'usura di queste superfici a contatto rilascia microscopici detriti e ioni metallici (cobalto e cromo) nei tessuti peri-protesici e nel circolo sistemico (Hip Resurfacing International Perspectives.pdf). In pazienti suscettibili, questi detriti possono scatenare reazioni avverse locali (Adverse Reactions to Metal Debris, ARMD), lesioni infiammatorie immunomediate (Aseptic Lymphocyte-Dominated Vasculitis-Associated Lesions, ALVAL) o lo sviluppo di masse non neoplastiche note come pseudotumori, compromettendo gravemente i tessuti molli circostanti (31,32)

4.2.2. Protesi A Stelo Corto

Gli steli corti non cementati nascono dal medesimo approccio di conservazione del patrimonio osseo, ponendosi come via di mezzo tra il rivestimento e lo stelo tradizionale. Caratterizzati da una lunghezza ridotta (inferiore ai 120 mm), questi steli escludono deliberatamente l'ancoraggio diafisario tipico dei modelli convenzionali, affidandosi

esclusivamente a un fissaggio metafisario stabile, basato sul contatto e sul bloccaggio press-fit prossimale (36).

Questi impianti offrono tassi di sopravvivenza a medio-lungo termine sovrapponibili a quelli degli steli convenzionali, ma con una minore incidenza di infezioni periprotetiche (35). Dal punto di vista chirurgico, preservano il patrimonio osseo metafisario in vista di eventuali revisioni e si adattano perfettamente agli accessi mini-invasivi, garantendo un rapido recupero funzionale con un minimo danno tissutale (36). Inoltre, rispetto agli steli lunghi tradizionali, l'assenza di rigidità distale riduce drasticamente sia il riassorbimento osseo prossimale da *stress shielding*, sia il dolore persistente alla coscia (35).

La classificazione di Feyen e Shimmin suddivide questi impianti in base al livello di resezione ossea femorale prossimale (35,36):

Steli con conservazione del collo (neck-sparing o Gruppo A): preservano integralmente il collo femorale anatomico. Richiedono una tecnica chirurgica estremamente precisa e consentono di guidare l'orientamento spaziale dello stelo sfruttando l'anatomia individuale del paziente.

Steli a osteotomia standard (Gruppo B): prevedono la classica resezione del collo femorale, ma presentano un design curvo specificamente studiato per bloccarsi nella metafisi femorale. gli steli del Gruppo B possono presentare una curva di apprendimento più ripida e un maggior rischio di instabilità primaria precoce se il posizionamento intraoperatorio non è ottimale. Errori nel dimensionamento o nell'orientamento dello stelo possono infatti alterare l'offset programmato o compromettere la corretta tensione dei muscoli abduttori, favorendo la lussazione precoce (36).

Inoltre, in caso di fallimento della PTA convenzionale, il downsizing, ossia il passaggio da una protesi a stelo convenzionale a una a stelo corto può essere considerato un'opzione terapeutica, in casi selezionati. (28)

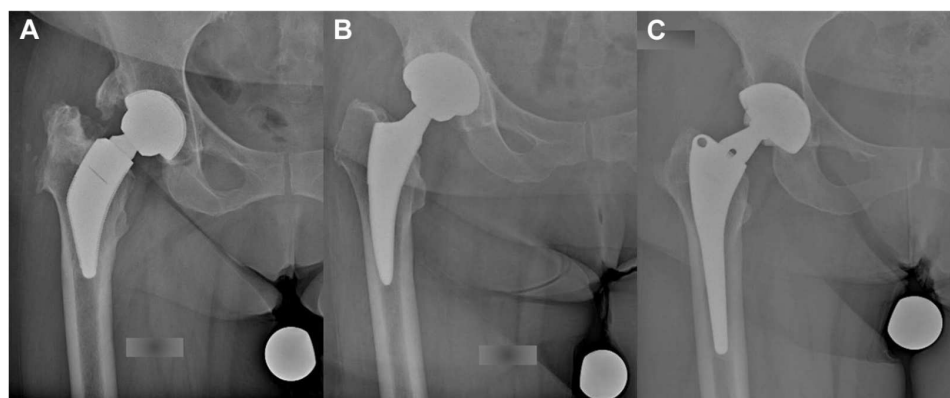


Figura 4.2.1 - A-type stem, short stem with neck sparing resection. B-type stem, short stem with standard resection. C-type stem, conventional stem (36)

4.2.3. Protesi A Stelo Tradizionale

Gli steli tradizionali rappresentano la soluzione più consolidata nella protesica femorale dell'anca; essi possono essere cementati o non cementati, con i modelli convenzionali non cementati che presentano una notevole varietà di geometrie (35). La scelta dello stelo tradizionale dipende da una serie di molteplici fattori legati al quadro clinico del paziente, tra cui spiccano la specifica morfologia del femore prossimale, la qualità e la densità della massa ossea, l'età del soggetto, la presenza di deformità congenite o post-traumatiche, nonché la familiarità ed esperienza della squadra chirurgica con lo specifico sistema protesico (35). Sotto il profilo biomeccanico, gli steli caratterizzati da una fissazione prevalentemente prossimale favoriscono un trasferimento fisiologico dei carichi a livello metafisario, mimando le sollecitazioni naturali del femore sano. Al contrario, gli steli con ancoraggio diafisario distale risultano di straordinaria utilità nei femori con anatomie canalari complesse o compromesse, dove è indispensabile ottenere una **stabilità primaria** solida e profonda bypassando le pareti metafisarie prossimali (30)

Classificazione degli steli tradizionali non cementati

Al fine di orientarsi con rigore sistematico nell'ampia gamma di geometrie implantari attualmente impiegate nella chirurgia protesica d'anca, la letteratura scientifica internazionale fa ampio riferimento alla classificazione di Khanuja (35). Questo modello tassonomico suddivide gli steli femorali non cementati in sei categorie geometriche fondamentali,

differenziate in base alla forma tridimensionale dell'impianto, alle specifiche aree di contatto osseo e al tipo di ancoraggio biomeccanico (da prossimale a distale) (35). Sebbene l'ingegneria dei materiali e il design protesico siano in costante evoluzione, questa classificazione rappresenta ad oggi lo standard di riferimento clinico consolidato per descrivere la quasi totalità degli impianti non cementati in uso a lungo termine:

Tipo 1 – Steli a cuneo singolo (single-wedge): Sono progettati per ottenere una fissazione stabile su un unico piano, ovvero quello medio-laterale, a livello metafisario prossimale (35). Caratterizzati da un profilo sottile in senso antero-posteriore e piatto sul piano frontale, la loro stabilità primaria è garantita dall'effetto press-fit prossimale e da una geometria che favorisce un ancoraggio a tre punti. Il rivestimento osteoconduttivo superficiale è strettamente confinato alla porzione prossimale dello stelo. Il principale vantaggio clinico risiede nella scarsa invasività nei confronti del canale diafisario, rendendoli la scelta d'elezione per i pazienti che presentano una buona qualità ossea metafisaria (bone stock).

Tipo 2 – Steli a doppio cuneo (double-wedge): A differenza del Tipo 1, questi steli presentano una geometria rastremata e cuneiforme su due piani spaziali distinti, sia in senso medio-laterale che antero-posteriore (35). Caratterizzati da una sezione rettangolare e da superfici rugose e sabbiolate, essi offrono un contatto corticale prossimale estremamente esteso ed efficace. Spesso incorporano scanalature longitudinali che ottimizzano la stabilità rotazionale primaria e ne riducono la rigidità flessionale assiale. Tale caratteristica biomeccanica è di fondamentale importanza poiché riduce significativamente la concentrazione anomala di carichi sul femore prossimale e mitiga l'insorgenza di dolore persistente alla coscia .

Tipo 3 – Steli affusolati (tapered stems): Questa categoria raggruppa steli rettilinei caratterizzati da una conicità progressiva, lunga e uniforme su entrambi i piani (medio-laterale e antero-posteriore), senza brusche variazioni geometriche o interruzioni nel rivestimento superficiale (35). La stabilità e la fissazione primaria avvengono prevalentemente a livello della giunzione metafiso-diafisaria anziché nella metafisi prossimale. In base alla loro morfologia e al tipo di interfaccia con l'endostio, vengono suddivisi in tre sottogruppi clinici:

Sottotipo 3A: Caratterizzato da un design conico a sezione arrotondata, con rivestimento prossimale e la possibilità di presentare alette longitudinali stabilizzatrici.

Sottotipo 3B: Steli conici e affusolati dotati di alette longitudinali in rilievo (splines) progettate per impegnarsi direttamente con la corticale interna; i bordi taglienti penetrano nell'osso garantendo una stabilità rotazionale primaria eccezionalmente robusta.

Sottotipo 3C: Impianti conici a sezione rettangolare e superficie interamente sabbiata, progettati per garantire un ancoraggio meccanico a tre punti tra la giunzione metafiso-diafisaria e la porzione prossimale della diafisi. Questi steli rappresentano un'opzione terapeutica estremamente valida quando l'anatomia metafisaria prossimale del paziente risulta marcatamente alterata o deformata.

Tipo 4 – Steli completamente rivestiti (extensively coated): Solitamente realizzati in leghe metalliche resistenti come il cobalto-cromo, questi impianti presentano un rivestimento poroso superficiale che si estende per la quasi totalità della loro lunghezza. Caratterizzati da una forma cilindrica e dritta, l'intera superficie è trattata per promuovere ed eccitare la crescita ossea secondaria (ingrowth) lungo tutta la diafisi femorale. Sebbene garantiscano una straordinaria stabilità meccanica secondaria, i modelli di prima generazione espongono a un rischio non trascurabile di stress shielding e dolore d'appoggio alla coscia a causa dell'eccessiva rigidità strutturale; problematiche ampiamente superate nei design moderni grazie all'impiego di leghe di titanio più elastiche e geometrie strutturali ottimizzate.(35)

Tipo 5 – Steli modulari: Questa filosofia implantare consente una preparazione e un posizionamento indipendente della componente metafisaria e diafisaria attraverso l'assemblaggio di componenti separati (Femoral stem modularity.pdf). Composti tipicamente da un manicotto prossimale in titanio e da uno stelo distale scanalato, essi consentono al chirurgo di adattare in modo personalizzato il fit prossimale e l'ancoraggio diafisario. Trovano la loro principale indicazione clinica nei casi di severe anomalie anatomiche costituzionali, disallineamenti rotazionali o esiti di displasia congenita dell'anca, offrendo tassi di sopravvivenza a lungo termine eccellenti e una drastica riduzione del dolore peri-protetico.(37)

Tipo 6 – Steli anatomici: Sono steli curvi specificamente modellati per ricalcare fedelmente la naturale curvatura antero-posteriore e la torsione tridimensionale del canale femorale

prossimale. Caratterizzati da una svasatura prossimale più pronunciata sia in senso laterale che posteriore, la stabilità primaria è garantita dal perfetto riempimento geometrico della metafisi (fit-and-fill) e dall'allineamento della curvatura distale. Sono indicati nei casi di marcata deformità del femore o in presenza di severe perdite di stock osseo metafisario prossimale, garantendo una eccellente stabilità diafisaria e metafisaria integrata.(30)

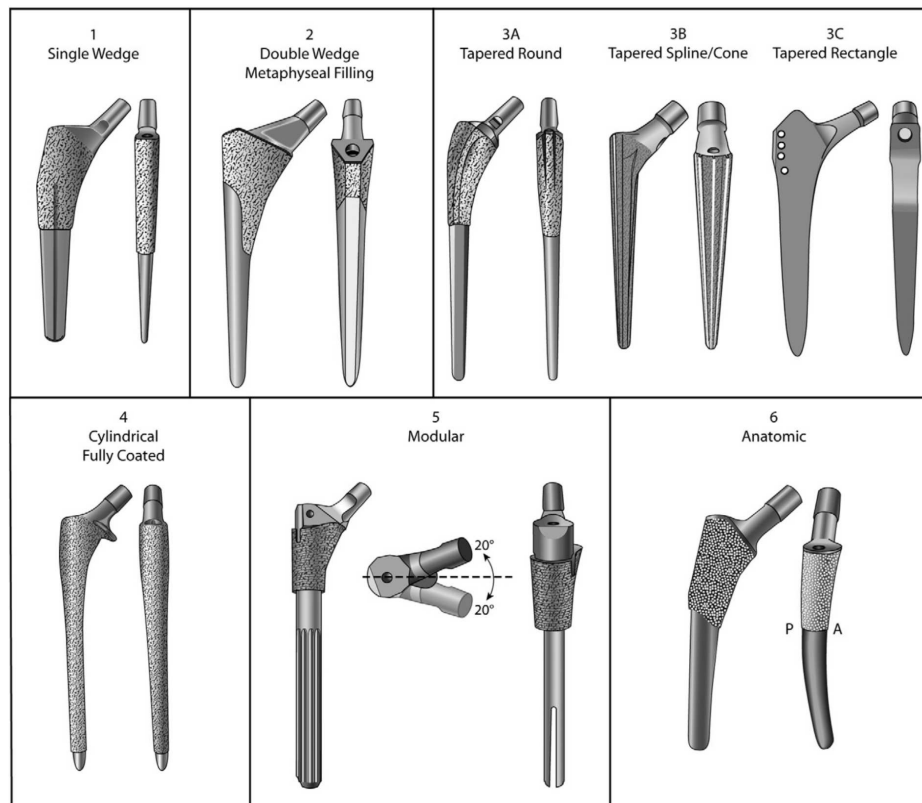


Figura 4.2.2: disegno schematico che illustra la classificazione degli steli delle protesi non cementate (26)

4.2.4. Protesi Modulari

La modularità nella componente femorale rappresenta uno strumento biomeccanico di straordinaria utilità concepita per svincolare i parametri geometrici dell'anca, consentendo al chirurgo di adattare l'impianto all'anatomia specifica di ciascun paziente (37,38). A differenza dei sistemi monoblocco tradizionali, in cui la taglia dello stelo determina rigidamente anche la lunghezza del collo e l'offset, i sistemi modulari permettono di assemblare separatamente stelo, collo femorale, testa e coppa acetabolare (38).

Dal punto di vista clinico, l'obiettivo primario della modularità è la personalizzazione geometrica dell'articolazione (37). Attraverso l'uso di colli modulari intercambiabili (bimodalità), il chirurgo può regolare in modo del tutto indipendente tre parametri fondamentali: la lunghezza dell'arto, l'offset femorale e l'anteversione del collo. Questa flessibilità permette di ottimizzare la stabilità intrinseca della protesi, garantendo un perfetto tensionamento dei tessuti molli peri-protesici (muscoli abductori e capsula articolare) e ripristinando il centro di rotazione ideale senza compromettere la stabilità dello stelo femorale nel canale osseo (33,38).

Inoltre, la modularità offre importanti vantaggi logistici ed operativi. Dal punto di vista economico, consente una significativa riduzione delle scorte di magazzino per le strutture ospedaliere, garantendo al contempo un'ampia flessibilità intraoperatoria. Dal punto di vista chirurgico, la possibilità di assemblare la protesi in situ consente di ridurre l'estensione dell'incisione cutanea e il grado di dissezione dei tessuti molli, favorendo un recupero funzionale più rapido (38).

Nonostante gli indiscutibili vantaggi, l'inserimento di un'ulteriore giunzione metallica non supportata dall'osso circostante (l'interfaccia collo-stelo) introduce gravi preoccupazioni biomeccaniche (37,39). Quando il paziente cammina, le sollecitazioni cicliche del peso corporeo agiscono come una forza di flessione sul collo modulare, provocando microscopici movimenti di assestamento (fretting) all'interfaccia del cono Morse (37,38).

Questo sfregamento continuo distrugge lo strato di ossido passivante che protegge il metallo, esponendolo alla corrosione chimica da parte dei fluidi biologici (corrosione fessurante). Il processo è accelerato drasticamente dalla corrosione galvanica se vengono accoppiati metalli diversi (ad esempio, un collo in cromo-cobalto su uno stelo in titanio). La contaminazione della giunzione durante l'intervento con sangue, grasso o frammenti ossei può triplicare l'entità dei micro-movimenti, esasperando l'usura. La conseguente liberazione locale di ioni e detriti metallici può causare reazioni avverse tissutali locali (ARMD), caratterizzate da necrosi dei tessuti molli peri-protesici, dolore e sviluppo di masse fluide note come pseudotumori. Inoltre, l'accumulo di corrosione e lo stress flessionale possono indebolire la struttura del collo fino a provocarne la frattura da fatica catastrofica, un rischio marcatamente elevato nei pazienti obesi o molto attivi (37,38).

A livello clinico, i registri ortopedici evidenziano che gli steli a doppia modularità presentano tassi di sopravvivenza a 9-10 anni significativamente inferiori rispetto ai tradizionali sistemi monoblocco a modularità singola, individuando nell'usura e nella conseguente mobilizzazione asettica precoce la causa principale di fallimento (39). Per queste ragioni, la doppia modularità non viene utilizzata in modo routinario nella chirurgia primaria dell'anca . Il suo impiego è limitato a casi complessi in cui il beneficio biomeccanico supera chiaramente i rischi biologici, come in presenza di gravi deformità femorali costituzionali o esiti di displasia congenita . (37–39).

