

La protesi totale d'anca

Statistica interventi

Tabella 1. Interventi di sostituzione protesica in Italia. Fonte: Dati SDO (2001-2010)

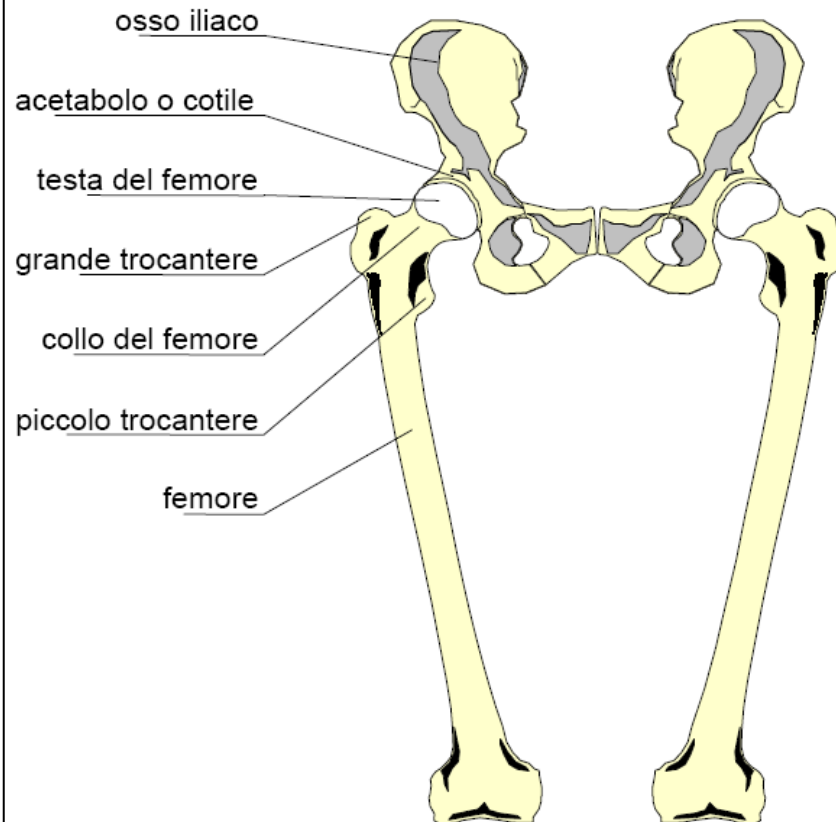
Cod.	Denominazione	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	% (°)
Anca												
81.51	Sostituzione totale	45.656	48.672	51.241	54.349	55.516	57.521	58.555	58.679	59.397	59.631	3,0
81.52	Sostituzione parziale	20.732	21.331	20.981	21.627	22.380	22.386	22.289	23.034	22.506	23.916	1,6
(*)	Revisione di sostituzione	5.969	6.451	6.494	6.683	6.913	7.170	7.229	7.164	7.264	7.342	2,3
	Totale	72.357	76.454	78.716	82.659	84.809	87.077	88.073	88.877	89.167	90.889	2,6
Ginocchio												
81.54	Sostituzione totale	26.697	30.896	35.650	40.803	43.692	47.862	51.071	54.269	54.652	56.664	8,7
(**)	Revisione	1.262	1.656	1.900	2.182	2.463	2.657	2.997	3.299	3.623	3.630	12,5
	Totale	27.959	32.552	37.550	42.985	46.155	50.519	54.968	57.568	58.275	60.294	8,9
Spalla												
81.80	Sostituzione totale	694	798	934	1.238	1.454	1.678	1.991	2.161	2.511	2.959	17,5
81.81	Sostituzione parziale	844	875	916	1.020	1.049	1.188	1.185	1.233	1.242	1.331	5,2
	Totale	1.538	1.673	1.850	2.258	2.503	2.866	3.176	3.394	3.753	4.290	12,1
Altre articolazioni		847	974	1.034	1.358	1.910	1.993	1.852	1.686	1.655	1.607	7,4
TOTALE		102.701	111.653	119.150	129.260	135.377	142.455	148.069	151.525	152.850	157.080	4,8

(°) Incremento medio annuo espresso in percentuale

(*) 81.53, 00.70, 00.71, 00.72, 00.73

(**) 81.55, 00.80, 00.81, 00.82, 00.83, 00.84

L' articolazione d' anca



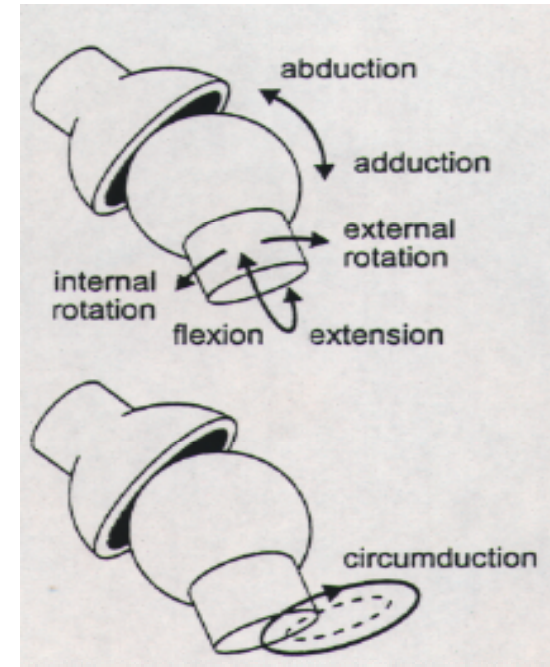
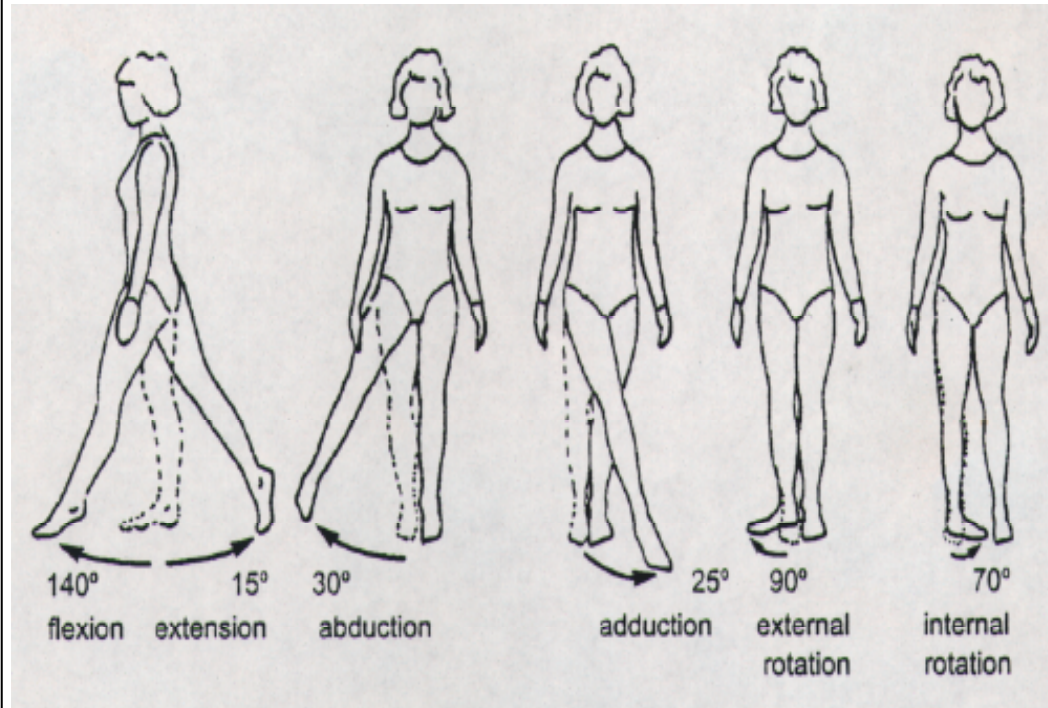
- L' articolazione dell' anca (detta anche **coxo-femorale**) garantisce il movimento relativo tra coscia e bacino

- E' costituita dalla **testa del femore** e dalla concavità dell' acetabolo, e la sua funzione è quella di garantire il movimento relativo tra coscia e bacino.

- Il suo funzionamento si basa sull' accoppiamento sferico tra la testa del femore e la cavità acetabolare che la ospita. In termini meccanici si tratta di un **giunto sferico**

- Ha la funzione primaria di sostenere il carico corporeo durante la postura statica e attività dinamiche come camminio, corsa ecc.

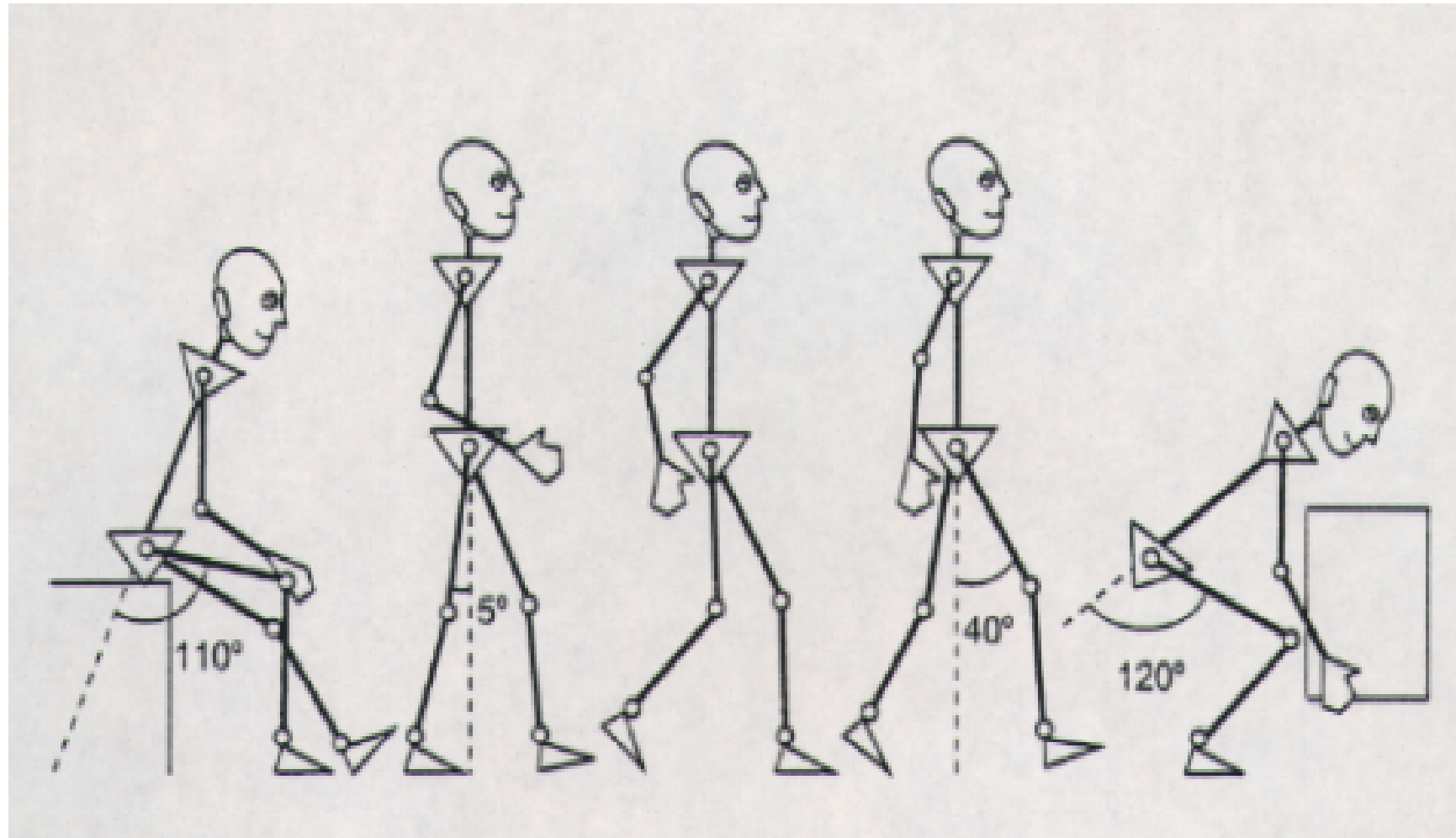
L' articolazione d' anca



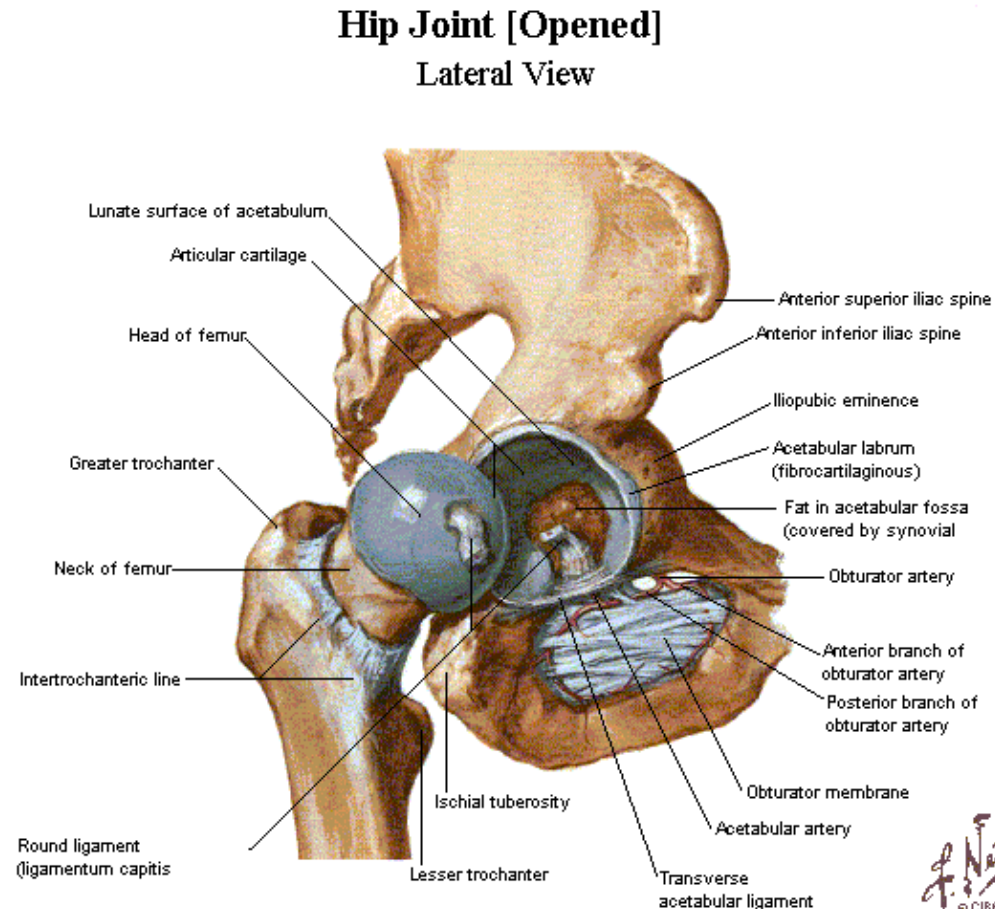
I movimenti consentiti sono:

- Escursione di 120-140° in flesso-estensione, 60-80° in abduzione-adduzione e 60-90° in rotazione interna-esterna
- I movimenti di rotazione, resi possibili grazie alla forma sferica delle superfici, sono limitati dalla presenza di strutture legamentose e muscolari ma anche dall'acetabolo che presenta una struttura a labbra (cercine cotiloideo) che garantisce la stabilità articolare

Attività quotidiane



L' articolazione d' anca

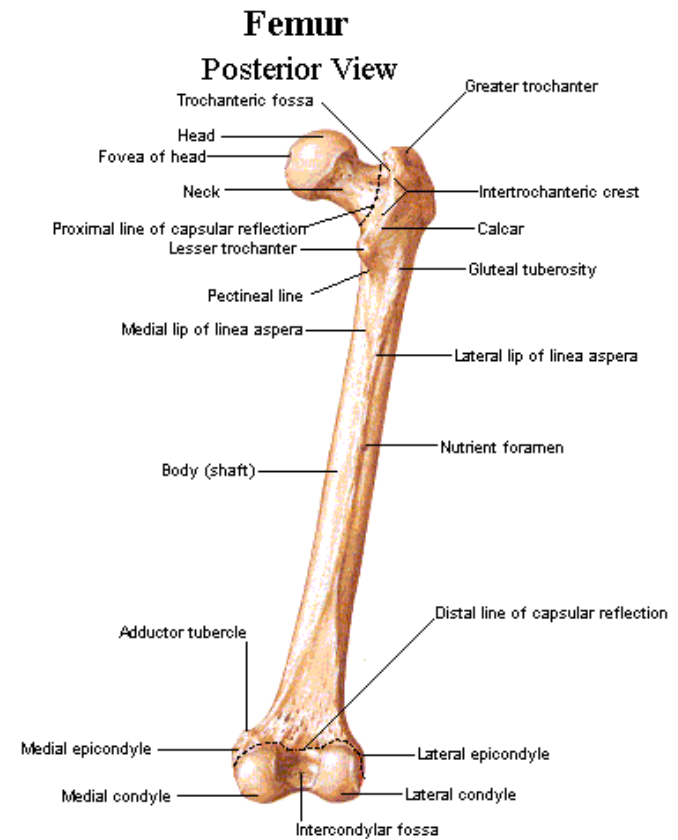
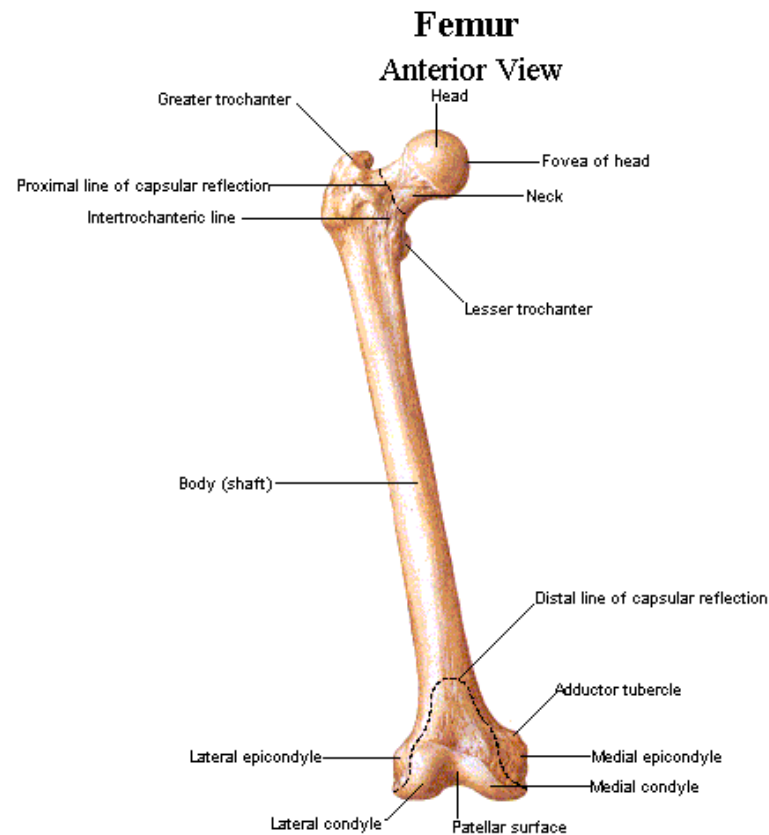