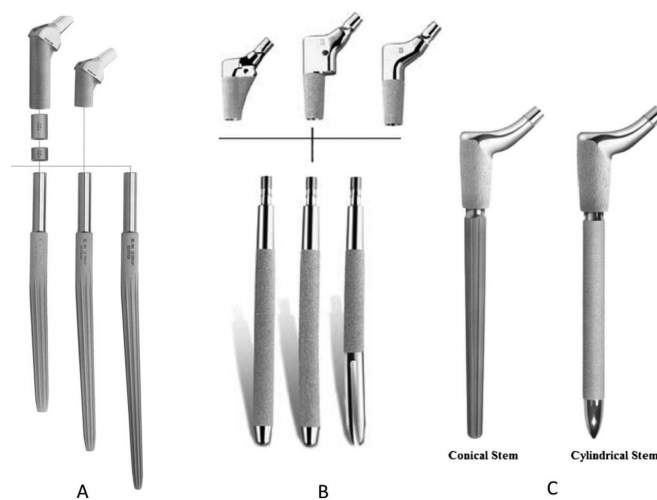


Figura 4.2.3: protesi modulari di revisione (37)

4.3. Accessi Chirurgici Nella Protesi Di Anca

L'articolazione coxofemorale è profonda e circondata su ogni versante da muscoli, vasi e nervi. Raggiungerla comporta sempre attraversare o disinserire qualcosa: non esiste una via che esponga acetabolo e femore prossimale senza un costo biologico. Le diverse vie di accesso descritte nel corso della storia della chirurgia protesica non sono quindi varianti equivalenti dello stesso gesto, ma scelte fra costi differenti, ciascuna con un proprio profilo di complicanze(40) .

Le vie più impiegate nella pratica contemporanea sono l'accesso anteriore diretto, l'accesso laterale diretto e l'accesso posteriore, cui si affianca l'accesso anterolaterale (40). Nonostante la lunga esperienza accumulata, non esiste a oggi un consenso sulla via ottimale: i risultati pubblicati sono fortemente eterogenei per esperienza del chirurgo, curva di apprendimento, selezione dei pazienti e disegno degli impianti (41).

4.3.1 Principali Vie di Accesso

Accesso anteriore diretto. Deriva dalla via descritta da Smith-Petersen e modificata da Hueter, e ha conosciuto negli ultimi anni una diffusione crescente. La sua peculiarità è anatomica: è l'unica fra le vie principali a essere insieme intermuscolare e internervosa, poiché procede lungo piani di separazione naturali — fra tensore della fascia lata e sartorio, e più in profondità fra retto femorale e medio gluteo — senza sezionare ventri muscolari (40). A questo carattere risparmiatore vengono attribuiti minore perdita ematica, minor dolore postoperatorio, recupero più rapido e bassi tassi di lussazione (40). I limiti sono di ordine tecnico: l'esposizione del femore prossimale è difficoltosa e la via è poco estensibile, cosicché l'accesso all'acetabolo posteriore o un'esposizione femorale più ampia richiedono manovre aggiuntive. La complicanza più caratteristica è la sofferenza del nervo cutaneo laterale della coscia, generalmente transitoria, mentre le fratture femorali intraoperatorie risultano più frequenti nella fase iniziale dell'esperienza, per poi ridursi nei centri ad alto volume (41).

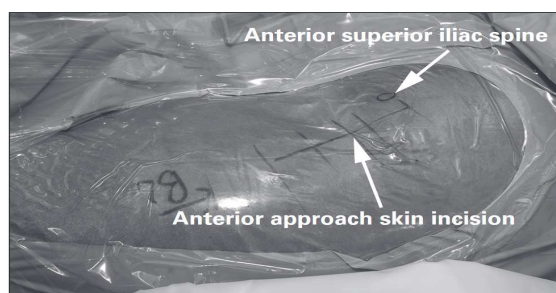


Figura 4.3.1: sito di incisione: accesso anteriore diretto (40)

Accesso anterolaterale. Utilizza l'intervallo di Watson-Jones, fra tensore della fascia lata e medio gluteo, e nella sua versione mininvasiva contemporanea risparmia integralmente il ventre del medio gluteo. Su questa via grava però un'ambiguità terminologica rilevante per la lettura della letteratura: in una revisione sistematica, in oltre un quarto degli articoli il termine

«anterolaterale» designava in realtà accessi nei quali il medio gluteo veniva inciso. Poiché risparmiare o sezionare il muscolo comporta conseguenze funzionali del tutto diverse, la descrizione tecnica effettiva va sempre verificata al di là della denominazione (42).

Accesso laterale diretto. Descritto da Hardinge nel 1982, si fonda su un compromesso esplicito: accetta di dividere parzialmente il meccanismo abduuttore, incidendo longitudinalmente il medio gluteo, per ottenere una buona esposizione preservando integralmente le strutture posteriori (40). Il punto tecnicamente decisivo è la conservazione di una cuffia tendinea sul grande trocantere, dalla quale dipende la solidità della reinserzione e, in larga misura, il recupero della funzione abduatoria. I due rischi caratteristici derivano direttamente da questo compromesso: l'insufficienza degli abduuttori, con debolezza e segno di Trendelenburg, e la lesione del nervo gluteo superiore, che decorre fra medio e piccolo gluteo a breve distanza dall'apice del grande trocantere e limita l'estensione prossimale dell'esposizione (40).

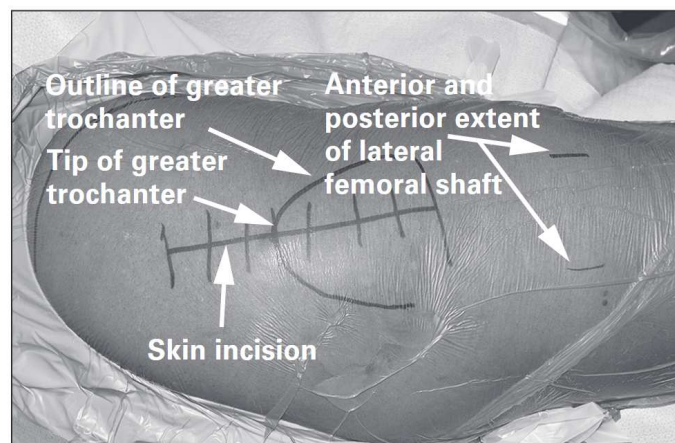


Figura 4.3.2: sito di incisione: accesso laterale diretto (40)

Uno studio prospettico con elettromiografia seriata consente di interpretare correttamente quest'ultimo rischio: segni di denervazione parziale del medio gluteo erano presenti in oltre il 40% dei pazienti a un mese dall'intervento, ma il recupero spontaneo si verificava nella grande maggioranza dei casi, con alterazioni residue lievi in meno dell'8% a sei mesi. Soprattutto, la zoppia clinica non coincideva con il danno elettromiografico: la maggior parte dei pazienti con Trendelenburg positivo aveva un'elettromiografia normale (43). Il deficit

abduktorio dopo accesso laterale non dipende quindi soltanto dalla lesione nervosa, ma anche dalla qualità della reinserzione tendinea e dalle modificazioni biomeccaniche introdotte dall'impianto.

Accesso posteriore. Reso popolare da Moore, è la via più utilizzata a livello internazionale. Il suo compromesso è speculare a quello della via laterale: risparmia integralmente la muscolatura abdutrice e sacrifica temporaneamente le strutture stabilizzatrici posteriori, cioè i rotatori esterni brevi e la capsula, che vengono tenotomizzati e successivamente riparati. Il nervo sciatico, che decorre immediatamente dietro i rotatori, va protetto durante tutta la procedura (40). Il vantaggio principale è l'ampia estensibilità, che rende questa via l'opzione di riferimento nella chirurgia di revisione e nelle ricostruzioni complesse (41).

Il limite storicamente attribuito all'accesso posteriore è l'instabilità, ma si tratta di un rischio largamente dipendente dalla tecnica: una meta-analisi ha documentato un rischio di lussazione otto volte maggiore quando la riparazione dei tessuti molli posteriori non veniva eseguita (44), e le evidenze contemporanee confermano che, con riparazione sistematica, i tassi di lussazione si avvicinano a quelli delle altre vie (41).

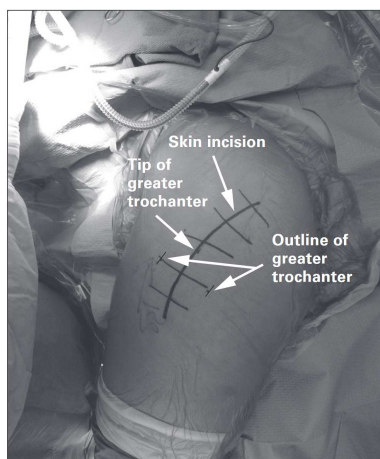


Figura 4.3.3: sito di incisione: accesso posteriore (40)

4.3.2 Confronto degli Esiti Clinici e delle Complicanze

Il quadro che emerge dalla letteratura comparativa può essere riassunto in tre affermazioni.

La prima riguarda il **recupero funzionale**: l'accesso anteriore diretto offre un vantaggio reale ma transitorio, con deambulazione più rapida e minor dolore nelle prime settimane; a medio e lungo termine i tre accessi principali producono esiti riferiti dai pazienti sostanzialmente

equivalenti (41). Lo stesso vale nel confronto fra via laterale e posterolaterale, dove un'ampia meta-analisi non rileva differenze significative nei punteggi funzionali (45).

La seconda riguarda il **profilo di complicanze**, che resta invece specifico per ciascuna via e coerente con la sua anatomia. La via laterale diretta si associa a una minore incidenza di lussazione ma a una peggiore funzione abduttoria e a una maggiore frequenza di ossificazioni eterotopiche e infezioni; la via posterolaterale mostra il quadro opposto (45). Anche le lesioni nervose seguono la distribuzione attesa, interessando il nervo cutaneo laterale della coscia nella via anteriore, il gluteo superiore nella laterale e, raramente, lo sciatico nella posteriore; nella grande maggioranza dei casi si tratta di deficit transitori (41).

La terza riguarda le **cause di fallimento**. In una delle più ampie casistiche contemporanee su via anteriore diretta, con sopravvivenza libera da revisione del 96% a dieci anni, le indicazioni prevalenti alla revisione erano infezione periprotetica, frattura periprotetica e mobilizzazione asettica, che insieme rendevano conto del 90% dei casi, mentre l'instabilità rappresentava una quota marginale (46). La via di accesso, in altri termini, incide meno sul rischio complessivo di revisione che sulla distribuzione delle sue cause.

La scelta dell'accesso dovrebbe pertanto essere individualizzata sulla base dell'esperienza del chirurgo, dell'anatomia del paziente e delle esigenze ricostruttive del singolo caso, più che di una presunta superiorità di una tecnica sulle altre (41,47).

4.3.3 Variabilità del Posizionamento delle Componenti

Vi è infine un aspetto che accomuna tutti gli accessi e che introduce il capitolo successivo. La via chirurgica non condiziona soltanto i tessuti molli, ma anche l'orientamento con cui le componenti vengono impiantate: gli accessi anteriori tendono a posizionare il cotile in maggiore antiversione rispetto a quelli posteriori, per effetto del tilt pelvico e della diversa prospettiva intraoperatoria (41). Poiché anche deviazioni modeste di inclinazione e antiversione incidono sull'usura e sulla stabilità dell'impianto, l'accuratezza del posizionamento resta un obiettivo rilevante qualunque sia la via impiegata (41).

Con la tecnica convenzionale, tuttavia, tale posizionamento dipende da riferimenti visivi e da una stima intraoperatoria, con un margine di variabilità che il chirurgo non è in grado né di

misurare né di controllare. È a questo limite che rispondono le tecnologie di navigazione e di assistenza robotica, oggetto del capitolo seguente.

5. La Chirurgia Protesica Robot-Assistita

5.1 Il problema che la tecnologia cerca di risolvere

Come si è visto nei capitoli precedenti, l'artroprotesi d'anca è una procedura matura e di grande efficacia. Il suo successo, però, non dipende soltanto dalla qualità dei materiali e dal disegno degli impianti: dipende in modo determinante da *dove* le componenti vengono collocate. Un cotile orientato in modo non corretto può generare un conflitto meccanico fra le componenti e condurre alla lussazione già nei primi mesi; nel lungo periodo, lo stesso errore modifica il regime di carico dell'accoppiamento articolare, accelera l'usura e può compromettere la stabilità dell'impianto (3). Il posizionamento, in altri termini, è il punto in cui la tecnica chirurgica incide sulla durata della protesi.

Il problema è che ottenere questo obiettivo con i soli strumenti tradizionali è più difficile di quanto si tenda a pensare. In una casistica di protesi impiantate con tecnica convenzionale soltanto circa la metà delle componenti ricadeva entro un intervallo di orientamento considerato accettabile (48), e gli errori riguardano soprattutto il versante acetabolare (3). La ragione è anatomica prima ancora che tecnica: durante l'intervento il chirurgo orienta la coppa rispetto a riferimenti visivi e alla posizione apparente del bacino, ma la pelvi non è una struttura fissa. Il suo orientamento cambia con il decubito e con la postura, e si stima che una variazione di 1° del tilt pelvico modifichi di circa 0,7° l'antiversione funzionale del cotile. Ne deriva che un medesimo impianto, radiograficamente identico, può comportarsi in modo diverso in pazienti con assetto spino-pelvico differente, e che adottare un valore di antiversione uguale per tutti è un'approssimazione (3).

A complicare il quadro interviene una revisione critica del concetto stesso di “zona di sicurezza”. Per decenni l'obiettivo del posizionamento è stato definito dai criteri proposti da Lewinnek, che indicavano un intervallo ottimale di inclinazione e antiversione. Una revisione sistematica di 28 studi ha però mostrato che nella maggior parte dei lavori le protesi posizionate entro quell'intervallo non presentano una riduzione statisticamente significativa

del rischio di lussazione, e conclude che la safe zone di Lewinnek non può essere considerata un bersaglio universalmente valido (49). Il messaggio non è che il posizionamento sia irrilevante, ma che non esiste un bersaglio unico valido per tutti: l'obiettivo corretto è individuale e dipende dall'anatomia e dall'assetto spino-pelvico del singolo paziente.

Da queste due constatazioni, l'orientamento delle componenti conta, ma è difficile da controllare e va personalizzato. Nasce l'esigenza a cui risponde la chirurgia ortopedica assistita dal computer: mettere a disposizione del chirurgo misure oggettive là dove tradizionalmente operano la stima visiva e l'esperienza (3).

5.2 Tre modi di assistenza robotica

Le tecnologie sviluppate a questo scopo sono molto diverse fra loro, e la classificazione più utile si basa su una domanda semplice: *quanto* il sistema interviene nell'atto chirurgico. Su questa base si distinguono sistemi passivi, attivi e semi-attivi (3).

I **sistemi passivi**, cioè la navigazione, si limitano a informare. Assistono nella pianificazione e mostrano in tempo reale la posizione degli strumenti e delle componenti, ma non eseguono alcun atto sul paziente e non ne limitano i movimenti. I **sistemi attivi**, cioè i robot in senso proprio, agiscono: eseguono autonomamente le fasi di fresatura programmate prima dell'intervento. I **sistemi semi-attivi**, infine, occupano una posizione intermedia: il braccio robotico è mosso dalla mano del chirurgo, che conserva il controllo del gesto, ma non può uscire dai confini definiti in fase di pianificazione (3). È una gradazione che, come si vedrà, corrisponde anche a una progressione storica.

5.2.1 I Sistemi Passivi: La Navigazione

Il principio della navigazione è concettualmente elementare. Un tracciatore tridimensionale segue la posizione di riferimenti applicati all'osso e agli strumenti, un computer confronta quella posizione con un modello dell'anatomia del paziente e uno schermo restituisce al chirurgo, in tempo reale, misure che a occhio nudo non sarebbero accessibili: inclinazione, antiversione, direzione e profondità di fresatura (3).

Il tracciamento avviene di norma per via ottica, mediante una telecamera che rileva la luce infrarossa riflessa o emessa da appositi riferimenti fissati all'osso: è un metodo rapido e

accurato, ma richiede che fra telecamera e riferimenti resti una linea di vista libera. L'alternativa magnetica supera questo vincolo ma risente delle interferenze generate dagli strumenti metallici e dal motore del tavolo operatorio (3).

La differenza più rilevante sul piano pratico riguarda però il modello anatomico di riferimento, e distingue i sistemi *imageless* da quelli basati su immagini.

I sistemi **imageless** non richiedono esami radiologici: ricostruiscono l'anatomia durante l'intervento, combinando i movimenti dell'arto con i punti anatomici acquisiti dal chirurgo con una sonda. È una soluzione elegante ed economica, ma la sua accuratezza dipende interamente dalla qualità di questa acquisizione. L'inclinazione risulta relativamente robusta, mentre l'antiversione è più sensibile agli errori, perché il riferimento pubico è coperto da tessuti molli di spessore variabile: in uno studio di riproducibilità le deviazioni standard erano di 6,3° per l'inclinazione e 9,6° per l'antiversione (3). Il dato è istruttivo, perché mostra che la tecnologia non elimina l'errore: lo sposta dal gesto chirurgico alla fase di registrazione.

I sistemi **basati su TC** partono invece da un modello tridimensionale reale del paziente e consentono di correggere l'orientamento della coppa tenendo conto del tilt pelvico. Gli studi disponibili ne documentano un'accuratezza superiore rispetto alla tecnica convenzionale, al prezzo di un'esposizione radiologica aggiuntiva, di costi maggiori e di tempi più lunghi (3). La **navigazione fluoroscopica** è nata per evitare l'onere della TC e presenta un'accuratezza sostanzialmente analoga, con qualche limite proprio sull'antiversione (3).

Il bilancio complessivo della navigazione è coerente: tutte le meta-analisi disponibili concordano nell'attribuirle un posizionamento del cotile più accurato, con una riduzione significativa dei valori fuori bersaglio rispetto alla tecnica manuale (3).

5.2.2 I Sistemi Attivi

La navigazione risolve però solo metà del problema. Sapere dove si trova lo strumento non garantisce che la mano riesca a collocarlo esattamente sul piano previsto (3). Da qui il passo successivo: affidare l'esecuzione della fresatura alla macchina.

I sistemi attivi, sviluppati a partire dagli anni Ottanta, hanno avuto in ROBODOC il capostipite: primo impiego clinico in Germania nel 1994, approvazione della Food and Drug

Administration nel 2008 e successiva evoluzione nell'attuale TSolution One (3). Il sistema è composto da una stazione di pianificazione, dove il chirurgo definisce il programma sulle immagini TC, e da un'unità operativa che esegue materialmente la fresatura.

Un nodo tecnico di questi sistemi è la **registrazione**, cioè il procedimento con cui il modello virtuale viene fatto corrispondere all'osso reale. I primi sistemi impiegavano marcatori metallici impiantati chirurgicamente prima della TC: una procedura aggiuntiva, invasiva e vincolata a tempi stretti. La successiva introduzione di tecniche senza marcatori, basate sul riconoscimento diretto della superficie ossea, ha reso superfluo quel secondo intervento (3).

I risultati clinici dei robot attivi sono stati per molti aspetti favorevoli: assenza di fratture femorali intraoperatorie in ampie casistiche, migliore allineamento dello stelo, minore variabilità della dismetria e un rimodellamento osseo periprotetico più favorevole rispetto alla tecnica manuale. Le critiche hanno però riguardato i tempi operatori, l'ingombro delle apparecchiature e il danno muscolare provocato dal sistema di fissazione dell'osso, aspetti in parte corretti nelle versioni successive (3). È proprio da queste critiche che matura il passaggio alla generazione successiva.

5.2.3 I Sistemi Semi-Attivi

L'idea dei sistemi semi-attivi è di conservare il vantaggio della precisione meccanica senza sottrarre al chirurgo il controllo del gesto. Il braccio robotico segue la mano dell'operatore, ma non può oltrepassare i confini definiti in pianificazione: entro quei limiti il chirurgo lavora liberamente, oltre quei limiti il sistema non consente di procedere (3).

Il sistema oggi più diffuso in questa categoria è il MAKO, piattaforma di fresatura vincolata introdotta nel 2004, applicata dal 2006 alla protesi di ginocchio e approvata dalla FDA per la protesi d'anca nel 2010 (3). La sua logica di funzionamento si articola in tre momenti: una fase di pianificazione, nella quale i dati TC generano modelli tridimensionali paziente-specifici per stabilire la posizione ottimale di cotile e stelo; una fase di preparazione, nella quale alesatura e resezione avvengono sotto guida robotica; una fase di posizionamento, nella quale l'impianto viene collocato sotto controllo del sistema (3).

I vantaggi riconosciuti sono la determinazione accurata della posizione del cotile e il feedback intraoperatorio continuo; gli svantaggi, la dose radiologica della TC preoperatoria e

il costo delle apparecchiature. Un dato interessante, e non banale in termini di diffusione della tecnologia, è che i chirurghi si adattano al sistema semi-attivo più facilmente e rapidamente di quanto avvenga con i sistemi attivi (3).

5.3 La Tecnica MAKO

La procedura della PTA con MAKO consiste in tre fasi: pianificazione, preparazione e posizionamento:

Pianificazione preoperatoria. La procedura prevede l'acquisizione di una TC della pelvi e di entrambe le ginocchia, dalla quale il software genera un modello tridimensionale paziente-specifico. Su tale modello vengono definite taglia e posizione delle componenti e vengono quantificati parametri che la tecnica convenzionale può solo stimare: tilt pelvico, offset, lunghezza degli arti, morfologia femorale e acetabolare, presenza di osteofiti o di aree cistiche (50).

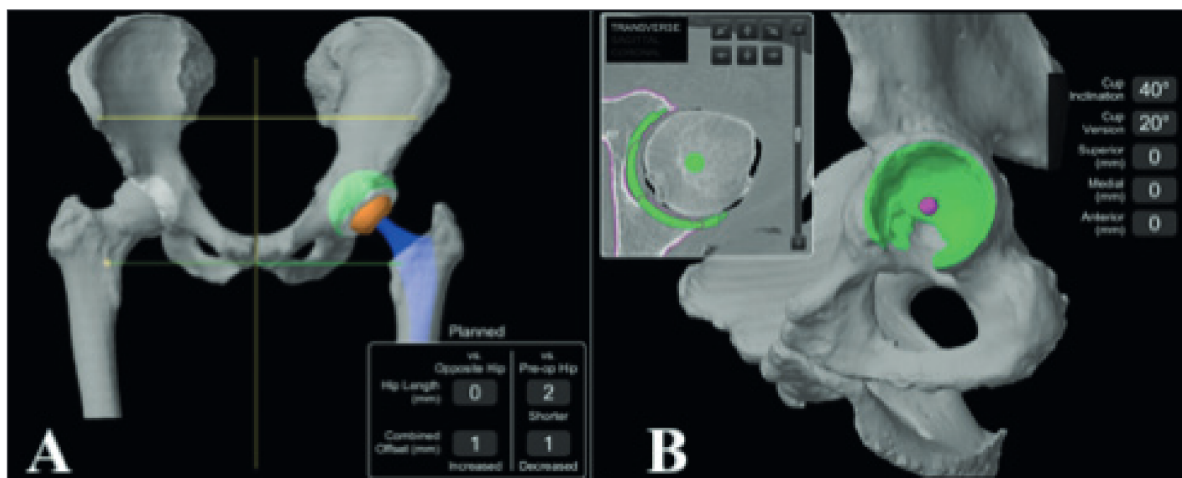


Figura 5.3.1 - Modello preoperatorio in 3D basato sui dati TAC del paziente (50)

Il parametro centrale della pianificazione è la **versione combinata**, ossia la somma della versione dello stelo e di quella del cotile. La stabilità dell'impianto non dipende infatti dall'orientamento isolato di una singola componente, ma dalla relazione reciproca fra le due: la conoscenza precisa della versione combinata e del centro di rotazione consente di ottenere un'articolazione equilibrata, priva di conflitti meccanici e senza squilibri delle leve muscolari (50). Il protocollo fornisce intervalli di riferimento differenziati per sesso e valori indicativi

per il cotile; versione, offset e lunghezza dell'arto restano tuttavia modificabili in sede intraoperatoria in funzione dei riscontri anatomici e delle scelte del chirurgo (50).

La rilevanza clinica di questa personalizzazione è evidente nei pazienti con rigidità della cerniera lombosacrale o artrodesi vertebrale, nei quali la pelvi non modifica il proprio assetto nel passaggio dalla posizione seduta a quella eretta: in questi casi va pianificata una minore antiversione del cotile, così da aumentare la copertura anteriore della testa femorale (50). Il razionale è che l'orientamento della coppa rilevante per la stabilità non è quello radiografico rispetto al bacino, ma quello funzionale nello spazio, che varia con il tilt pelvico: quando il rachide rigido impedisce tale compenso posturale, il bersaglio di antiversione deve essere adattato al singolo paziente (49) che la pianificazione tridimensionale preoperatoria rende possibile in modo quantitativo.

Registrazione. La registrazione è il procedimento con cui il modello virtuale viene fatto corrispondere all'anatomia reale del paziente. Il chirurgo acquisisce con una sonda i punti prestabiliti sul femore prossimale e successivamente sull'acetabolo, secondo la sequenza indicata dal software; la corrispondenza deve risultare accurata entro mezzo millimetro, in caso contrario l'acquisizione va ripetuta. Riferimenti fissati all'osso mediante piccole viti mantengono il collegamento con la telecamera a infrarossi e la loro stabilità è essenziale, poiché un allentamento invalida la registrazione e rende inattendibili le misure di lunghezza e offset (50). È la fase tecnicamente più critica della procedura, nonché quella in cui si concentrano i problemi tecnici nelle esperienze iniziali (51).

Preparazione vincolata e impianto del cotile.

Completata la registrazione, il sistema visualizza la linea di resezione del collo femorale. Durante la preparazione acetabolare la fresa resta vincolata al piano e non può oltrepassarne i limiti in direzione superiore, mediale e antero-posteriore; l'alesatura procede finché i valori del centro di rotazione visualizzati raggiungono lo zero, e il braccio robotico si disattiva qualora si tenti di fresare oltre un millimetro rispetto al

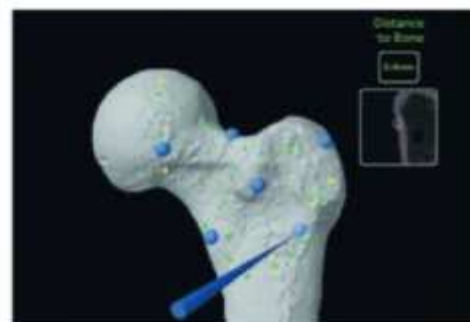


Figure 5. Surgeon map femoral checkpoint with a probe



Figure 6. Resection neck level can be identified on computer screen

figura 5.3.2 - a) mappazione di checkpoint femorali.
b) identificazione livello resezione del collo femorale (50)

pianificato. L'impianto della coppa avviene entro un **tunnel aptico**, che ne mantiene versione e inclinazione impedendo deviazioni dall'asse o un'eccessiva profondità; la posizione finale viene verificata con la sonda, con una tolleranza di due gradi rispetto ai valori pianificati (50). In questo consiste il carattere semi-attivo del sistema: l'esecuzione resta manuale, mentre il vincolo spaziale è imposto dalla macchina.

Verifica della lunghezza e della stabilità. L'ultima fase riguarda l'equilibrio dell'articolazione ricostruita. Con testa di prova montata e anca ridotta, il sistema visualizza arco di movimento, stabilità, lunghezza dell'arto e offset, consentendo eventuali correzioni prima dell'impianto definitivo. Stabilità e lunghezza costituiscono le due priorità da ottimizzare; quando l'arto operato risulta preoperatoriamente più lungo del controlaterale, il protocollo raccomanda di non incrementare la dismetria preesistente, eventualmente ricorrendo a una testa a doppia mobilità per garantire maggiore stabilità (50).

Il sistema fornisce dunque al chirurgo, in ciascuna fase, misure quantitative di parametri che la tecnica convenzionale può soltanto stimare: versione femorale nativa, versione combinata, offset e lunghezza dell'arto. Se tale disponibilità di informazioni si traduca in un vantaggio clinico per il paziente è questione distinta, oggetto del paragrafo successivo.



figura 5.3.3 - operazione robot-assistita (50)

5.4 Evidenze Cliniche e Limiti Attuali

Le evidenze disponibili sulla protesi d'anca robot-assistita riguardano tre piani distinti: l'accuratezza del posizionamento delle componenti, gli esiti riferiti dai pazienti e l'incidenza dei fallimenti a distanza.

Accuratezza del posizionamento. Una meta-analisi di venti studi comparativi dedicata al sistema MAKO nella coxartrosi documenta che il 94,7% degli impianti robot-assistiti ricadeva entro la zona di Lewinnek, contro il 65,8% degli impianti convenzionali, con proporzioni analoghe per i criteri più restrittivi di Callanan (52).

Il fondamento di questo risultato risiede nella pianificazione tridimensionale, che consente di misurare parametri altrimenti soltanto stimabili. Il caso più rappresentativo è la versione femorale nativa, la cui variabilità interindividuale — dell'ordine di alcune decine di gradi fra un paziente e l'altro — rende poco affidabile qualsiasi valutazione basata su riferimenti anatomici intraoperatori (50). Poiché la versione dello stelo concorre con quella del cotile a determinare la versione combinata, tale variabilità si ripercuote sulla stabilità dell'impianto: conoscerla preoperatoriamente permette di orientare le componenti sull'anatomia effettiva del singolo paziente anziché su valori medi, e la verifica intraoperatoria consente di controllare lo scostamento rispetto al piano (50). I valori ottimali di versione combinata risultano inoltre sistematicamente diversi in funzione della via di accesso impiegata (50).

Esiti riferiti dai pazienti. Nella medesima meta-analisi i punteggi postoperatori risultavano superiori nel gruppo robotico, con differenze statisticamente significative per Forgotten Joint Score e Oxford Hip Score e non significative per l'Harris Hip Score. La durata dell'intervento era lievemente maggiore nel gruppo robotico e i tassi di complicanze sostanzialmente sovrapponibili fra le due tecniche (52).

Revisioni e sopravvivenza dell'impianto. Su questo piano i risultati della letteratura sono discordanti. Alcuni studi condotti su grandi database riportano un rischio di revisione inferiore nei pazienti operati con assistenza robotica (53), mentre altri, basati su piattaforme analoghe ma con criteri di selezione differenti, non rilevano differenze a cinque anni (54), in linea con quanto osservato su ampie coorti appaiate (55). I dati relativi a orizzonti temporali più estesi restano limitati: le casistiche robot-assistite con follow-up minimo di dieci anni

sono a tutt'oggi poche **(56)**, a fronte di una letteratura molto più ampia disponibile per le serie convenzionali contemporanee **(46)**.

Limiti della metodica. All'impiego dei sistemi assistiti dal computer si associano costi elevati, tempi operatori aggiuntivi, ingombro delle apparecchiature in sala operatoria e possibili difficoltà di interazione fra operatore e sistema **(3)**. Vi è inoltre una curva di apprendimento documentata: nello studio dedicato ai primi 105 casi robot-assistiti di un singolo chirurgo, il tempo operatorio e il rischio di posizionamenti fuori bersaglio si riducevano in misura statisticamente significativa dopo i primi trentacinque interventi; si registravano problemi tecnici intraoperatori nell'8% dei casi, per lo più dovuti all'allentamento dei riferimenti ossei **(51)**.

5.5 Razionale dello Studio

Il percorso di questo capitolo può essere riassunto in pochi passaggi. Il posizionamento delle componenti incide sulla durata della protesi, ma con la tecnica convenzionale è difficile da controllare e non esiste un bersaglio valido per tutti i pazienti. La navigazione ha reso misurabile ciò che prima era stimato; i robot attivi hanno trasferito alla macchina l'esecuzione; i sistemi semi-attivi hanno restituito al chirurgo il controllo del gesto conservando il vincolo di precisione. Le evidenze dimostrano che questo obiettivo tecnico viene effettivamente raggiunto, mentre la traduzione clinica di tale vantaggio resta incerta.

È esattamente in questo spazio che si colloca il presente studio. Se la precisione del posizionamento è un mezzo e non un fine, la verifica decisiva non può essere radiografica, ma deve riguardare ciò che accade all'impianto e al paziente negli anni successivi: quante protesi vengono revisionate, per quali cause e quanto i pazienti giudichino soddisfacente il risultato a distanza. La letteratura disponibile sulla protesi robot-assistita è ancora in larga parte concentrata sul breve e medio termine, e i dati oltre i cinque anni provengono da un numero limitato di casistiche **(56)**. Documentare la sopravvivenza implantare e gli esiti funzionali di una coorte consecutiva di protesi robot-assistite con follow-up superiore ai

cinque anni rappresenta pertanto un contributo utile a colmare questa lacuna, ed è l'obiettivo dei capitoli che seguono.

6. Complicanze Della Protesi D'Anca

Sebbene circa il 90% delle procedure decorra in modo lineare e privo di problematiche cliniche rilevanti, la sostituzione protesica rimane classificata a tutti gli effetti come un intervento di chirurgia maggiore, non esente da eventi avversi e complicanze clinicamente significative (57).