- L' ampia testa del femore (diametro 40-60 mm) è rivestita da uno spessore di 2 mm di cartilagine ialina, eccetto che nella zona chiamata «fovea»
- La fovea localizza la zona di attacco del legamento intracapsulare (legamento rotondo del femore) che collega direttamente l'acetabolo alla testa del femore
- Il legamento rotondo non ha rilevanti funzioni meccaniche (per quanto abbastanza resistente, carico rottura 450 N), ma è essenziale per la vascolarizzazione della testa del femore

L' articolazione d' anca

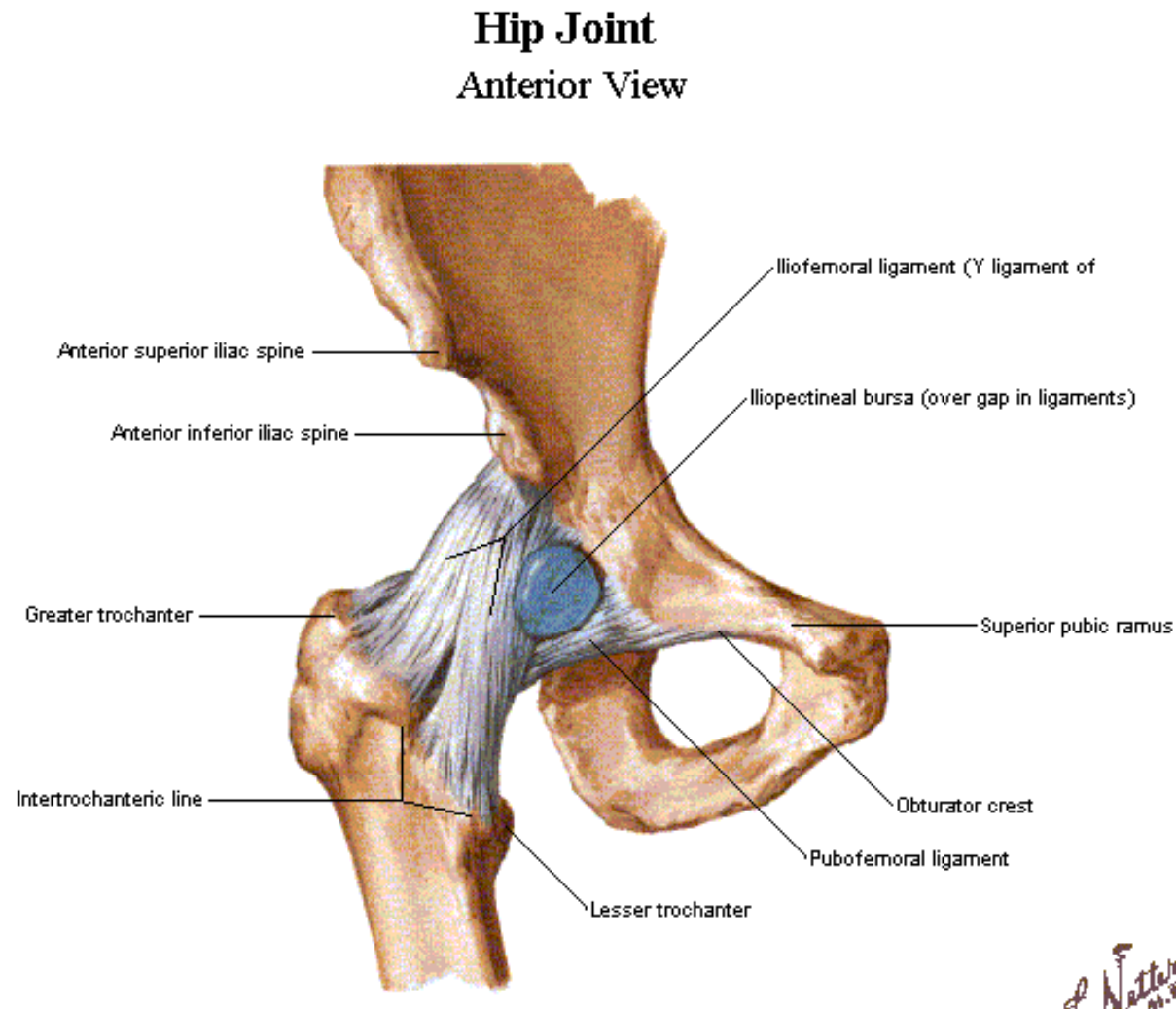


L' articolazione d' anca

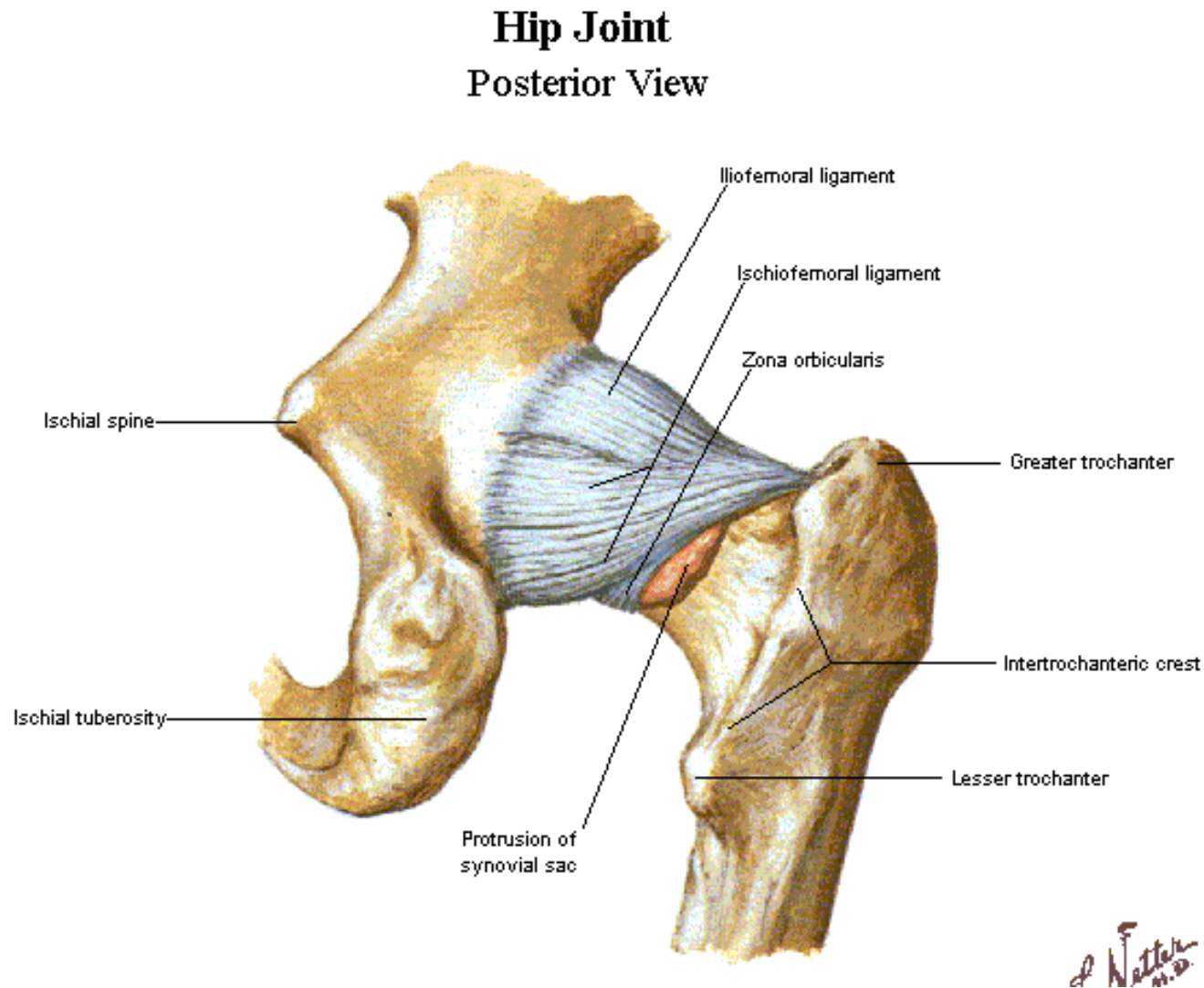


Handwritten signature

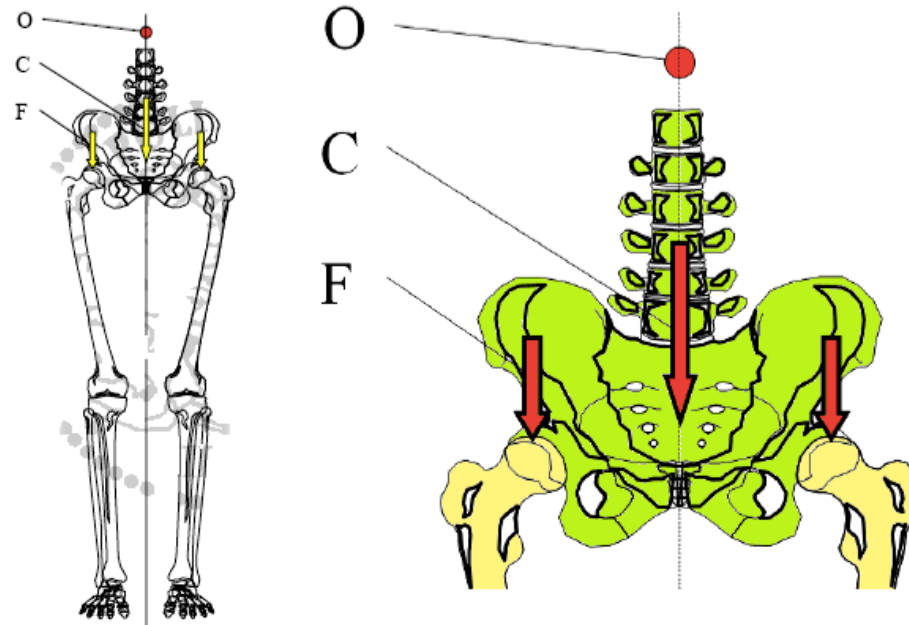
L' articolazione d' anca



L' articolazione d' anca



L' articolazione d' anca



- Durante l' appoggio bipodalico il peso corporeo risulta distribuito sulle due articolazioni (che dunque subiscono un carico verticale di poche centinaia di N)