Dal punto di vista eziopatogenetico e temporale, le complicanze della protesi d'anca vengono classicamente suddivise in precoci, qualora si manifestino intraoperatoriamente o nelle prime settimane successive all'intervento, e tardive, se insorgono a distanza di mesi o anni dall'impianto primario (58). La genesi di queste complicanze è intrinsecamente multifattoriale, derivante dall'interazione tra fattori di rischio legati al paziente, elementi di natura tecnica e chirurgica, e caratteristiche intrinseche dei biomateriali utilizzati (59). Tra i fattori intrinseci del paziente, assumono un ruolo predominante l'età, l'obesità, il fumo di tabacco e la presenza di comorbidità sistemiche quali il diabete mellito, l'insufficienza renale, l'epatopatia cronica o quadri di deterioramento cognitivo. Parallelamente, le scelte intraoperatorie, incluse la selezione della via d'accesso chirurgica (posteriore, laterale o anteriore), la modalità di fissazione dell'impianto (cementata o non cementata) e la scelta degli accoppiamenti tribologici (superfici di attrito tradizionali o alternative), esercitano un'influenza determinante sul profilo di rischio a breve e a lungo termine (59).

6.1. Complicanze Precoci

Le complicanze precoci si collocano nell'immediato perioperatorio e richiedono spesso un intervento tempestivo per evitare un deterioramento funzionale permanente o un aumento della morbidità. Tra queste, **l'instabilità** e la conseguente **lussazione dell'impianto** rappresentano la causa più comune di revisione precoce (5). La genesi della lussazione viene convenzionalmente suddivisa in una forma precoce, che si manifesta tipicamente entro le prime sei settimane dall'intervento primario, e in una forma tardiva, che insorge a distanza di

mesi o anni (60), la maggior parte degli episodi di lussazione si concentra entro le prime sei settimane dall'intervento. La forma precoce riconosce un'origine prevalentemente tecnica e legata alla gestione dei tessuti molli perioperatori (5). La stabilità iniziale dell'impianto dipende infatti dal delicato equilibrio tra l'orientamento geometrico dei componenti e la tensione delle strutture capsulo-muscolari (5).

Errori nel posizionamento della coppa acetabolare o dello stelo femorale alterano l'arco di movimento sicuro, provocando fenomeni di impingement (conflitto meccanico) tra il collo femorale e il bordo acetabolare, che agiscono come un fulcro scalzando la testa dalla sua sede (57). Un ruolo cruciale è svolto dall'insufficienza della muscolatura abducentoria, in particolare del medio gluteo, che può essere dovuta a una lesione del nervo gluteo superiore o a un errato tensionamento intraoperatorio dell'offset femorale (5).

L'approccio chirurgico posteriore è stato storicamente associato a tassi di lussazione superiori rispetto ad altri approcci, sebbene l'esecuzione sistematica della ricostruzione capsulare e la sutura dei rotatori esterni abbiano dimostrato di poter ridurre tale incidenza a livelli sovrapponibili alle altre vie d'accesso (5).

Un ulteriore evento avverso temibile nel periodo precoce è rappresentato dalle **fratture periprotetiche intraoperatorie**, che interessano principalmente il femore durante le fasi di preparazione del canale midollare o di inserimento dello stelo. L'incidenza di queste lesioni varia sensibilmente in base alla tecnica di fissazione dell'impianto: come documentato in letteratura, il rischio oscilla tra lo 0,1% e l'1% per gli steli cementati, ma sale significativamente in caso di impianti non cementati, specialmente in pazienti anziani con osso osteopenico, di sesso femminile o affetti da artropatie infiammatorie. La pianificazione preoperatoria e l'adozione di misure preventive, quali l'uso prudente di cerchiaggi metallici profilattici, risultano essenziali per scongiurare tali fratture (5).

L'infezione periprotetica precoce (PJI), che insorge generalmente entro il primo mese, costituisce una delle sfide cliniche più drammatiche per il chirurgo ortopedico (5). La gestione di questa complicanza si basa classicamente sul protocollo DAIR (Debridement, Antibiotici e Ritenzione dell'Impianto) con l'obiettivo di salvare la protesi (61). Tuttavia, la reale efficacia di questo approccio è strettamente legata alla tempistica dell'intervento chirurgico. È stato identificato un preciso punto di svolta a circa sette settimane

dall'intervento primario. Oltre questa soglia temporale, la probabilità di fallimento del trattamento DAIR accelera in modo sproporzionato a causa della progressiva maturazione del biofilm batterico sulle superfici dell'impianto, che rende i microrganismi fino a mille volte più resistenti alla terapia antibiotica rispetto alla loro forma planctonica (61). In aggiunta, ulteriori evidenze, evidenziano che nei casi di infezione precoce, l'esecuzione di una revisione parziale o completa (che prevede la sostituzione delle componenti modulari o fisse) riduce in maniera significativa il tasso di reinterventi rispetto alla semplice ritenzione dell'impianto, in particolare nei pazienti con elevato indice di massa corporea (62).

Il periodo postoperatorio precoce è inoltre caratterizzato dal rischio di **tromboembolismo venoso (TEV)**, complicanza favorita dalla stasi venosa e dalle manovre di manipolazione dell'arto intraoperatorie. Per limitare l'incidenza di trombosi venosa profonda ed embolia polmonare, viene impiegata una profilassi multimodale che integra la mobilitazione precoce del paziente, l'uso di dispositivi di compressione meccanica e una profilassi farmacologica personalizzata (5). Infine, non vanno trascurate le potenziali **lesioni neurologiche periferiche**, tra cui spicca la paralisi del nervo sciatico – spesso secondaria a eccessivi allungamenti dell'arto in quadri di grave displasia e alterazioni anatomiche complesse (63) e la lesione del nervo gluteo superiore, associata talvolta alla via d'accesso laterale diretta, con conseguente insufficienza permanente dei muscoli abduttori e andatura claudicante.

6.2. Complicanze Tardive

Le complicanze tardive si sviluppano a distanza di mesi o anni dall'intervento iniziale e riflettono i limiti biologici e meccanici a lungo termine dei materiali protesici (58). Storicamente, **la mobilitazione asettica** rappresenta il principale fallimento tardivo e la causa primaria di reintervento a lungo termine. Dal punto di vista fisiopatologico, l'usura delle superfici articolari in polietilene convenzionale genera detriti microscopici che attivano una risposta macrofagica locale, inducendo un'osteolisi infiammatoria periprotetica che compromette progressivamente la stabilità dell'ancoraggio cupola-osso o stelo-osso. un'importante transizione epidemiologica negli ultimi decenni; la quota di reinterventi dovuta a mobilitazione asettica è scesa drasticamente dal 62,5% al 40,4%, un calo riconducibile alla transizione tecnologica dai vecchi accoppiamenti in polietilene standard a superfici alternative e altamente resistenti all'usura, come i polietileni altamente reticolati (highly cross-linked PE) e le ceramiche di ultima generazione (58).

Tuttavia, l'introduzione di questi biomateriali avanzati ha generato nuove, seppur rare, complicanze meccaniche tardive (58). L'impiego di accoppiamenti ceramica-ceramica espone i pazienti al rischio di **rottura catastrofica della testa o del liner ceramico**, un evento meccanico descritto in letteratura che richiede una complessa chirurgia di revisione. Allo stesso modo, l'utilizzo passato di accoppiamenti metallo-metallo ha talvolta causato **reazioni avverse locali dei tessuti molli (ALTR)**, note anche come pseudotumori, innescate dal rilascio di ioni metallici e da fenomeni corrosivi a livello delle giunzioni modulari (59).

La lussazione tardiva, al contrario di quella precoce, è più frequentemente espressione del progressivo deterioramento meccanico dei materiali o di modificazioni neurologiche sistemiche del paziente. L'usura fisica del polietilene riduce lo spessore del liner e favorisce la sublussazione della testa femorale, mentre la comparsa di deficit neurologici o l'atrofia muscolare senile riducono il controllo attivo dell'articolazione. Quando l'instabilità diventa recidivante, la revisione chirurgica si rende inevitabile (57). Le opzioni terapeutiche mirano a correggere la causa primaria del conflitto: si variano dal riorientamento dei componenti originari all'adozione di soluzioni tecnologiche avanzate, come i sistemi a doppia mobilità o, nei casi più complessi di grave deficit muscolare, l'utilizzo di inserti vincolati (constrained liners), capaci di offrire un vincolo meccanico intrinseco a scapito, tuttavia, di una leggera riduzione del range di movimento complessivo (5,57)

In ambito infettivo, le complicanze tardive si manifestano prevalentemente come **infezioni ematogene acute o croniche silenti**, in cui l'articolazione protesica, precedentemente ben funzionante, viene colonizzata da batteri provenienti da focolai infettivi a distanza (62). In questi scenari cronici, in cui si riscontra la presenza di tessuti devitalizzati e biofilm batterico maturo, la chirurgia di revisione in due tempi rappresenta il gold standard clinico (64). Ciononostante, il successo dell'eradicazione dell'infezione non è garantito ed è influenzato da molteplici fattori sistemici del paziente.

Infine, tra le sequele tardive merita menzione **l'ossificazione eterotopica**, un processo caratterizzato dalla formazione di osso lamellare maturo all'interno dei tessuti molli periarticolari. Questa complicanza, la cui incidenza è associata a fattori come il sesso maschile e l'entità del trauma chirurgico, può limitare severamente il range di movimento

dell'anca, provocando dolore cronico e richiedendo, nei casi più gravi di anchilosi funzionale, la resezione chirurgica dei ponti ossei ectopici(57)

La protesi dolorosa costituisce una condizione clinicamente rilevante, definita come dolore persistente oltre il normale periodo di recupero post-chirurgico (convenzionalmente tre mesi), con una prevalenza riportata tra il 7% e il 23% dei pazienti operati. Una recente revisione sistematica su 388 casi ne ha analizzato l'eziologia, identificando come causa più frequente la mobilizzazione o l'infezione protesica (28,6%), seguita dall'impingement del muscolo ileopsoas (21%), da dolore riferito extra-articolare, in particolare di origine lombare (16,4%), e dalla sindrome dolorosa trocanterica (13%), quest'ultima riconducibile a borsite o tendinopatia degli abduttori. In circa il 9% dei casi, nonostante un iter diagnostico approfondito comprendente radiografia standard, risonanza magnetica e SPECT/TC, l'eziologia rimane non identificata (65)

7. Materiali

Il presente studio osservazionale retrospettivo e monocentrico ha incluso una coorte consecutiva di 297 interventi di artroprotesi totale d'anca (THA) primaria eseguiti con assistenza robotica tra il 1° luglio 2017 e l'11 febbraio 2021. Tutti i casi registrati nel database chirurgico istituzionale nel periodo considerato sono stati inclusi, senza ulteriori criteri di selezione clinica.

Selezione della popolazione analizzata. Lo stato di ciascun paziente al termine del follow-up, registrato nel database, ha consentito di definire la popolazione analitica secondo lo schema seguente (denominatore: 297 casi):

- **74 pazienti (24,9%)** non sono risultati reperibili e sono stati classificati come persi al follow-up;
- **16 pazienti (5,4%)** sono risultati deceduti prima della rilevazione; data e causa del decesso non sono disponibili nel database;
- **207 pazienti (69,7%)** sono risultati viventi e hanno risposto all'intervista, costituendo la popolazione analizzata per la sopravvivenza dell'impianto e per gli esiti clinico-funzionali.

I pazienti persi al follow-up e quelli deceduti sono stati esclusi da tutte le analisi di follow-up, poiché per essi non era disponibile un'informazione clinica aggiornata sullo stato dell'impianto.

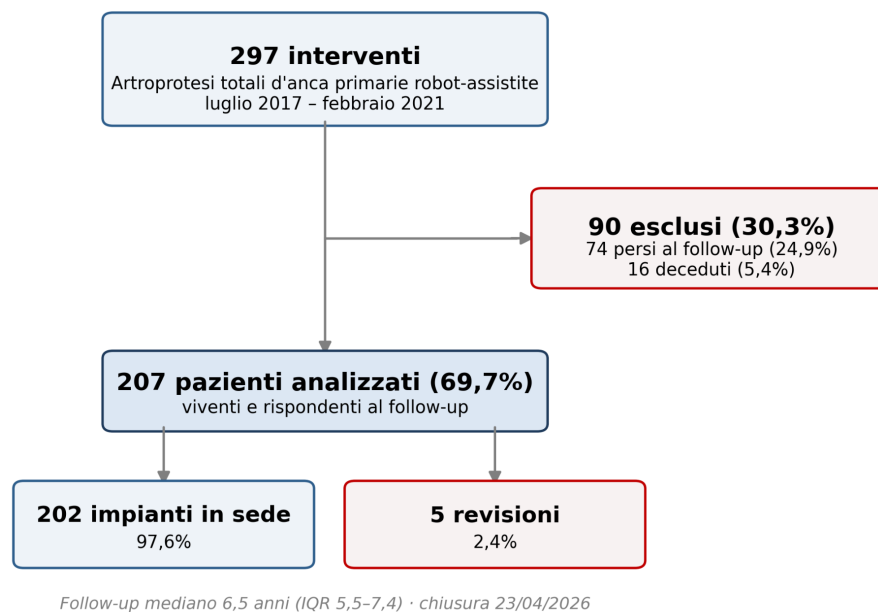


Figura 7.0.1: diagramma di flusso della selezione della popolazione dello studio.

Caratteristiche della coorte iniziale. Nei 297 casi operati si registravano 162 donne (54,5%) e 135 uomini (45,5%); l'anca operata era la destra in 151 casi (50,8%) e la sinistra in 146 (49,2%). L'età all'intervento, disponibile in 270 casi (in 27 pazienti non sottoposti a follow-up il dato non era leggibile nel database), era di $67,5 \pm 10,3$ anni (mediana 68,0; range 30–87), senza differenze rilevanti tra donne ($68,2 \pm 10,7$ anni; $n = 145$) e uomini ($66,6 \pm 9,7$ anni; $n = 125$). Lo stelo femorale più utilizzato è stato l'Accolade II (238 casi; 80,1%), seguito dallo stelo anatomico Anato (53; 17,8%) e da un singolo stelo cementato Exeter (0,3%); sul versante acetabolare è prevalso il cotile Trident emisferico con fori (199; 67,0%), seguito dal Trident II Tritanium (51; 17,2%), dal Tritanium emisferico (34; 11,4%) e dal Trident PSL HA FIT (8; 2,7%). Le componenti non erano specificate in 5 casi (1,7%). Le caratteristiche della coorte iniziale e della popolazione analizzata sono confrontate nella Tabella 9.1 (capitolo Risultati).

8. Metodi

Disegno dello studio e raccolta dei dati. I dati anagrafici e chirurgici sono stati estratti dal database istituzionale. Il follow-up clinico è stato condotto mediante intervista telefonica con protocollo standardizzato, articolato in tre fasi: (1) verifica anamnestica dell'intervento

registrato (conferma del primo impianto e della lateralità); (2) accertamento dello stato dell'impianto, con registrazione della data e della causa di un'eventuale revisione (infezione, lussazione, mobilizzazione o altro); (3) somministrazione verbale di due misure di esito riferite dal paziente (PROMs) a tutti i pazienti rispondenti, compresi i revisionati.

- **Oxford Hip Score (OHS):** questionario articolazione-specifico validato di 12 domande che indaga dolore e limitazione funzionale nelle attività quotidiane (66). è stato adottato il sistema di punteggio 0-48 raccomandato da Murray et al., in cui i valori più alti indicano un esito migliore (67). Il punteggio è stato suddiviso in 4 categorie: 0–19 (artrosi grave), 20–29 (moderata-grave), 30–39 (lieve-moderata), 40–48 (funzione articolare soddisfacente). Queste soglie sono quelle abitualmente attribuite a kalairajah et al. (68)

L'OHS è stato considerato non valutabile quando la limitazione funzionale riferita dal paziente era prevalentemente attribuibile a condizioni diverse dall'anca operata (per esempio patologie del rachide, di altre articolazioni o neurologiche)

- **Grado di soddisfazione:** valutazione globale su scala numerica da 0 a 5 (con possibilità di mezzi punti), raggruppata in soddisfazione elevata (≥ 4), moderata (3–3,5) e bassa (< 3).

Definizioni e chiusura del follow-up. La data di chiusura del follow-up è stata fissata al 23 aprile 2026. Il follow-up individuale è stato calcolato come intervallo tra la data dell'intervento e la data di chiusura, espresso in anni (giorni/365,25) e in mesi. L'evento di interesse per l'analisi di sopravvivenza è stato la revisione dell'impianto per qualsiasi causa; il tempo alla revisione è stato calcolato a partire dalle date di intervento e di revisione registrate. Le descrizioni delle cause di revisione sono state ricondotte a categorie cliniche omogenee. I dati mancanti non sono stati imputati (analisi per casi completi).

Analisi statistica. La normalità delle variabili continue è stata valutata con il test di Shapiro-Wilk e con l'ispezione delle distribuzioni. Le variabili continue sono riportate come media $\pm$ deviazione standard (DS) con intervallo di confidenza al 95% (IC 95%) della media e come mediana con range interquartile (IQR) e range; per le variabili non normali (età, follow-up, OHS e soddisfazione) la mediana è stata considerata la misura di riferimento. Le variabili categoriche sono riportate come frequenze assolute e percentuali, con IC 95% secondo Wilson o, per gli eventi rari (revisioni), secondo il metodo esatto di Clopper-Pearson.

La sopravvivenza dell'impianto è stata stimata con il metodo di Kaplan-Meier (varianza di Greenwood, IC 95% con trasformazione log-log); i pazienti non revisionati sono stati censurati alla data di chiusura. Per i confronti tra sottogruppi sono stati impiegati test non parametrici: Mann-Whitney U (due gruppi, con effect size rank-biserial), Kruskal-Wallis (più gruppi), test esatto di Fisher per le variabili categoriche, test log-rank per le curve di sopravvivenza e coefficiente di correlazione di Spearman (ρ). È stata considerata significativa una $p < 0,05$ (test bilaterali); poiché sono stati eseguiti 17 confronti, i p-value sono stati corretti anche con il metodo di Holm. Le analisi sono state condotte con Python 3 (librerie pandas e SciPy).

9. Risultati

Dei 297 interventi considerati, 207 (69,7%) sono stati eseguiti su pazienti viventi e rispondenti al 23 aprile 2026 e costituiscono la popolazione analizzata; 74 pazienti (24,9%) sono stati persi al follow-up e 16 (5,4%) deceduti. Il follow-up mediano della popolazione analizzata è stato di 6,50 anni (IQR 5,51–7,43; IC 95% della mediana 6,24–6,84), pari a 78,0 mesi (IQR 66,1–89,2); la media è stata di $6,58 \pm 1,08$ anni (IC 95% 6,43–6,73), con un range di 5,19–8,81 anni. Tutti i pazienti analizzati presentavano quindi un follow-up superiore a 5 anni: 76 (36,7%) tra 5 e 6 anni, 58 (28,0%) tra 6 e 7, 42 (20,3%) tra 7 e 8 e 31 (15,0%) tra 8 e 9 anni. La distribuzione non era normale (Shapiro-Wilk $p < 0,001$), riflettendo l'andamento annuale degli interventi.

9.1. Caratteristiche Della Coorte

Nella popolazione analizzata le donne erano 114 (55,1%) e l'anca operata era la sinistra in 105 casi (50,7%). L'età mediana all'intervento era di 67 anni (IQR 59,5–72,0; range 30–86), con una media di $65,9 \pm 10,0$ anni (IC 95% 64,6–67,3) e distribuzione asimmetrica verso le età più giovani (Shapiro-Wilk $p < 0,001$); il 67,1% dei pazienti aveva tra 60 e 79 anni. Gli interventi erano primi impianti in 206 casi (99,5%); lo stelo Accolade II è stato impiegato nell'85,0% dei casi e il cotile Trident emisferico nel 67,6% (Tabella 9.1).

Rispetto ai pazienti valutati, i persi al follow-up con età disponibile (48/74) risultavano più anziani (età mediana 69,5 vs 67 anni; Mann-Whitney $p = 0,010$), senza differenze nella

distribuzione per sesso (Fisher $p = 0,893$); i pazienti deceduti avevano un'età mediana all'intervento di 80 anni.

Tabella 9.1 – Caratteristiche della coorte iniziale e della popolazione analizzata

Variabile	Coorte iniziale (N = 297)	Popolazione analizzata (N = 207)
Sesso, n (%)		
Femmine	162 (54,5)	114 (55,1)
Maschi	135 (45,5)	93 (44,9)
Età all'intervento (anni)		
n con dato disponibile	270	207
Media $\pm$ DS	67,5 $\pm$ 10,3	65,9 $\pm$ 10,0
Mediana (IQR)	68,0 (62,0–75,0)	67,0 (59,5–72,0)
Range	30–87	30–86
Fascia d'età, n (%)*		
< 50 anni	13 (4,8)	12 (5,8)
50–59 anni	43 (15,9)	40 (19,3)
60–69 anni	93 (34,4)	73 (35,3)
70–79 anni	88 (32,6)	66 (31,9)
$\geq$ 80 anni	33 (12,2)	16 (7,7)
Lateraltà, n (%)		
Destra	151 (50,8)	102 (49,3)
Sinistra	146 (49,2)	105 (50,7)
Primo impianto, n (%)		
Sì	rilevato solo al follow-up	206 (99,5)
No		1 (0,5)
Stelo femorale, n (%)		
Accolade II	238 (80,1)	176 (85,0)
Anato	53 (17,8)	28 (13,5)

Variabile	Coorte iniziale (N = 297)	Popolazione analizzata (N = 207)
Exeter (cementato)	1 (0,3)	1 (0,5)
Non specificato	5 (1,7)	2 (1,0)
Cotile acetabolare, n (%)		
Trident emisferico con fori	199 (67,0)	140 (67,6)
Trident II Tritanium	51 (17,2)	42 (20,3)
Tritanium emisferico	34 (11,4)	19 (9,2)
Trident PSL HA FIT	8 (2,7)	4 (1,9)
Non specificato	5 (1,7)	2 (1,0)

DS = deviazione standard; IQR = range interquartile. *Percentuali calcolate sui pazienti con età disponibile (270 nella coorte iniziale). Le descrizioni del cotile con e senza codice di catalogo sono state ricondotte alla stessa famiglia.

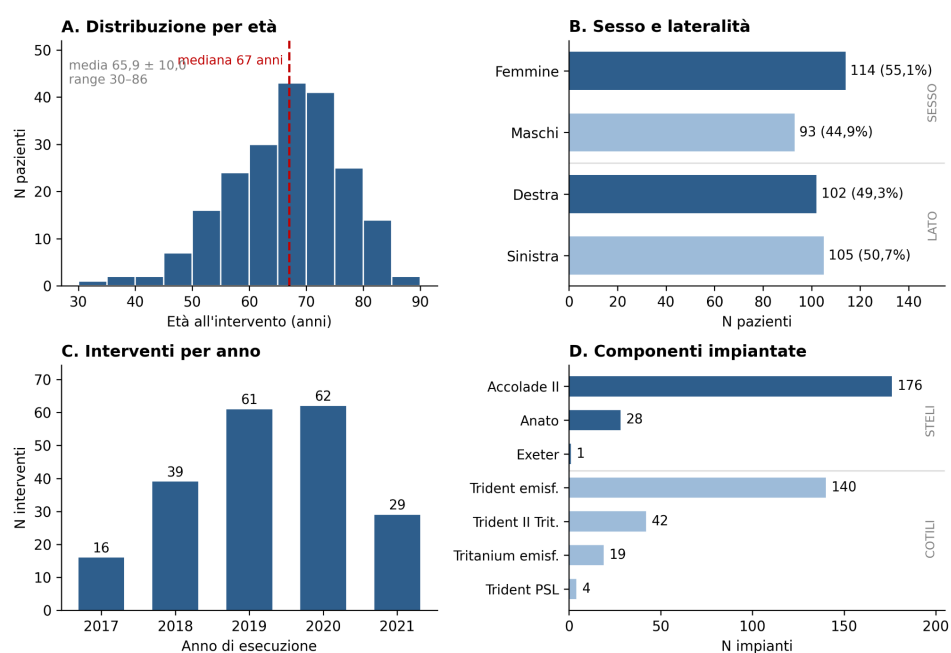


Figura 9.1.1: caratteristiche della coorte iniziale e della popolazione analizzata (distribuzione per età, sesso, lateralità, anno di intervento e componenti impiantate).

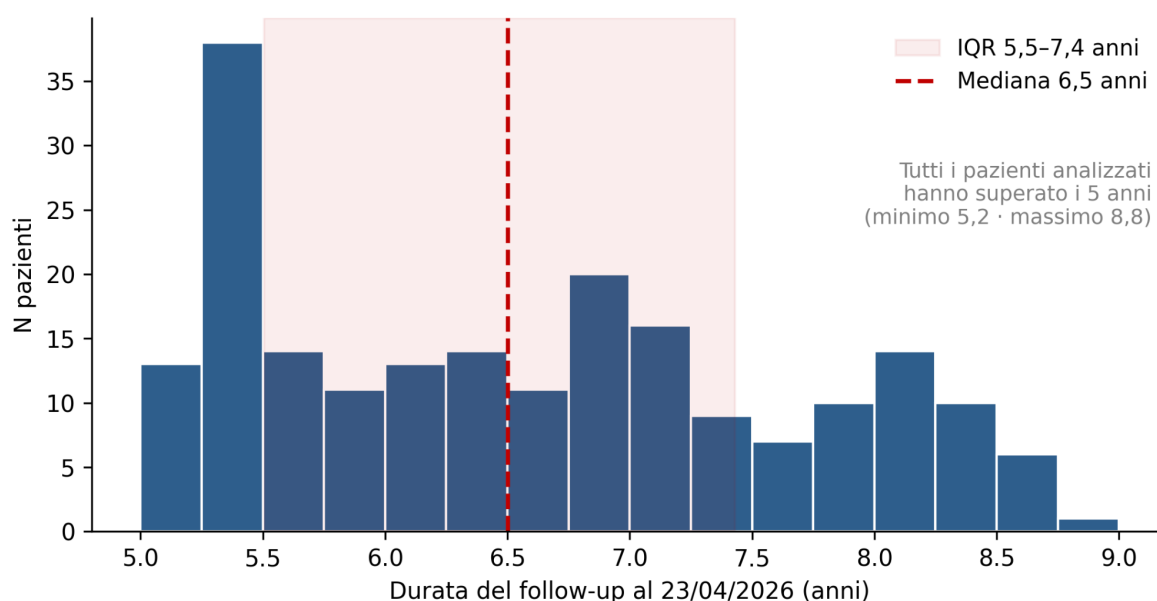


Figura 9.1.2: distribuzione della durata del follow-up al 23 aprile 2026 (N = 207). La linea tratteggiata indica la mediana (6,5 anni), l'area ombreggiata il range interquartile (5,5–7,4 anni).

9.2. Analisi Statistica Dei Risultati

9.2.1. Sopravvivenza Dell'Impianto Ed Eziologia Delle Revisioni

Dei 207 impianti valutati, 202 risultavano in sede al termine del follow-up (97,6%; IC 95% esatto 94,5–99,2%). Cinque pazienti (2,42%; IC 95% esatto 0,79–5,55%) sono stati sottoposti a revisione; ciascuno ha subito un solo intervento di revisione per una sola causa. La distribuzione delle cause e dei tempi è riportata nella Tabella 9.2:

- **Infezione periprotetica:** 3 casi (60% delle revisioni; 1,45% della coorte), tutti precoci, revisionati a 43, 47 e 55 giorni dall'impianto (mediana 1,5 mesi);
- **Lussazione recidivante:** 1 caso (0,48%), revisionato a 46,0 mesi (3,83 anni);
- **Mobilizzazione asettica dello stelo femorale:** 1 caso (0,48%), revisionato a 46,6 mesi (3,88 anni).

Tutte le revisioni hanno interessato impianti con stelo Accolade II e cotile Trident emisferico. La distribuzione dei tempi di revisione è bimodale (tre eventi entro 90 giorni e due tra il terzo

e il quarto anno), per cui la media complessiva (19,5 mesi) non è rappresentativa e viene riportata la mediana (1,8 mesi; range 1,4–46,6).

Tabella 9.2 – Revisioni e tempo dall'intervento alla revisione (N = 207)

Causa di revisione	n	% sulle revisioni	% sulla coorte (IC 95% esatto)	Tempo alla revisione (mesi)
Infezione periprotetica	3	60,0	1,45 (0,30–4,18)	media 1,59 ± 0,20 mediana 1,54 (range 1,41–1,81)
Lussazione recidivante	1	20,0	0,48 (0,01–2,66)	46,0
Mobilizzazione asettica	1	20,0	0,48 (0,01–2,66)	46,6
Totale	5	100,0	2,42 (0,79–5,55)	mediana 1,81 (range 1,41–46,59)

Ogni paziente revisionato presenta una sola revisione e una sola causa. Per le cause con un solo evento la variabilità non è calcolabile.

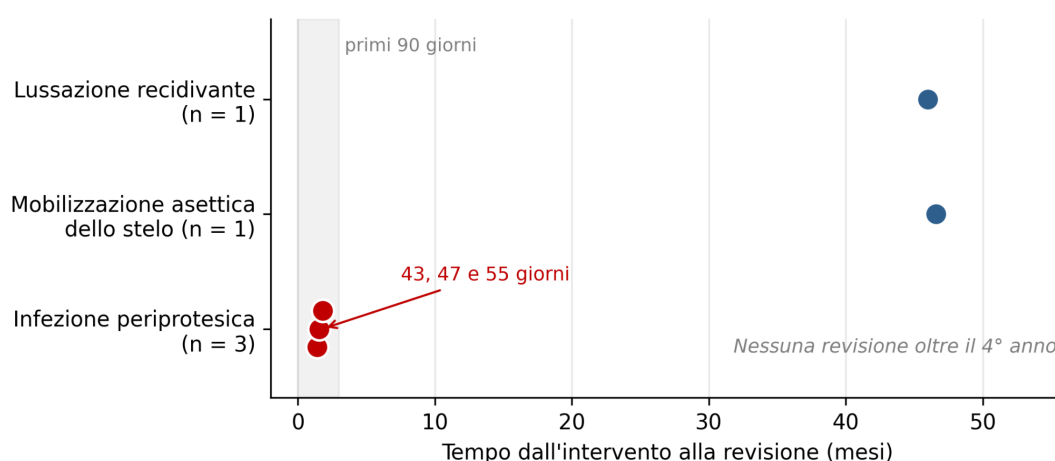


Figura 9.2.1: tempo dall'intervento alla revisione suddiviso per eziologia della complicanza.

All'analisi di Kaplan-Meier (5 fallimenti, 202 casi con sopravvivenza accertata tra 5,19 e 8,81 anni), la sopravvivenza dell'impianto libera da revisione per qualsiasi causa è risultata del 98,6% (IC 95% 95,6–99,5%) a 90 giorni e a 1 anno, e del 97,6% (IC 95% 94,3–99,0%) a 5 anni, rimanendo invariata fino all'ultimo controllo (Tabella 9.3; Figura 9.2.2). Poiché tutti i pazienti non revisionati avevano un follow-up superiore a 5 anni, la stima a 5 anni coincide con la sopravvivenza grezza. La stima a 8 anni si basa su 30 pazienti a rischio e va interpretata con cautela; la sopravvivenza a 10 anni non è stimabile. La sopravvivenza non differiva per sesso (log-rank $p = 0,258$) né tra pazienti con età ≥ 70 e < 70 anni ($p = 0,370$); con soli 5 eventi, tuttavia, la potenza di questi confronti è molto limitata.

Tabella 9.3 – Sopravvivenza dell'impianto secondo Kaplan-Meier (endpoint: revisione per qualsiasi causa)

Tempo dall'intervento	Pazienti a rischio	Sopravvivenza (%)	IC 95%	Incidenza cumulativa di revisione (%)
90 giorni	204	98,6	95,6–99,5	1,4
1 anno	204	98,6	95,6–99,5	1,4
5 anni	202	97,6	94,3–99,0	2,4
8 anni	30	97,6	94,3–99,0	2,4

IC 95% calcolati con varianza di Greenwood e trasformazione log-log. Stima a 8 anni basata su un numero ridotto di pazienti a rischio.

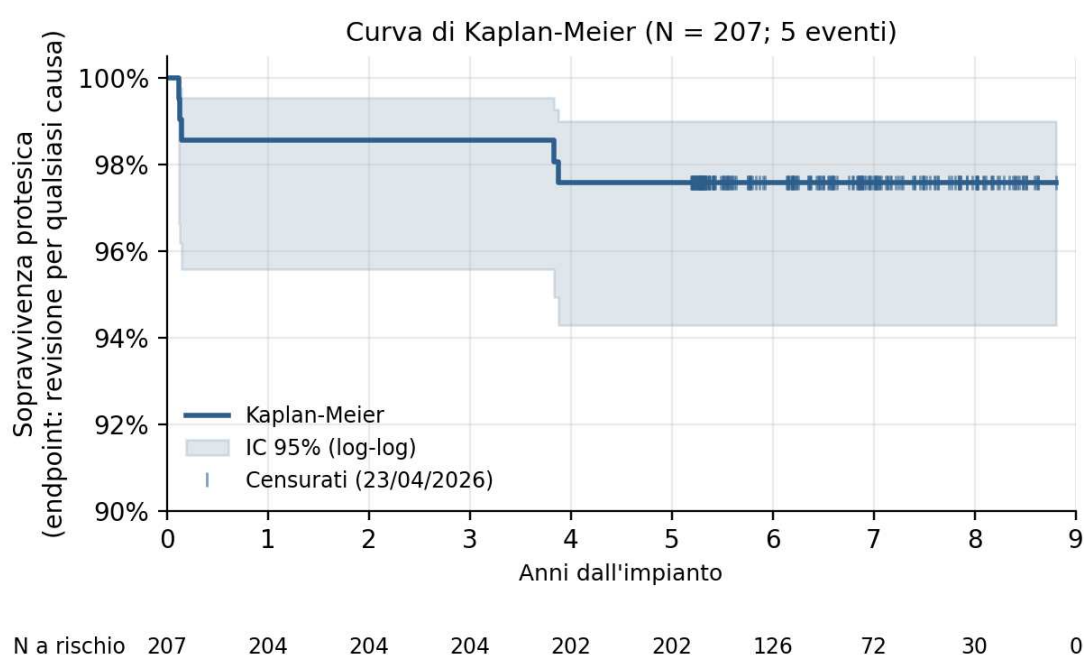


Figura 9.2.2: curva di Kaplan-Meier della sopravvivenza dell'impianto libera da revisione per qualsiasi causa (N = 207; 5 eventi) con intervallo di confidenza al 95%.