- Tuttavia esistono condizioni limite di **appoggio monopodalico** nelle quali la forza applicata può raggiungere **valori superiori a 7 volte il peso corporeo**
- Si tratta di **sollecitazioni di presso-flessione** che interessano le strutture ossee ma anche di forze d' attrito che si generano sulle superfici articolari a contatto
- Tutti i carichi sono **ciclici**. Nelle strutture ossee si assiste a fenomeni di rimodellamento osseo, mentre le protesi sono soggette a **fatica**.

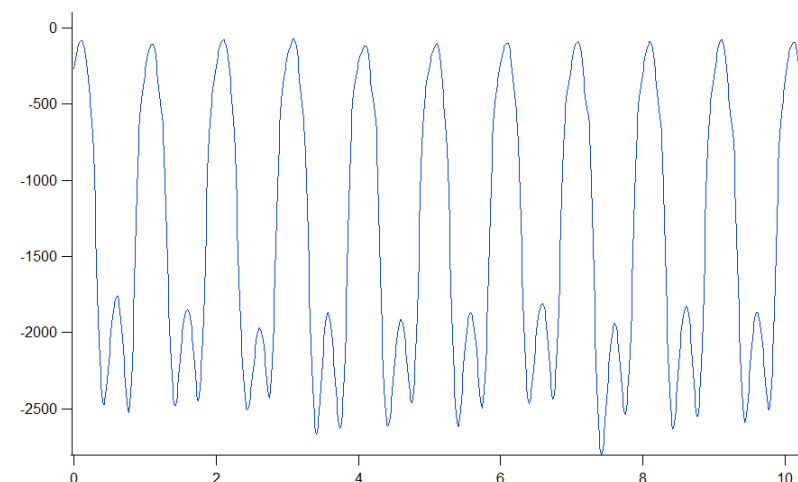
L' articolazione d' anca

Anche una persona che conduca una vita sedentaria applica il proprio peso su ciascuna gamba $5-10 \cdot 10^3$ volte al giorno, il che vuol dire **più di 10^6 volte all'anno.**

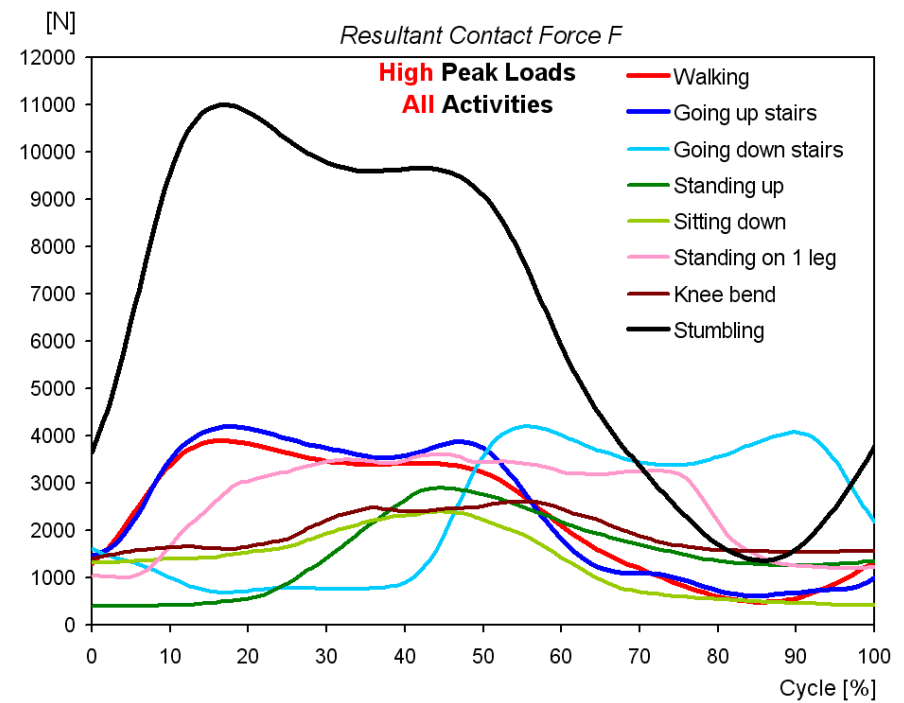
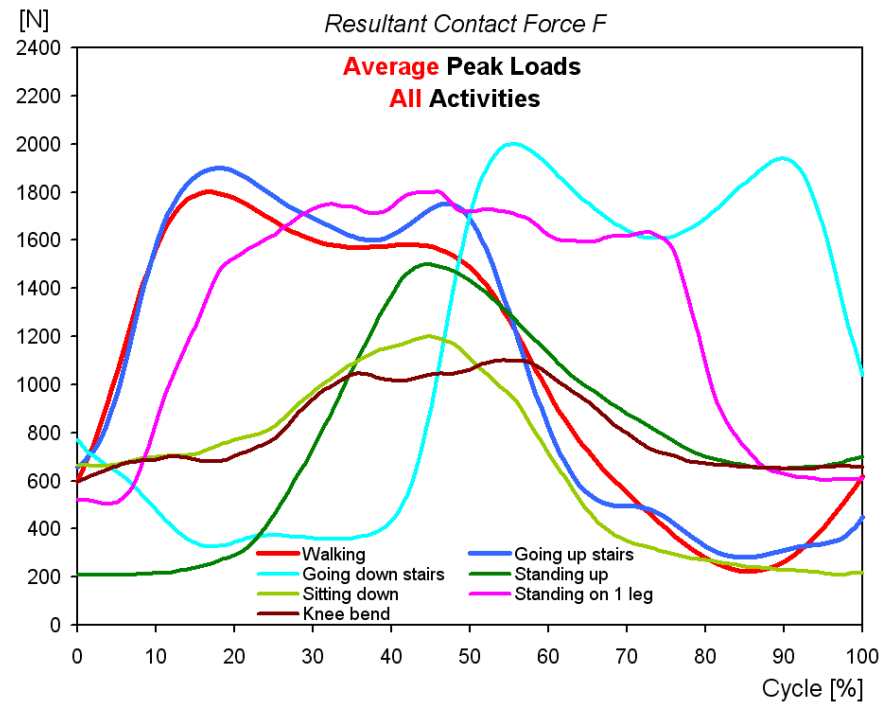
Si tratta di condizioni che possono causare **l' insorgere di fenomeni di fatica sull' impianto protesico.**