9.2.2. Valutazione Funzionale: Oxford Hip Score (OHS)

L'Oxford Hip Score è stato ottenuto in 180 dei 207 pazienti (87,0%); nei restanti 27 (13,0%) il questionario non è stato completato. Il punteggio mediano è stato di 48 punti (IQR 45–48; range 25–48), con una media di $45,4 \pm 4,7$ punti (IC 95% 44,7–46,1). La distribuzione è marcatamente asimmetrica, con un evidente effetto tetto: 99 pazienti (55,0%) hanno raggiunto il punteggio massimo di 48/48. Secondo la classificazione di Kalairajah, 160 pazienti (88,9%) presentavano una funzione articolare soddisfacente (OHS 40–48), 17 (9,4%)

un quadro lieve-moderato (30–39) e 3 (1,7%) un quadro moderato-grave (20–29); nessun paziente rientrava nella categoria grave (Tabella 9.4, Figura 9.2A).

L'OHS non differiva tra donne ($45,7 \pm 4,4$; mediana 48) e uomini ($45,1 \pm 5,1$; mediana 48; Mann-Whitney $p = 0,811$), tra anca destra e sinistra ($p = 0,867$), tra steli Accolade II e Anato (mediana 48 vs 47,5; $p = 0,331$) né tra fasce d'età (Kruskal-Wallis $p = 0,181$), con valori medi compresi tra 44,9 e 45,9 in tutte le fasce. Si è osservata una debole correlazione negativa tra età all'intervento e OHS ($\rho = -0,18$; IC 95% $-0,33$ a $-0,03$; $p = 0,015$), che non resta significativa dopo correzione per confronti multipli (p di Holm = 0,219). La durata del follow-up non era correlata all'OHS ($\rho = -0,05$; $p = 0,516$).

Nei 27 pazienti (13,0%) in cui l'OHS non è stato rilevato, il questionario è stato giudicato non valutabile al momento dell'intervista, perché la limitazione funzionale riferita era attribuibile prevalentemente a condizioni diverse dall'anca operata. Tra le cause documentate figuravano:

- patologie del rachide (crolli vertebrali, esiti di laminectomia, lombalgia invalidante);
- patologie di altre articolazioni (coxartrosi o protesi controlaterale recente o programmata, gonartrosi, protesi di ginocchio, artrodesi di caviglia);
- neuropatie periferiche e claudicatio degli arti inferiori;
- fibromialgia;
- un generale decadimento delle condizioni cliniche legato all'età;
- in un caso, difficoltà comunicative.

In diversi di questi pazienti è stata comunque riferita l'assenza di dolore o di limitazioni a carico dell'anca operata, con piena soddisfazione per l'intervento. Questi pazienti erano più anziani di quelli con punteggio disponibile (età mediana 72 vs 67 anni; $p = 0,014$). L'OHS osservato descrive quindi la funzione dell'anca protesizzata nei pazienti senza comorbidità invalidanti concomitanti, e va interpretato come tale: non va esteso all'intera popolazione, nella quale la funzione globale riferita è verosimilmente inferiore per cause non correlate all'impianto.

Non essendo disponibile un punteggio preoperatorio, non è stato possibile quantificare il miglioramento pre-post intervento.

Tabella 9.4 – Esiti funzionali e soddisfazione del paziente

Variabile	n	Media $\pm$ DS (IC 95%)	Mediana (IQR)	Range
Oxford Hip Score (0–48)	180	45,4 $\pm$ 4,7 (44,7–46,1)	48 (45–48)	25–48
Soddisfazione (0–5)	205	4,65 $\pm$ 0,73 (4,55–4,75)	5,0 (4,5–5,0)	1–5

Categoria	n/N	%	IC 95% (Wilson)
OHS (Kalairajah)			
40–48: funzione soddisfacente	160/180	88,9	83,5–92,7
30–39: lieve-moderata	17/180	9,4	6,0–14,6
20–29: moderata-grave	3/180	1,7	0,6–4,8
0–19: grave	0/180	0,0	0,0–2,1
Punteggio massimo (48/48)	99/180	55,0	47,7–62,1
Soddisfazione			
Elevata (≥ 4)	191/205	93,2	88,9–95,9
Moderata (3–3,5)	7/205	3,4	1,7–6,9
Bassa (< 3)	7/205	3,4	1,7–6,9

OHS non disponibile in 27 pazienti, soddisfazione in 2. Punteggio preoperatorio non disponibile.

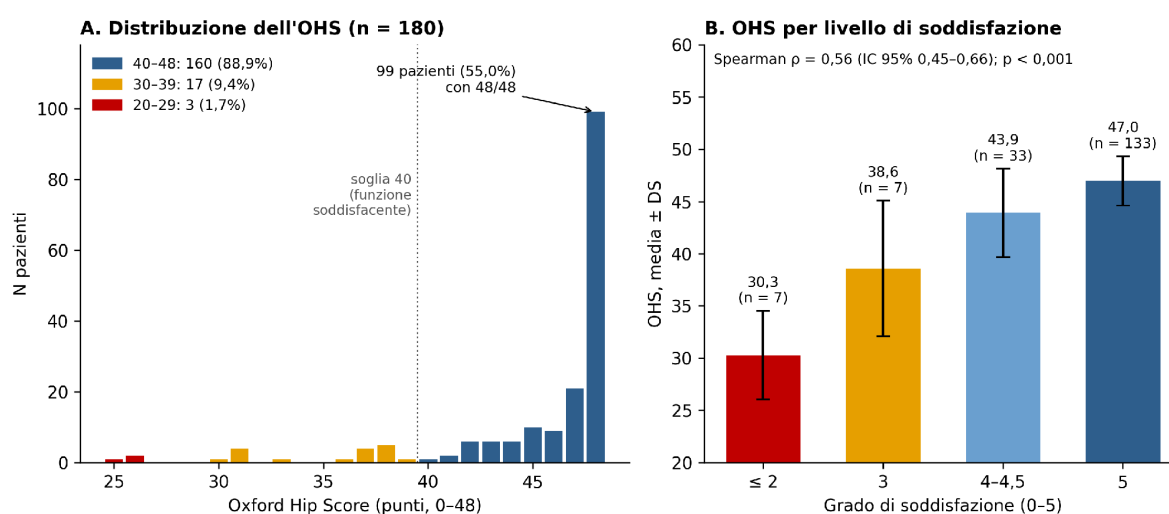


Figura 9.2.3: (A) distribuzione dei punteggi Oxford Hip Score (n = 180) e (B) OHS medio in funzione del livello di soddisfazione del paziente.

9.2.3. Soddisfazione Soggettiva Del Paziente

Il grado di soddisfazione è stato rilevato in 205 pazienti. Il valore mediano è stato di 5/5 (IQR 4,5–5,0), con una media di $4,65 \pm 0,73$ (IC 95% 4,55–4,75). Hanno espresso la massima soddisfazione (5/5) 151 pazienti (73,7%), un punteggio di 4–4,5 40 pazienti (19,5%), un punteggio di 3 7 pazienti (3,4%) e un punteggio ≤ 2 7 pazienti (3,4%). Complessivamente il 93,2% dei pazienti riferiva una soddisfazione elevata (≥ 4). La soddisfazione non differiva per sesso ($p = 0,784$) né per fascia d'età ($p = 0,794$).

9.2.4. Correlazione Tra Recupero Funzionale (OHS) E Soddisfazione

L'OHS e il grado di soddisfazione hanno mostrato una correlazione positiva moderata e statisticamente robusta (ρ di Spearman = 0,56; IC 95% 0,45–0,66; $p < 0,001$, significativa anche dopo correzione di Holm). L'OHS medio cresceva progressivamente con il livello di soddisfazione (Figura 9.2.3B):

- soddisfazione 5/5 ($n = 133$): OHS $47,0 \pm 2,4$ (mediana 48);
- soddisfazione 4–4,5 ($n = 33$): OHS $43,9 \pm 4,2$ (mediana 45);
- soddisfazione 3 ($n = 7$): OHS $38,6 \pm 6,5$ (mediana 38);
- soddisfazione ≤ 2 ($n = 7$): OHS $30,3 \pm 4,2$ (mediana 31).

9.2.5. Revisioni ed Esiti Funzionali: Analisi Esplorative

I pazienti revisionati con punteggio disponibile (4 su 5) presentavano un OHS mediano di 38 punti contro 48 nei non revisionati (Mann-Whitney $p = 0,043$; r rank-biserial = $-0,54$) e una soddisfazione mediana di 2,5 contro 5 ($p = 0,004$; $r = -0,65$). Entrambe le differenze vanno nella direzione clinicamente attesa, ma non restano significative dopo correzione per confronti multipli (p di Holm 0,605 e 0,066) e si basano su soli 4 pazienti. Età ($p = 0,979$), sesso (4/5 donne; Fisher $p = 0,382$), lateralità ($p = 0,208$) e modello di stelo ($p = 1,000$) non risultavano associati alla revisione.

10. Discussione

Discussione Dei Risultati E Confronto Con La Letteratura Internazionale

Il presente studio descrive la sopravvivenza implantare e gli esiti clinico-funzionali di una coorte consecutiva di artroprotesi totali d'anca primarie robot-assistite, valutata a un follow-up mediano di 6,5 anni (minimo 5,2 anni). I risultati principali sono una sopravvivenza dell'impianto del 97,6% a 5 anni, con 5 revisioni su 207 pazienti (2,4%), di cui 3 per infezione precoce, e un esito funzionale riferito eccellente (OHS mediano 48/48; 88,9% dei pazienti con funzione soddisfacente; 93,2% con soddisfazione elevata). È importante sottolineare che la casistica comprende esclusivamente interventi robot-assistiti: il confronto con la tecnica convenzionale è quindi possibile solo in modo indiretto, attraverso la letteratura, e non consente conclusioni causali sull'effetto della robotica.

Durata del follow-up. La maggior parte delle evidenze comparative disponibili riguarda orizzonti temporali brevi o intermedi: il trial randomizzato di Fontalis et al. si ferma a 1 anno (69), lo studio prospettico dello stesso gruppo a un minimo di 3 anni (70) e lo studio appaiato di Domb et al. del 2020 a un minimo di 5 anni (71). Gli studi su database amministrativi riportano stime fino a 5 anni (53–55), mentre la serie di Wilson et al. sulla via anteriore diretta convenzionale presenta un follow-up medio di circa 4 anni (46). Con un follow-up minimo superiore a 5 anni per tutti i pazienti analizzati, la nostra casistica si colloca tra questi studi e la recente serie di Domb et al., una delle poche a riportare esiti con follow-up minimo di 10 anni dopo THA robot-assistita con sistemi attualmente in uso (56).

Sopravvivenza dell'impianto. La sopravvivenza a 5 anni del 97,6% (IC 95% 94,3–99,0%) è sovrapponibile a quella riportata da Wilson et al. su 3698 protesi convenzionali per via anteriore diretta (97% a 5 anni e 96% a 10 anni) (46) e a quella della serie robot-assistita di Domb et al., che su 215 anche con follow-up minimo di 10 anni riporta 6 revisioni (2,8%) e una sopravvivenza libera da revisione del 97,2% (56). Il nostro tasso di revisione (2,4%) è inoltre simile a quello osservato a 5 anni nelle coorti appaiate di Remily et al. (2,8% nel gruppo robotico e 3,1% in quello convenzionale, differenza non significativa) (55) e nel gruppo convenzionale di Shah et al. (2,3%), ma numericamente superiore a quelli dei gruppi robotici di Shah et al. (0,9%) e di Ou et al. (0,45%). Questi ultimi valori vanno letti con cautela: entrambi gli studi derivano dalla piattaforma TriNetX, che per motivi di privacy

riporta come 10 qualsiasi conteggio pari o inferiore a 10 pazienti, per cui le percentuali di revisione dei gruppi robotici rappresentano un limite superiore e non una stima puntuale; inoltre gli eventi sono identificati tramite codici diagnostico-procedurali, con possibile sottostima. Considerata l'ampiezza del nostro IC 95% (0,8–5,6%), le differenze numeriche rispetto a queste casistiche non consentono di trarre conclusioni.

Il dibattito sull'effetto della robotica. La letteratura più recente rimane discordante. Shah et al., analizzando casi chirurgicamente «di routine» con appaiamento per propensity score, hanno riportato nei pazienti robot-assistiti un rischio di revisione ridotto a 90 giorni, 1 anno e 5 anni (OR a 5 anni 0,4; IC 95% 0,2–0,8), oltre a minori lussazioni protesiche a breve termine e minor dolore protesico (53). Al contrario, Ou et al., sullo stesso tipo di database ma con una rete globale e 2241 coppie appaiate, non hanno osservato differenze a 5 anni né nelle complicanze complessive né nelle revisioni o nelle lussazioni (54), in accordo con Remily et al., che su 4630 coppie non hanno rilevato differenze negli esiti chirurgici fino a 5 anni, a fronte di una degenza lievemente più breve, costi inferiori ma più riammissioni a 1 anno e più trasfusioni nel gruppo robotico (55). Anche la meta-analisi di trial randomizzati di Ruangsomboon et al. indica che il vantaggio radiografico non si traduce necessariamente in una riduzione delle complicanze maggiori (72), mentre la meta-analisi di Bensa et al. descrive un posizionamento più accurato e un tasso di complicanze complessivamente inferiore con la robotica, senza però risultati clinici superiori (73). La discordanza tra questi studi riflette in larga parte differenze metodologiche (selezione dei casi, definizione degli eventi tramite codici, piattaforme robotiche non distinguibili, soglie di censura dei dati). In questo contesto, i nostri risultati sono coerenti con un profilo di sicurezza in linea con quello della chirurgia convenzionale di alto livello, ma, in assenza di un gruppo di controllo interno, non possono confermare né escludere un effetto protettivo specifico della tecnica robotica.

Cause e tempi di revisione. Nella nostra casistica l'infezione periprotetica è stata la causa più frequente di revisione (1,45% della coorte), con eventi concentrati entro i primi due mesi. Il dato è molto vicino a quello di Domb et al., in cui le infezioni acute postoperatorie hanno rappresentato 4 delle 6 revisioni (1,9%), trattate con debridement e sostituzione delle componenti modulari a una media di 1,9 mesi (56), e l'infezione è risultata la prima causa di revisione anche nella serie di Wilson et al. (incidenza cumulativa a 5 anni 0,93%) (46). Si tratta di una complicanza prevalentemente biologica e legata a fattori del paziente e

perioperatori, che la maggiore precisione del posizionamento non è verosimilmente in grado di modificare, ma che potrebbe essere correlabile ad una maggiore durata dell'intervento con strumentario robotico.

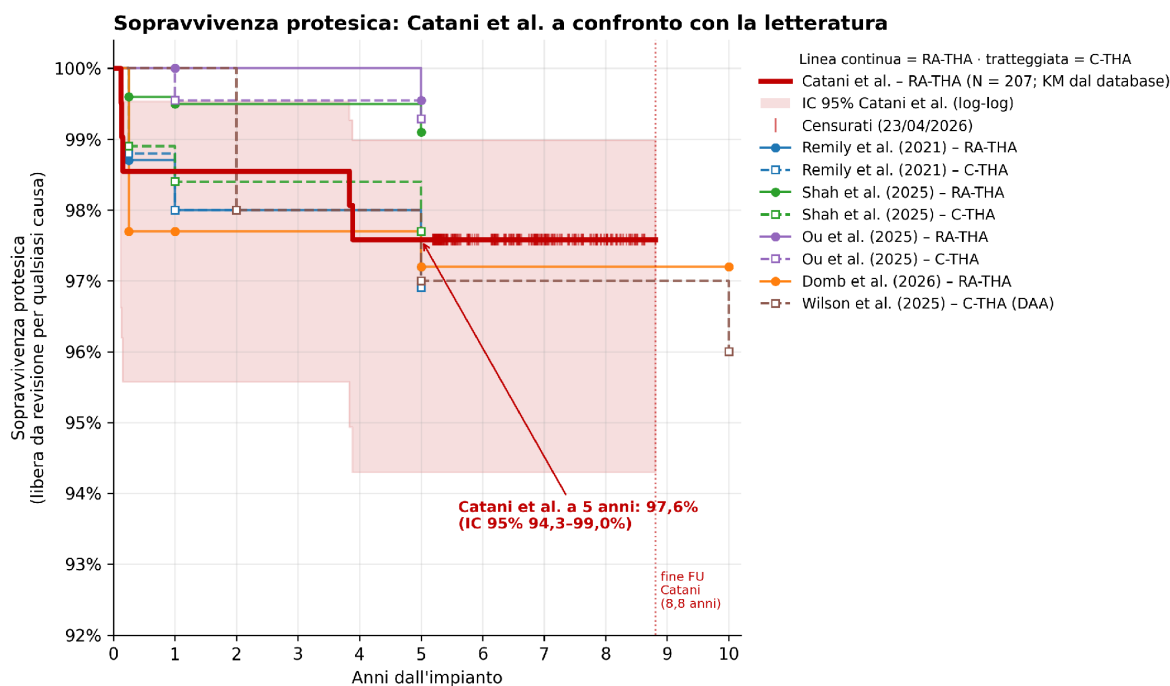
Le revisioni per cause meccaniche sono state rare. La mobilizzazione dello stelo (0,48%) presenta una frequenza sovrapponibile a quella di Domb et al. (0,5%, a 13,5 mesi) (56) e inferiore a quella della mobilizzazione asettica nella serie di Wilson et al. (0,84% a 5 anni, prevalentemente femorale) (46). Il caso di lussazione recidivante (0,48%) si discosta invece dalla serie robotica di Domb et al., nella quale non si sono verificati episodi di instabilità (56), ed è superiore all'incidenza di revisione per instabilità riportata da Wilson et al. (0,14% a 5 anni), dove tutti gli episodi di instabilità recidivante si erano verificati entro il primo anno (46). Il carattere tardivo della nostra revisione (46 mesi) suggerisce un meccanismo diverso dal malposizionamento primario, ma i dati disponibili non permettono di indagarlo. Non sono state registrate revisioni per frattura periprotetica, che nella serie di Wilson et al. rappresentava la seconda causa di revisione (0,62% a 5 anni) (46); il nostro database, tuttavia, non documenta i reinterventi non esitati in revisione (per esempio osteosintesi), per cui questo confronto è parziale. Con un solo evento per ciascuna causa meccanica, nessuna di queste differenze può essere considerata indicativa.

Esiti funzionali e soddisfazione. L'OHS mediano di 48/48 e la media di $45,4 \pm 4,7$ punti indicano un risultato funzionale eccellente a medio termine, numericamente superiore ai valori riportati a 1 anno da Fontalis et al. (OHS medio 44,0) (69) e a un minimo di 3 anni dallo stesso gruppo (OHS mediano 42 nel gruppo robotico) (70); il confronto resta però solo descrittivo, dati i diversi tempi di valutazione e disegni di studio. Anche la serie di Domb et al. riporta a 10 anni punteggi elevati su scale diverse (Harris Hip Score medio 93,0; Forgotten Joint Score 85,2; soddisfazione media 9,1/10), con il raggiungimento della soglia di stato sintomatico accettabile (PASS) nell'81,6–91,3% dei pazienti (56), mentre Wilson et al. descrivono un Harris Hip Score medio di 92 a 5 anni (46). L'eterogeneità delle scale impedisce un confronto numerico diretto, ma tutte le casistiche convergono su esiti riferiti elevati e stabili nel tempo. Il marcato effetto tetto osservato (55% dei pazienti a 48/48) è tipico dell'OHS dopo artroprotesi e ne riduce la capacità di discriminare differenze sottili tra tecniche, come evidenziato anche dalla meta-analisi di Bensa et al., che non ha rilevato vantaggi clinici della robotica nonostante il migliore posizionamento (73). La correlazione

moderata tra OHS e soddisfazione ($p = 0,56$) conferma la validità di convergenza delle due misure: i pazienti insoddisfatti presentavano un OHS medio di circa 30 punti, contro 47 nei pienamente soddisfatti. I punteggi più bassi nei pazienti revisionati vanno nella direzione attesa, ma derivano da soli 4 casi.

Limiti dello studio. Il presente lavoro presenta alcuni limiti che ne condizionano l'interpretazione.

- **Disegno retrospettivo, monocentrico e senza gruppo di controllo:** la coorte comprende solo interventi robot-assistiti; il confronto con la tecnica convenzionale è possibile solo con dati di letteratura ottenuti con metodi diversi, e non consente di isolare l'effetto della robotica da quello dell'esperienza chirurgica e della selezione dei pazienti. Lo stesso limite è riconosciuto da Domb et al. per la propria serie (56).
- **Perdita al follow-up:** il 24,9% dei pazienti era irreperibile e il 5,4% deceduto; lo stato dell'impianto di questi 90 pazienti è ignoto e i persi erano mediamente più anziani. Una quota di esclusione simile (24,8%) è riportata da Domb et al. (56), ma ciò non elimina il rischio di selezione: tasso di revisione e sopravvivenza si riferiscono ai soli pazienti viventi e rispondenti. La sopravvivenza del paziente non è analizzabile, non essendo registrate le date di decesso.
- **Numero ridotto di eventi:** con 5 revisioni le stime di sopravvivenza hanno IC ampi, i confronti tra sottogruppi hanno una potenza molto bassa e non è stato possibile eseguire analisi multivariate.
- **L'OHS mancava nel 13% dei pazienti,** mediamente più anziani, con comorbidità che rendono lo score non valutabile.



Catani et al.: curva di Kaplan-Meier ricostruita dai dati individuali (5 eventi). Altri studi: stime pubblicate riportate nel file comparativo (90 giorni, 1, 2, 5 e 10 anni), rappresentate a gradini: ogni stima è mantenuta costante fino al punto successivo (i tempi reali degli eventi tra i punti non sono noti). IC 95% non disponibili nel file. Asse y troncato al 92%. Pazienti a rischio Catani: 207 (0 anni), 204 (1), 202 (5), 30 (8).

Figura 10.0.1: confronto delle curve di sopravvivenza protesica tra la presente casistica e i principali studi della letteratura internazionale.

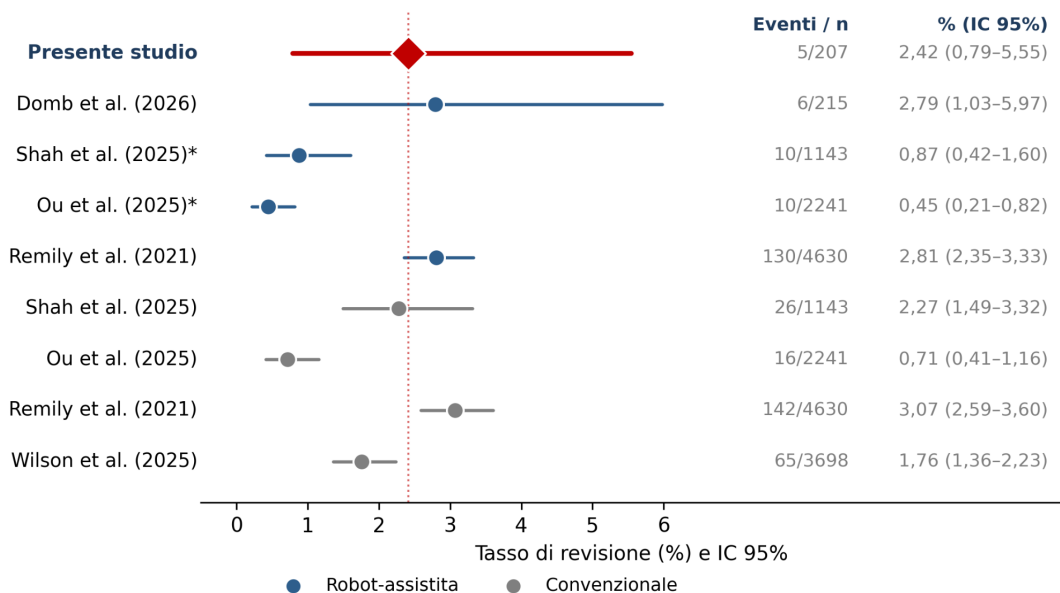


Figura 10.0.2: confronto dei tassi di revisione per qualsiasi causa con intervalli di confidenza al 95% rispetto agli studi della letteratura.

Tabella10.1 – Confronto descrittivo con gli studi di letteratura

Studio	Fonte e disegno	Tecnica	N	Follow-up	Revisione	Sopravvivenza
Presente studio	Monocentrico retrospettivo	RA	207 (297 operati)	mediana 6,5 anni (5,2–8,8)	2,4%	97,6% a 5 anni
Domb et al., 2026	Registro monocentrico, serie di casi	RA	215 (286 eleggibili)	minimo 10 anni	2,8%	97,2% a 10 anni
Wilson et al., 2025	Registro multicentrico	C (via anteriore)	3698	media ~4 anni (2–11)	65 revisioni	97% a 5 anni 96% a 10 anni
Shah et al., 2025	TriNetX (USA), PSM	RA vs C	1143 + 1143	≥ 5 anni	0,9% vs 2,3%*	–
Ou et al., 2025	TriNetX (globale), PSM	RA vs C	2241 + 2241	≥ 5 anni	0,45%* vs 0,71%	–
Remily et al., 2021	PearlDiver (USA), PSM	RA vs C	4630 + 4630	fino a 5 anni	2,8% vs 3,1%	–

RA = robot-assistita; C = convenzionale; PSM = appaiamento per propensity score. Revisione: proporzione grezza (presente studio, Domb, Remily, TriNetX) o numero assoluto (Wilson). *Valori corrispondenti alla soglia di censura TriNetX (≤ 10 eventi riportati come 10): limite superiore. Differenza significativa a 5 anni solo in Shah et al. (OR 0,4; IC 95% 0,2–0,8). Gli studi differiscono per popolazione, definizione degli eventi e metodo di stima: il confronto è esclusivamente descrittivo.

11. Conclusioni E Prospettive Future

In una coorte consecutiva di 207 pazienti sottoposti ad artroprotesi totale d'anca primaria robot-assistita e valutati a un follow-up mediano di 6,5 anni, la sopravvivenza dell'impianto è risultata del 97,6% a 5 anni, con un tasso di revisione del 2,4%, sostenuto principalmente da infezioni precoci. Le revisioni per cause meccaniche sono state rare (un caso di mobilizzazione dello stelo e uno di lussazione recidivante). Gli esiti riferiti dai pazienti sono risultati eccellenti, con un OHS mediano di 48/48, una funzione soddisfacente nell'88,9% dei casi e una soddisfazione elevata nel 93,2%, fortemente correlata al risultato funzionale.

Questi risultati sono coerenti con quelli delle principali casistiche recenti, sia robot-assistite a lungo termine (56) sia convenzionali di alto volume (46), e rientrano nell'intervallo dei tassi di revisione riportati dagli studi su database che confrontano le due tecniche, i quali giungono tuttavia a conclusioni divergenti sul beneficio della robotica (53–55). In assenza di un gruppo di controllo interno e con un numero limitato di eventi, il presente studio documenta la

sicurezza e l'efficacia a medio termine della procedura robot-assistita nella nostra pratica, ma non consente di attribuire alla robotica un effetto specifico sulla sopravvivenza dell'impianto.

Prospettive future. Per chiarire il reale contributo della chirurgia robotica sarebbero necessari studi prospettici comparativi, idealmente multicentrici, con raccolta sistematica dei punteggi preoperatori, dei parametri radiografici di posizionamento e di strumenti meno soggetti a effetto tetto (per esempio il Forgotten Joint Score o le soglie PASS), oltre a un follow-up esteso a 10 anni e oltre, come già avviato in letteratura (56). Rimane inoltre da definire la sostenibilità economica della metodica, tema affrontato dalla recente revisione sistematica di Wignadasan et al. (74). Per la presente coorte, il completamento del follow-up dei pazienti persi e l'estensione dell'osservazione oltre i 10 anni rappresentano i passi successivi più utili.

Bibliografia

1. Pivec R, Aaron J. Johnson, Mears SC, Mont MA. Hip arthroplasty. The Lancet. 2012. doi:10.1016/S0140-6736(12)60607-2
2. Stubnya BG, Schulz M, Váncsa S, Szilágyi GS, Szatmári A, Bejek Z. Global Trends in Joint Arthroplasty: A Systematic Review and Future Projections. J Clin Med. 2025 Nov 19;14(22):8214. doi:10.3390/jcm14228214 PubMed PMID: 41303249; PubMed Central PMCID: PMC12653837.
3. Chang JD, Kim IS, Bhardwaj AM, Badami RN. The Evolution of Computer-Assisted Total Hip Arthroplasty and Relevant Applications. Hip Pelvis. 2017. doi:10.5371/hp.2017.29.1.1
4. Dimitriou D, Tsai TY, Kwon YM. The effect of femoral neck osteotomy on femoral component position of a primary cementless total hip arthroplasty. Int Orthop. 2015. doi:10.1007/s00264-015-2739-1
5. Fontalis A, Berry DJ, Shimmin A, Slullitel PA, Buttar MA, Li C, et al. Prevention of early complications following total hip replacement. SICOT-J. 7:61. doi:10.1051/sicotj/2021060 PubMed PMID: 34851264; PubMed Central PMCID: PMC8634898.
6. Pollock JR, Moore ML, McQuivey KS, Makovicka JL, Economopoulos K, Bingham JS. Clinical Examination of the Hip. Ingelfinger JR, editor. N Engl J Med. 2022 Jun 16;386(24). doi:10.1056/NEJMc2000815

7. Polkowski GG, Clohisy JC. Hip Biomechanics. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2010. doi:10.1097/jsa.0b013e3181dc5774
8. Menschik F. The hip joint as a conchoid shape. *J Biomech.* 1997. doi:10.1016/s0021-9290(97)00051-1
9. Köhnelein W, Ganz R, Impellizzeri FM, Leunig M. Acetabular Morphology: Implications for Joint-preserving Surgery. *Clin Orthop.* 2009. doi:10.1007/s11999-008-0682-9
10. Flores DV, Foster RCB, Sampaio ML, Rakhra KS. Hip Capsulolabral Complex: Anatomy, Disease, MRI Features, and Postoperative Appearance. *RadioGraphics.* 2024 Feb;44(2):e230144. doi:10.1148/rg.230144
11. Gray H, Barni T, Standring S. *Anatomia del Gray. 2, Anatomia del Gray. le basi anatomiche per la pratica clinica.* 41. ed. Milano: Edra; 2017.
12. Testut Léo, Latarjet André, Allara E. *Trattato di anatomia umana: anatomia descrittiva e microscopica, organogenesi.* 5. edizione italiana. Milano: Edra; 2017.
13. Tomlinson J, Ondruschka B, Prietzel T, Zwirner J, Hammer N. A systematic review and meta-analysis of the hip capsule innervation and its clinical implications. *Sci Rep.* 2021 Mar 5;11:5299. doi:10.1038/s41598-021-84345-z PubMed PMID: 33674621; PubMed Central PMCID: PMC7935927.
14. Neumann DA, Kelly ER, Kiefer CL, Martens K, Grosz CM. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation.* Third edition. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2017. 766 p.
15. Radiographic Parameters of Adult Hip Dysplasia [Internet]. [cited 2026 Aug 20]. Available from: <https://journals.sagepub.com/doi/epub/10.1177/23259671231152868> doi:10.1177/23259671231152868
16. Fujii M, Nakashima Y, Yamamoto T, Mawatari T, Motomura G, Matsushita A, et al. Acetabular Retroversion in Developmental Dysplasia of the Hip: *J Bone Jt Surg-Am Vol.* 2010 Apr;92(4):895–903. doi:10.2106/JBJS.I.00046
17. Neumann DA. Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010. doi:10.2519/jospt.2010.3025
18. Katz JN, Arant KR, Loeser RF. Diagnosis and treatment of hip and knee osteoarthritis: A review. *JAMA.* 2021 Feb 9;325(6):568–78. doi:10.1001/jama.2020.22171 PubMed PMID: 33560326; PubMed Central PMCID: PMC8225295.
19. Nandi S, Hannon CP, Fillingham Y. 2023 American Academy of Orthopaedic Surgeons...: *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons.* Ovid. doi:10.5435/JAAOS-D-24-00427
20. Hannon CP, Goodman SM, Austin MS, Yates A, Guyatt G, Aggarwal VK, et al. 2023 American College of Rheumatology and American Association of Hip and Knee Surgeons Clinical Practice Guideline for the Optimal Timing of Elective Hip or Knee Arthroplasty