Attività	Forza articolare [multiplo del peso corporeo]	
	anca	ginocchio
camminare in piano		
lentamente	4.9	2.7
normalmente	4.9	2.8
velocemente	7.6	4.3
salire le scale	7.2	4.4
scendere le scale	7.1	4.4
salire una rampa	5.9	3.7
scendere una rampa	5.1	4.4

Andamento della forza verticale
sull' articolazione durante cammino a
velocità normale



L' articolazione d' anca



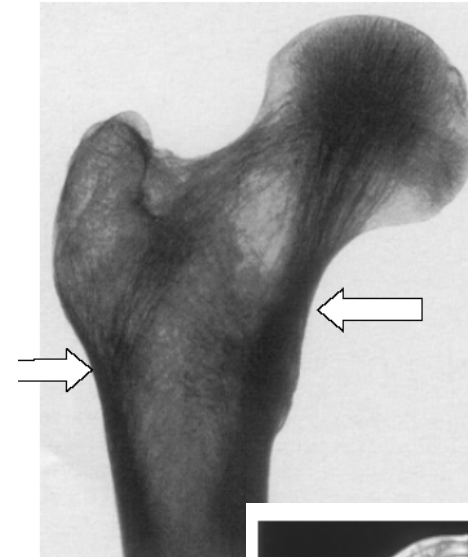
<http://www.orthoload.com/main.php?act=info&bid=36&showres=con>

Epifisi femorale ed acetabolo

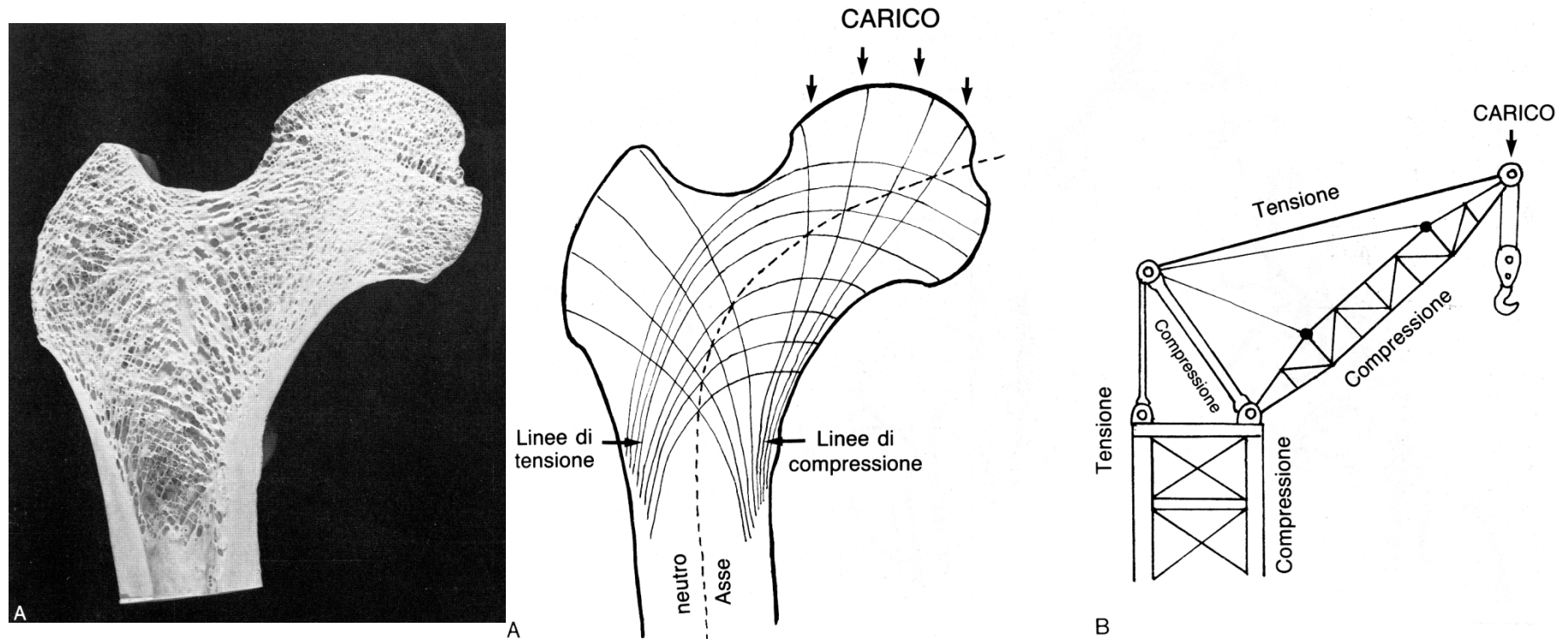
In un femore sano, la maggior parte delle sollecitazioni si distribuisce a livello delle porzioni prossimo-mediale e prossimo-laterale, subito al di sotto del grande trocantere; **i valori di stress più elevati si raggiungono all'inizio ed alla fine del ciclo della camminata.**

Sebbene l'intensità delle forze articolari dell'anca vari notevolmente nel corso del ciclo del passo, la direzione della risultante rimane compresa nel quadrante antero superiore dell'acetabolo

L'ordine di grandezza delle pressioni di contatto varia, all'incirca, **da 1 MPa, nel caso di contatto cartilagine-cartilagine, a 8 MPa nella fase centrale di appoggio monopodalico**, ma possono essere raggiunti **picchi, in alcuni punti, di 15-20 MPa.**

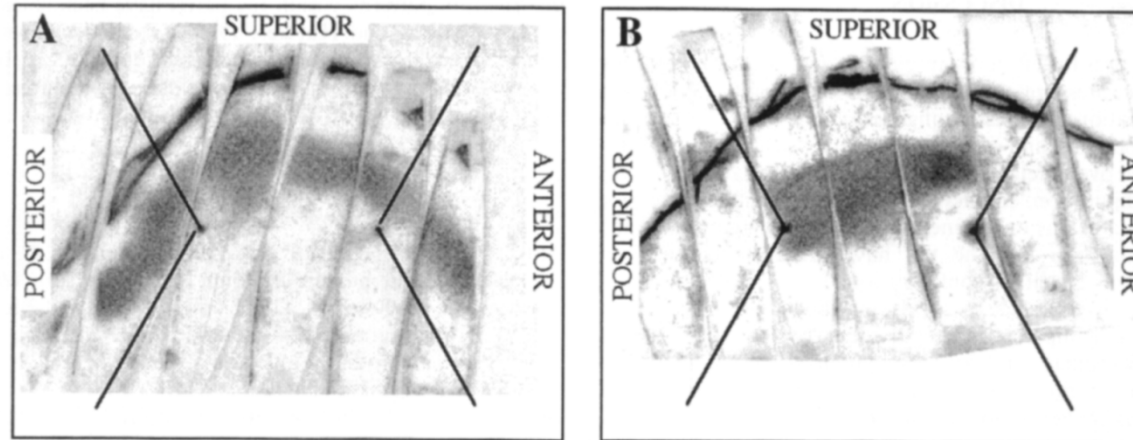


Distribuzione delle forze



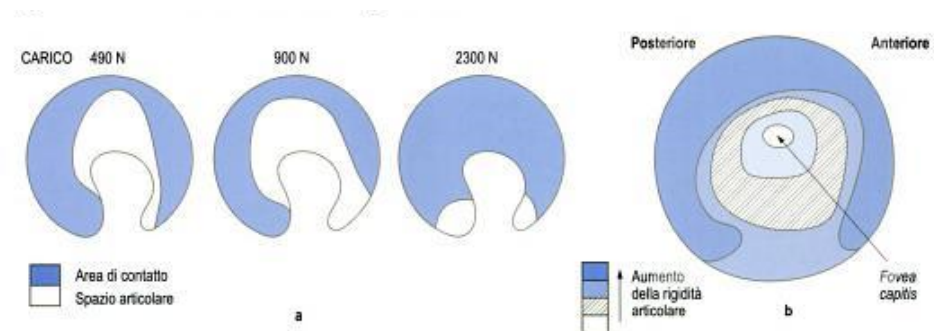
Nella testa del femore è presente un sistema trabecolare che si organizza geometricamente in funzione delle forze che deve supportare

Aree di contatto

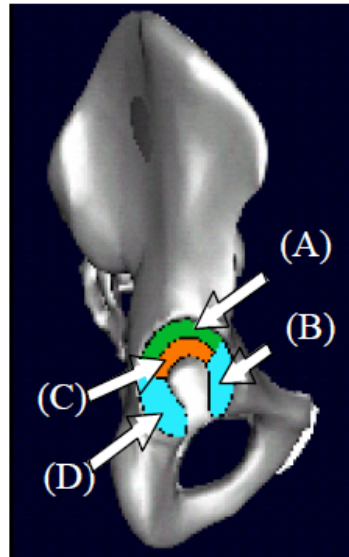


L'area di contatto tra testa femorale e acetabolo aumenta all'aumentare del carico e varia tra 2400 a 3000 mm²

Laddove siano presenti significative incongruenze articolari, o anomale diminuzioni dello stock cartilagineo, **la zona di carico può concentrarsi in periferia aumentando gli stress da contatto**



Aree di contatto



acetabulum region:

(A) Lateral Roof

(B) Anterior Horn

(C) Medial Roof (D) Posterior Horn

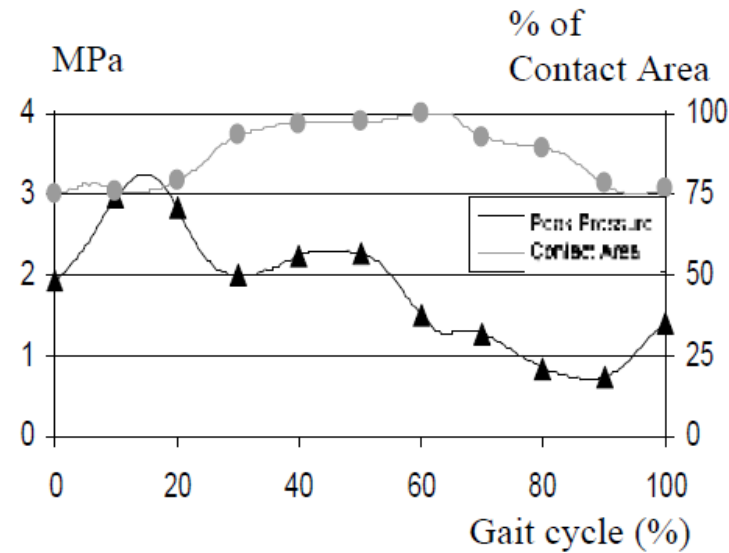


Figure 2: Maximum hip contact pressure and hip contact area during normal walking

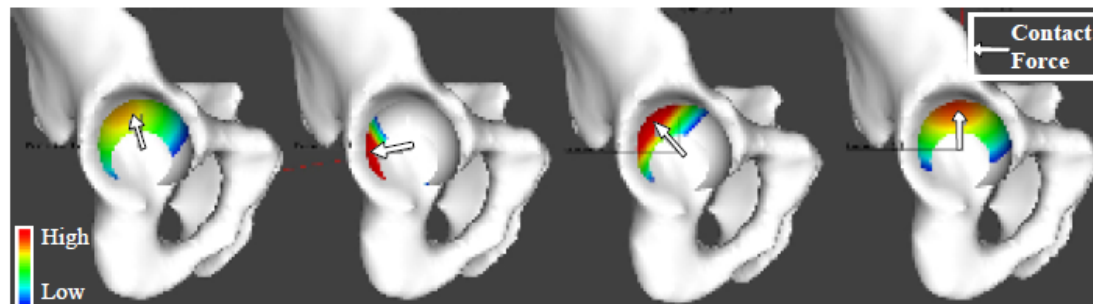


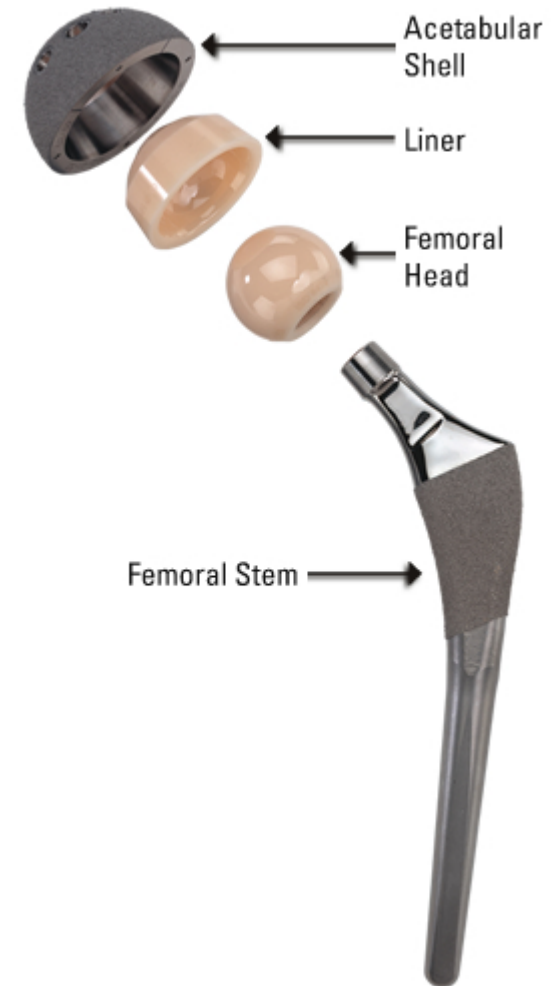
Figure 3: Pressure distribution at the maximum contact pressure

Missione della endoprotesi d'anca

La protesi d'anca è l'endoprotesi articolare più utilizzata in chirurgia ortopedica (circa 60.000 nuovi impianti nel 2010)

Ciò dipende da diversi motivi dei quali i principali sono:

- **l'anca è fra le articolazioni quella che deve sopportare i carichi maggiori** e che quindi più facilmente va incontro a cedimenti meccanici;
- **le patologie che limitano il funzionamento dell'anca sono molto invalidanti;**
- la sostituzione dell'anca è chirurgicamente "facile";
- **la cinematica dell'anca è facilmente riproducibile** con uno snodo sferico artificiale.



Missione della endoprotesi d' anca

Una endoprotesi d' anca ha il doppio obiettivo di:

- **trasmettere i carichi** attraverso l' articolazione
- permettere i **movimenti articolari**.

Tali obiettivi devono essere raggiunti:

- limitando l' **usura** del giunto
- garantendone la stabilità spesso compromessa da una ridotta o assente funzionalità dei legamenti normalmente presenti nelle articolazioni naturali.

In condizioni di funzionamento normale

L' articolazione è un sistema lubrificato che non subisce usura grazie a meccanismi idrodinamici ed elastoidrodinamici. Il coefficiente d' attrito normalmente è compreso nell' intervallo 0.005-0.025.

Le patologie che riducono la capacità lubrificante del liquido sinoviale

danneggiano le superfici articolari, aumentano il coefficiente d' attrito e l' usura delle superfici con conseguente dolore, perdita della funzionalità articolare e necessità di impianto di una protesi.

Requisiti di progetto

Meccanici:

- Resistenza meccanica adeguata alle sollecitazioni imposte
- Assenza di concentrazione delle tensioni
- Ancoraggio stabile dei componenti
- Minimizzazione di attrito e usura

Biologici:

- Massima biocompatibilità dei materiali e dei detriti di usura
- Restituzione della mobilità
- Mantenimento della stabilità

Chirurgici:

- Facilità di impianto e posizionamento dei componenti
- Minimizzazione del trauma operatorio
- Possibilità di revisione



Carichi di progetto (cammino)

Load case and muscle	Magnitude (BW) ^a	X	Unit vector ^b	
			Y	Z
Heel strike				
Adductor longus	0.20	-0.47	0.16	0.87
Adductor magnus	0.20	-0.75	-0.07	0.66
Gluteus maximus ^c (a)	1.28	-0.53	0.18	0.83
Gluteus medius	0.72	-0.66	0.45	0.61
Gluteus minimus	0.54	-0.77	0.42	0.48
Vastus intermedius ^d	0.40	-0.01	0.02	-1.00
Vastus lateralis ^d	0.40	-0.05	0.07	-1.00
Vastus medialis ^d	0.33	0.02	0.09	-1.00
Joint contact	4.64	0.36	-0.10	-0.93
Midstance				
Gluteus medius	0.80	-0.67	0.18	0.72
Gluteus minimus	0.30	-0.78	0.21	0.59
Iliopsoas ^e	1.30	-0.10	0.73	0.68
Joint contact	3.51	0.35	0.05	-0.93
Toe off				
Adductor longus	0.30	-0.43	0.26	0.87
Adductor magnus	0.30	-0.77	0.23	0.59
Gluteus medius	1.18	-0.71	-0.00	0.70
Gluteus minimus	0.61	-0.80	0.07	0.59
Iliopsoas	2.60	-0.10	0.73	0.68
Piriformis	0.20	-0.98	-0.17	0.05
Joint contact	4.33	0.31	-0.10	-0.95
Extension of the flexed hip (stair ascent)				
Biceps femoris ^f	1.21	-0.25	0.09	0.96
Gluteus maximus (a)	0.97	-0.52	0.25	0.81
Gluteus maximus (p)	0.97	-0.51	-0.01	0.86
Semimembranosus ^f	2.24	0.06	0.05	1.00
Semitendinosus ^f	0.36	0.05	0.06	1.00
Joint contact	7.70	0.48	-0.46	-0.75

Patologie articolari

La principale causa di malfunzionamento dell'articolazione d'anca, è legato a **fenomeni di degenerazione del tessuto cartilagineo** che promuovono una riduzione dello spazio interarticolare, con conseguente avvicinamento dei due capi ossei

Ciò rende meno stabile l'articolazione, compromette i movimenti ed è responsabile di una sintomatologia dolorosa e gravemente invalidante.