- for Patients With Symptomatic Moderate-to-Severe Osteoarthritis or Advanced Symptomatic Osteonecrosis With Secondary Arthritis for Whom Nonoperative Therapy Is Ineffective. *J Arthroplasty*. 2023 Nov;38(11):2193–201. doi:10.1016/j.arth.2023.09.003
21. Lützner C, Deckert S, Günther KP, Postler AE, Lützner J, Schmitt J, et al. Indication Criteria for Total Hip Arthroplasty in Patients with Hip Osteoarthritis—Recommendations from a German Consensus Initiative. *Medicina (Mex)*. 2022 Apr 22;58(5):574. doi:10.3390/medicina58050574 PubMed PMID: 35629991; PubMed Central PMCID: PMC9146188.
 22. Malki AT, Babbain HW, Alharbi DM, Shahhatahsayed AA, Alshaban RM, Almaghrabi YT, et al. Cemented versus uncemented femoral stem fixation in hip arthroplasty for displaced femoral neck fractures in elderly patients: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Injury*. 2026 Aug;57(8):113428. doi:10.1016/j.injury.2026.113428
 23. Imai H, Miyawaki J, Kamada T, Takeba J, Mashima N, Miura H. Preoperative planning and postoperative evaluation of total hip arthroplasty that takes combined anteversion. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2016;26:493–500. doi:10.1007/s00590-016-1777-8 PubMed PMID: 27154291; PubMed Central PMCID: PMC4911372.
 24. Alagha MA, Cobb J, Liddle A, Malchau H, Rolfson O, Mohaddes M. Adverse Outcomes after Cemented and Cementless Primary Elective Total Hip Arthroplasty in 60,064 Matched Patients: A Study of Data from the Swedish Arthroplasty Register. *J Arthroplasty*. 2025 Jul;40(7):1738-1744.e2. doi:10.1016/j.arth.2025.01.003
 25. Dorr LD, Malik A, Dastane M, Wan Z. Combined Anteversion Technique for Total Hip Arthroplasty. *Clin Orthop*. 2009 Jan;467(1):119–27. doi:10.1007/s11999-008-0598-4 PubMed PMID: 18979146; PubMed Central PMCID: PMC2600986.
 26. Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty. *J Bone Jt Surg*. 2011. doi:10.2106/JBJS.J.00774
 27. Hegde V, Harris AB, Springer BD, Khanuja HS. Cemented Stem Design in Total Hip Arthroplasty: Fixation Philosophies, Biomechanics, and an Updated Classification System. *J Am Acad Orthop Surg*. 2024 Jun 15;32(12):525–34. doi:10.5435/JAAOS-D-23-00914
 28. Coutandin M, Afghanyar Y, Rehbein P, Dargel J, Drees P, Kutzner KP. Downsizing in total hip arthroplasty. A short stem as a revision implant. *Orthopade*. 2022;51(3):230–8. doi:10.1007/s00132-021-04168-8 PubMed PMID: 34581833; PubMed Central PMCID: PMC8894309.
 29. Radaelli M, Buchalter DB, Mont MA, Schwarzkopf R, Hepinstall MS. A New Classification System for Cementless Femoral Stems in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2023 Mar;38(3):502–10. doi:10.1016/j.arth.2022.09.014
 30. Moritz N, Alm JJ, Lankinen P, Mäkinen TJ, Mattila K, Aro HT. Quality of intertrochanteric cancellous bone as predictor of femoral stem RSA migration in

- cementless total hip arthroplasty. *J Biomech.* 2011 Jan;44(2):221–7. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.10.012
31. Khalifa AA, Bakr HM. Updates in biomaterials of bearing surfaces in total hip arthroplasty. *Arthroplasty.* 2021 Nov 1;3:32. doi:10.1186/s42836-021-00092-6 PubMed PMID: 35236490; PubMed Central PMCID: PMC8796426.
 32. Girard J. Hip Resurfacing: International Perspectives. *HSS J.* 2017 Feb;13(1):7–11. doi:10.1007/s11420-016-9511-y PubMed PMID: 28167867; PubMed Central PMCID: PMC5264568.
 33. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, et al. Femoral offset: Anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009 May;95(3):210–9. doi:10.1016/j.otsr.2009.03.010
 34. Pretorius J, Baltrunaite J, O'Malley S, Murphy CG. Digital templating for THA planning; efficiency and accuracy improves with institutional familiarity. *J Orthop.* 2025 Sep;67:41–6. doi:10.1016/j.jor.2024.12.017
 35. Steinbrück A, Grimberg AW, Elliott J, Melsheimer O, Jansson V. Short versus conventional stem in cementless total hip arthroplasty. *Orthopade.* 2021;50(4):296–305. doi:10.1007/s00132-021-04083-y PubMed PMID: 33666673; PubMed Central PMCID: PMC7990843.
 36. Giardina F, Castagnini F, Stea S, Bordini B, Montalti M, Toni A. Short Stems Versus Conventional Stems in Cementless Total Hip Arthroplasty: A Long-Term Registry Study. *J Arthroplasty.* 2018 Jun;33(6):1794–9. doi:10.1016/j.arth.2018.01.005
 37. Mertl P, Dehl M. Femoral stem modularity. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2020 Feb;106(1):S35–42. doi:10.1016/j.otsr.2019.05.019
 38. Srinivasan A, Jung E, Levine BR. Modularity of the Femoral Component in Total Hip Arthroplasty: *J Am Acad Orthop Surg.* 2012 Apr;20(4):214–22. doi:10.5435/JAAOS-20-04-214
 39. Fokter SK, Noč N, Levašič V, Hanc M, Zajc J. Dual-Modular Versus Single-Modular Stems for Primary Total Hip Arthroplasty: A Long-Term Survival Analysis. *Medicina (Mex).* 2023 Feb 2;59(2):290. doi:10.3390/medicina59020290 PubMed PMID: 36837491; PubMed Central PMCID: PMC9964070.
 40. Petis S, Howard JL, Lanting BL, Vasarhelyi EM. Surgical approach in primary total hip arthroplasty: anatomy, technique and clinical outcomes. *Can J Surg.* 2015 Apr;58(2):128–39. doi:10.1503/cjs.007214 PubMed PMID: 25799249; PubMed Central PMCID: PMC4373995.
 41. Dimitriu AL, Popescu EG, Roman MG, Georgescu EC, Ene R, Ene D. Comparative analysis of surgical approaches in total hip arthroplasty: a systematic review of comparative outcomes including primary and revision cases. *J Orthop Surg.* 2026 Jan

- 16;21:116. doi:10.1186/s13018-025-06629-8 PubMed PMID: 41540450; PubMed Central PMCID: PMC12896232.
42. Lepri AC, Villano M, Matassi F, Carulli C, Et. A. “Anterolateral” approach to the hip: a systematic review of the correct definition of terms. *HIP Int.* 2020. doi:10.1177/1120700020966800
43. Picado CHF, Garcia FL, Marques W. Damage to the Superior Gluteal Nerve after Direct Lateral Approach to the Hip. *Clin Orthop.* 2007. doi:10.1097/01.blo.0000238805.87411.e8
44. Ovid [Internet]. [cited 2026 Sep 19]. Does Surgical Approach Affect Total Hip... : Clinical Orthopaedics & Related Research. Available from: <https://www.ovid.com/jnls/clinorthop/fulltext/10.1097/01.blo.0000218746.84494.df~does-surgical-approach-affect-total-hip-arthroplasty> doi:10.1097/01.blo.0000218746.84494.df
45. Sun M, Wang Y, Wei X, Yan L, Cheng H, Han X. Gait and function after total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis of the Hardinge versus posterolateral approaches. *BMC Musculoskelet Disord.* 2026 Jan 31;27:236. doi:10.1186/s12891-026-09522-5 PubMed PMID: 41620722; PubMed Central PMCID: PMC13014886.
46. Outcomes Following Direct Anterior Approach Total... : *Journal of Bone and Joint Surgery.* Ovid. doi:10.2106/JBJS.24.00132
47. Petis S, Howard JL, Lanting BL, Vasarhelyi EM. Surgical approach in primary total hip arthroplasty: anatomy, technique and clinical outcomes. *Can J Surg.* 2015. doi:10.1503/cjs.007214
48. Callanan MC, Jarrett B, Bragdon CR, Zurakowski D, Rubash HE, Freiberg AA, et al. The John Charnley Award: Risk Factors for Cup Malpositioning: Quality Improvement Through a Joint Registry at a Tertiary Hospital. *Clin Orthop.* 2011 Feb;469(2):319–29. doi:10.1007/s11999-010-1487-1 PubMed PMID: 20717858; PubMed Central PMCID: PMC3018230.
49. Seagrave KG, Troelsen A, Malchau H, Husted H, Gromov K. Acetabular cup position and risk of dislocation in primary total hip arthroplasty. *Acta Orthop.* 2017 Feb;88(1):10–7. doi:10.1080/17453674.2016.1251255 PubMed PMID: 27879150; PubMed Central PMCID: PMC5251254.
50. Perazzini P, Trevisan M, Sembenini P, Alberton F, Laterza M, Magnan B, et al. The Mako™ robotic arm-assisted total hip arthroplasty using direct anterior approach: surgical technique, skills and pitfalls. *Acta Bio Medica Atenei Parm.* 2020;91(4-S):21–30. doi:10.23750/abm.v91i4-S.9659 PubMed PMID: 32555073; PubMed Central PMCID: PMC7944824.
51. Redmond JM, Gupta A, Hammarstedt JE, Petrakos AE, Finch NA, Domb BG. The Learning Curve Associated With Robotic-Assisted Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2015 Jan;30(1):50–4. doi:10.1016/j.arth.2014.08.003

52. Loke RWK, Lim YH, Chan YK, Tan BWL. MAKO robotic-assisted compared to conventional total hip arthroplasty for hip osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *J Orthop Surg.* 2025 May 16;20:466. doi:10.1186/s13018-025-05866-1 PubMed PMID: 40380310; PubMed Central PMCID: PMC12083021.
53. Shah AK, Lavu MS, Burkhart RJ, Hecht CJ, Blackburn C, Romeo N. Robotic-assistance is associated with better joint outcomes compared to conventional techniques in surgically routine total hip arthroplasty: a propensity-matched large database study of 3948 patients. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2025;145(1):114. doi:10.1007/s00402-024-05628-4 PubMed PMID: 39774988; PubMed Central PMCID: PMC11706846.
54. Ou JT, Tawiah W, Wainwright J, Gay SS, Nguyen A, Barimani B, et al. Robotic-assistance did not reduce complications in total hip arthroplasty. *J Orthop.* 2025 Apr 22;64:147–52. doi:10.1016/j.jor.2025.04.011 PubMed PMID: 40352779; PubMed Central PMCID: PMC12059589.
55. Remily EA, Nabet A, Sax OC, Douglas SJ, Pervaiz SS, Delanois RE. Impact of Robotic Assisted Surgery on Outcomes in Total Hip Arthroplasty. *Arthroplasty Today.* 2021 Apr 30;9:46–9. doi:10.1016/j.artd.2021.04.003 PubMed PMID: 33997208; PubMed Central PMCID: PMC8105177.
56. Domb BG, Quesada-Jimenez R, Barda SR, Defort TM, Kuhns BD, Kahana-Rojkind AH. Ten-Year Functional Outcomes Following Robotic-Assisted Total Hip Arthroplasty: A Case Series. *J Arthroplasty.* 2026 Jan;S0883540326000537. doi:10.1016/j.arth.2026.01.052
57. Healy WL, Iorio R, Clair AJ, Pellegrini VD, Et. A. Complications of Total Hip Arthroplasty: Standardized List, Definitions, and Stratification Developed by The Hip Society. *Clin Orthop.* 2016. doi:10.1007/s11999-015-4341-7
58. Park KT, Lee DH, An JH, Won JH, Koo KH, Park JW, et al. Causes of Reoperations After Primary Total Hip Arthroplasty: A Retrospective Cohort Study Over 20 Years. *J Arthroplasty.* 2025 Sep;40(9):2338-2346.e1. doi:10.1016/j.arth.2025.02.032
59. Lenguerrand E, Whitehouse MR, Beswick AD, Kunutsor SK, Burston B, Porter M, et al. Risk factors associated with revision for prosthetic joint infection after hip replacement: a prospective observational cohort study. *Lancet Infect Dis.* 2018 Sep;18(9):1004–14. doi:10.1016/S1473-3099(18)30345-1
60. Healy WL, Iorio R, Clair AJ, Pellegrini VD, Della Valle CJ, Berend KR. Complications of Total Hip Arthroplasty: Standardized List, Definitions, and Stratification Developed by The Hip Society. *Clin Orthop.* 2016 Feb;474(2):357–64. doi:10.1007/s11999-015-4341-7 PubMed PMID: 26040966; PubMed Central PMCID: PMC4709292.
61. Zedan AM, Barber T, Bini SA, Diaz-Ledezma CA. Impact of Intervention Timing on the Failure of Debridement, Antibiotics, and Implant Retention for Acute Postoperative Periprosthetic Joint Infections: A Contemporary United States Population-Level Analysis. *J Arthroplasty.* 2026 Jun;S0883540326006650. doi:10.1016/j.arth.2026.06.044

62. Bourget-Murray J, Tubin N, Bureau A, Morris J, Ann Azad M, Abdelbary H, et al. Lower Rates of Reoperation Following Partial or Complete Revision Arthroplasty Compared to Debridement, Antibiotics, and Implant Retention for Early Postoperative and Acute Hematogenous Periprosthetic Hip Infection. *J Arthroplasty*. 2024 Sep;39(9):2346–51. doi:10.1016/j.arth.2024.03.054
63. Poursalehian M, Hassanzadeh A, Shafiei SH, Mortazavi SMJ. Mid- to Long-Term Outcomes and Complications of Total Hip Arthroplasty in Patients Who Have Crowe IV Developmental Dysplasia of the Hip: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Arthroplasty*. 2025 Feb;40(2):530–9. doi:10.1016/j.arth.2024.08.026
64. Bhanushali A, Tran L, Nairne-Nagy J, Bereza S, Callary SA, Atkins GJ, et al. Patient-Related Predictors of Treatment Failure After Two-Stage Total Hip Arthroplasty Revision for Periprosthetic Joint Infection: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Arthroplasty*. 2024 Sep;39(9):2395-2402.e14. doi:10.1016/j.arth.2024.04.053
65. Hulin K, Fearon A, Newman P. What are the diagnoses attributed to persistent hip pain after hip arthroplasty? A systematic review. *J Clin Orthop Trauma*. 2025 May 9;67:103036. doi:10.1016/j.jcot.2025.103036 PubMed PMID: 40485764; PubMed Central PMCID: PMC12143631.
66. Dawson J, Fitzpatrick R, Murray D, Carr A. Comparison of measures to assess outcomes in total hip replacement surgery. *Qual Health Care*. 1996 Jun;5(2):81–8. doi:10.1136/qshc.5.2.81 PubMed PMID: 10158596; PubMed Central PMCID: PMC1055370.
67. Murray DW, Fitzpatrick R, Rogers K, Pandit H, Et. A. The use of the Oxford hip and knee scores. *J Bone Joint Surg Br*. 2007. doi:10.1302/0301-620X.89B8.19424
68. Kalairajah Y, Azurza K, Hulme C, Molloy S, Et. A. Health Outcome Measures in the Evaluation of Total Hip Arthroplasties—A Comparison Between the Harris Hip Score and the Oxford Hip Score. *J Arthroplasty*. 2005. doi:10.1016/j.arth.2005.04.017
69. Fontalis A, Kayani B, Plastow R, Giebaly DE, Tahmassebi J, Haddad IC, et al. A prospective randomized controlled trial comparing CT-based planning with conventional total hip arthroplasty versus robotic arm-assisted total hip arthroplasty. *Bone Jt J*. 2024 Apr 1;106-B(4):324–35. doi:10.1302/0301-620X.106B4.BJJ-2023-1045.R1
70. Fontalis A, Kayani B, Haddad IC, Donovan C, Tahmassebi J, Haddad FS. Patient-Reported Outcome Measures in Conventional Total Hip Arthroplasty Versus Robotic-Arm Assisted Arthroplasty: A Prospective Cohort Study With Minimum 3 Years' Follow-Up. *J Arthroplasty*. 2023 Jul;38(7):S324–9. doi:10.1016/j.arth.2023.04.045
71. Domb BG, Chen JW, Lall AC, Perets I, Maldonado DR. Minimum 5-Year Outcomes of Robotic-assisted Primary Total Hip Arthroplasty With a Nested Comparison Against Manual Primary Total Hip Arthroplasty: A Propensity Score–Matched Study. *J Am Acad Orthop Surg*. 2020 Oct 15;28(20):847–56. doi:10.5435/JAAOS-D-19-00328
72. Ruangsomboon P, Ruangsomboon O, Osman K, Pincus D, Mundi R, Tomescu S, et al. Clinical, functional, and radiological outcomes of robotic assisted versus conventional

total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Robot Surg.* 2024;18(1):255. doi:10.1007/s11701-024-01949-z PubMed PMID: 38888718; PubMed Central PMCID: PMC11189313.

73. Bensa A, Pagliazzi G, Miele A, Schiavon G, Cuzzolin M, Filardo G. Robotic-Assisted Total Hip Arthroplasty Provides Greater Implant Placement Accuracy and Lower Complication Rates, but Not Superior Clinical Results Compared to the Conventional Manual Approach: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Arthroplasty.* 2025 Jul;40(7):1921–31. doi:10.1016/j.arth.2024.12.014
74. Wignadasan W, Dragonas C, Fontalis A, Berna MJ, Putzeys P, Patel R, et al. Economic evaluation of robotic-assisted versus manual total hip arthroplasty: a systematic review of cost and clinical outcomes. *EFORT Open Rev.* 2026 Jun 1;11(6):553–60. doi:10.1530/EOR-2025-0179 PubMed PMID: 42227258; PubMed Central PMCID: PMC13240625.