L'artrosi è un disturbo della cartilagine delle articolazioni legato principalmente all'età. Se in forma lieve, non determina sintomi dolorosi, e può essere considerata una normale conseguenza dell'invecchiamento. Nelle forme più gravi, ad un deterioramento accentuato delle cartilagini si associa lo sviluppo di escrescenze ossee (osteofiti) che ostacolano ulteriormente il movimento e sono causa di dolore.

Fattori di rischio sono: l'obesità, traumi e micro-traumi ripetuti (dovuti ad esempio ad attività lavorativa usurante ripetitiva), i grandi traumi (che compromettono la geometria dell'articolazione) e l'età.

Altra causa comune di deterioramento delle cartilagini è **l'artrite reumatoide**, una malattia autoimmune che determina la secrezione di sostanze infiammatorie

Patologie articolari

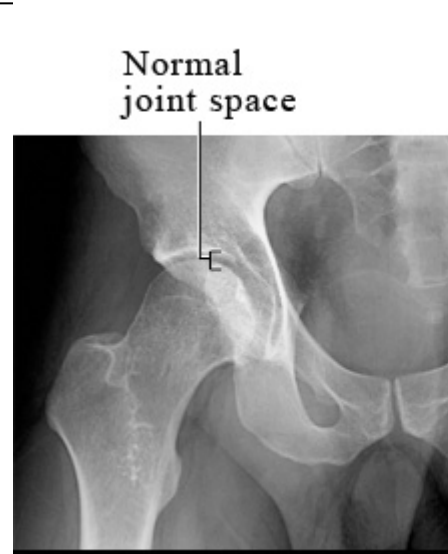


Figure 1

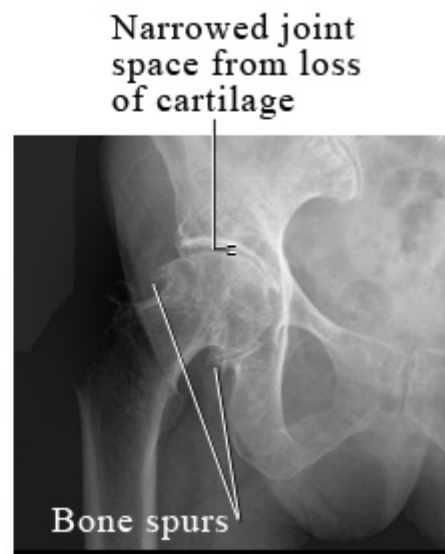
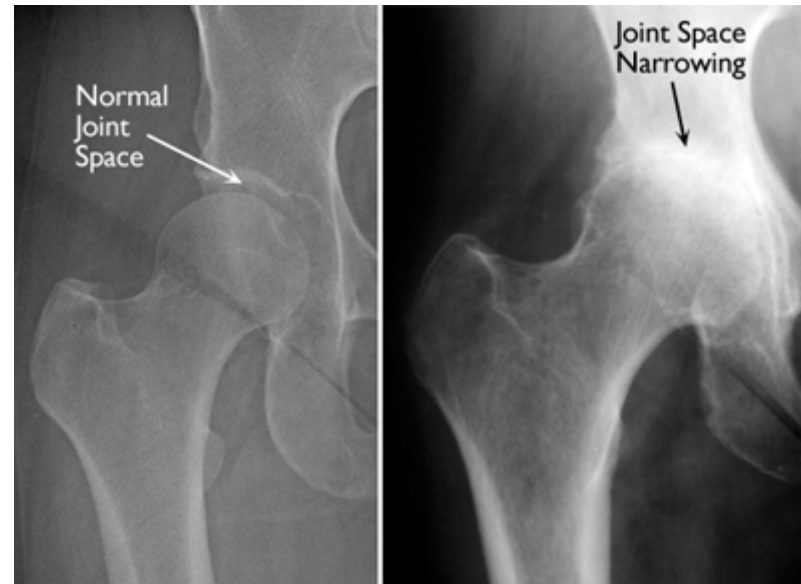


Figure 2



Patologie articolari

In genere i malfunzionamenti articolari che conducono alla necessità di sostituzione sono evidenziati da una **ridotta capacità di movimento, da dolore o da entrambi**

Artrosi deformante primaria

Artrosi secondaria a processi che hanno modificato i rapporti anatomici e funzionali, quali:

- *osteoporosi*
- *traumi*
- *processi infiammatori (artriti)*
- *patologie endocrine (diabete, gotta)*
- *malformazioni congenite (displasia)*
- *osteoporosi*



Patologie articolari

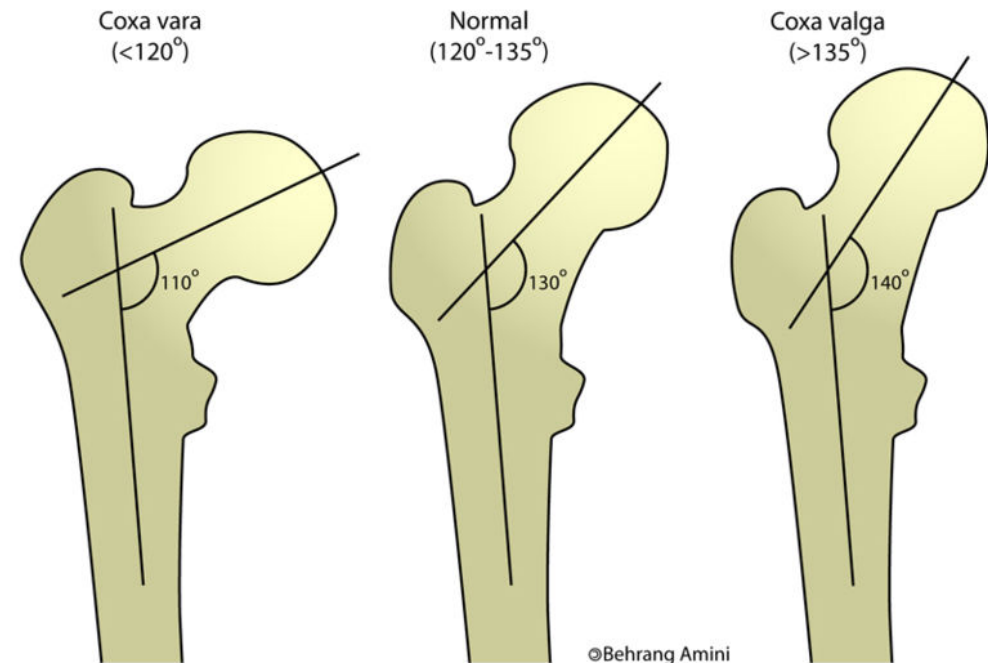
Anomalie congenite

- *displasia dell'anca*
- *lussazione congenita dell'anca*
- *coxa vara o coxa valga*

Patologie traumatiche

- *lussazione traumatica dell'anca*
- *fratture dell'acetabolo*
- *fratture dell'epifisi del femore*
- *complicanze derivate da frattura, quali:*

pseudoartrosi
osteonecrosi della testa femorale
varismo e valgismo
coxartrosi settiche
artrosi secondaria



Displasia dell'anca

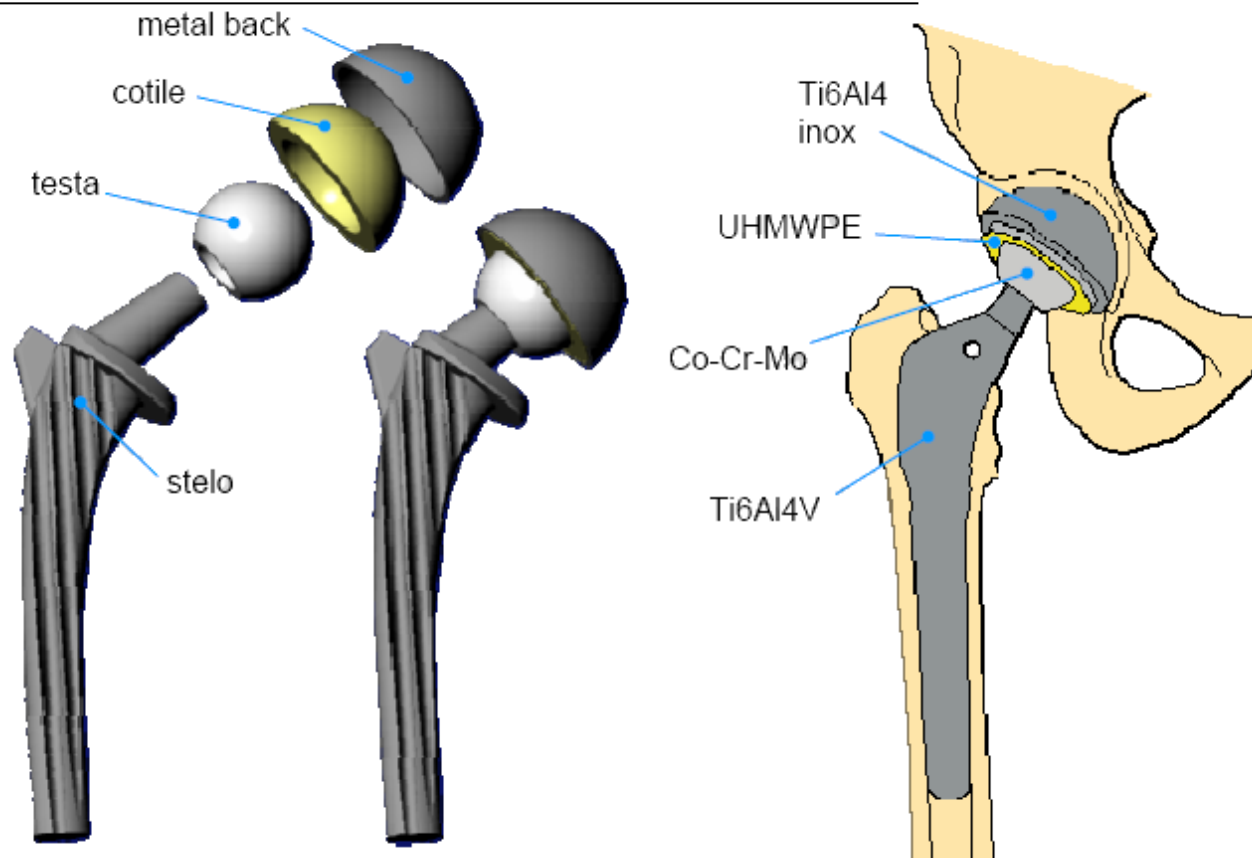
La displasia dell'anca è una deformità articolare che ha inizio durante la vita intrauterina del bambino, ma continua a evolvere durante i primi anni di vita.

Il carattere distintivo di un'anca displasica alla nascita è l'**instabilità, ovvero l'eccessiva lassità dell'articolazione che permette alla testa femorale di uscire e rientrare nella cavità acetabolare** sotto l'azione di forze esterne (ad es. quelle esercitate da un ortopedico pediatrico nella visita del neonato).

Se l'instabilità sfugge alla diagnosi e non viene trattata, con il passare dei mesi la testa femorale, sottoposta all'azione dei muscoli e poi del peso corporeo, perde gradualmente i rapporti con la sua sede naturale e risale verso l'alto, configurando una **lussazione permanente dell'anca** (un tempo detta "lussazione congenita").

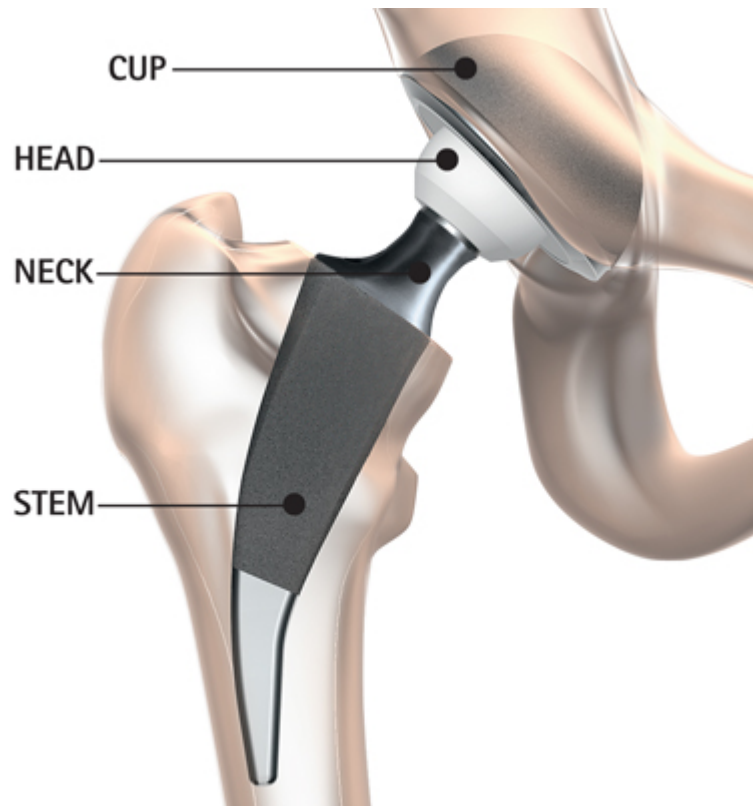


Struttura di una protesi d'anca



Le moderne protesi d'anca sono tipicamente costituite da 4 elementi: uno **stelo femorale metallico** infisso nel canale midollare del femore, una **testina sferica metallica**, un **elemento articolare acetabolare** (in genere polimerico), e un **supporto metallico** (metal back) dell'elemento acetabolare che lo vincola alle ossa del bacino

Struttura di una protesi d'anca



Diametro della testa:

Minimo: 22 mm (minor attrito, coppa acetabolare più spessa)

Massimo: 32 mm (range di movimento più ampio ma maggior attrito)

Compromesso: 26-28 mm

Collo:

un collo snello consente una maggiore escursione del movimento. Sezioni non circolari privilegiano i movimenti su determinati piani

Lunghezza stelo:

in genere tra 110 e 145 mm.

Steli troppo lunghi aumentano il rischio di stress shielding

Specifiche anatomiche e funzionali

- consentire i **gradi di libertà rotazionali** consentiti dall' articolazione naturale fra la coscia e il bacino;
- **sopportare i carichi applicati durante il passo**. Si ricorda a questo proposito che tali carichi raggiungono valori pari a diverse volte il peso corporeo del soggetto;
- **resistere alla fatica meccanica** derivante dall'applicazione ciclica del carico durante il passo. In genere si ritiene che l' articolazione dell' anca sia sottoposta a circa 10 milioni di cicli di carico in 10 anni da un soggetto che conduce una normale attività. **Il componente protesico maggiormente sollecitato a fatica è lo stelo femorale;**
- avere delle **superfici articolari resistenti all' usura** o comunque tali per cui l' usura non produca danni funzionali né induca risposte indesiderate da parte dei tessuti ospiti;
- garantire la **stabilità meccanica delle interfacce** citate sia subito dopo l' impianto (stabilità primaria) sia nel tempo (stabilità secondaria);
- essere facilmente impiantabile;



Specifiche anatomiche e funzionali

- **essere fabbricata con materiali biocompatibili** nel senso che non devono indurre alterazioni o risposte indesiderate nei tessuti ospiti oppure devono provocare una risposta biologica che favorisca la stabilità meccanica dell' interfaccia fra stelo e femore e fra metal back e bacino;
- **essere facilmente sostituibile** se si danneggia o comunque se il suo funzionamento si compromette. La facilità di sostituzione riguarda principalmente il fatto che la sua rimozione non deve danneggiare eccessivamente l'osso così che l'impianto di una nuova protesi possa avere probabilità di successo;
- avere un **comportamento biomeccanico** che non alteri le caratteristiche meccaniche globali del sistema bacino-femore. In particolare le attuali protesi hanno steli che irrigidiscono la parte prossimale del femore. Inoltre la catena stelo-testa-cotile delle protesi è molto più rigida di quella naturale e ciò determina la trasmissione di carichi impulsivi potenzialmente dannosi;
- garantire nei tessuti ossei, specialmente del femore, uno **stato di sollecitazione** tale per cui il fenomeno del rimodellamento osseo non venga spostato verso il riassorbimento o la crescita anomala.



L' accoppiamento articolare

Altri tipi di accoppiamenti sono stati proposti e studiati, oltre che per diminuire il coefficiente di attrito, per diminuire l'usura del cotile

Le particelle di UHMWPE derivanti dall'usura si accumulano nell'intorno dell'articolazione dando luogo ad una reazione organica che stimola alcuni tipi di cellule, i macrofagi, a sintetizzare alcuni enzimi.

Questi ultimi, a loro volta, attivano una varietà di osteoclasti, con il conseguente riassorbimento dell'osso. Può esserci quindi mobilizzazione della protesi e si può arrivare fino alla rottura dell'osso.

Accoppiamenti	Coefficienti di attrito
Acciaio-Acciaio	0.5
CoCr-CoCr (con soluzione salina)	0.35
UHMWPE-Acciaio (con siero)	0.7-0.12
UHMWPE-Acciaio (con fluido sinoviale)	0.4-0.5
UHMWPE-CoCr (con siero)	0.05-0.11
UHMWPE-Ti6Al4V (con siero)	0.05-0.12
Al ₂ O ₃ - Al ₂ O ₃ (con soluzione salina)	0.09
UHMWPE-Al ₂ O ₃ (con soluzione salina)	0.05
Articolazione anca (con soluzione salina)	0.005-0.01
Articolazione anca (con fluido sinoviale)	0.002

Accoppiamenti

Combinazioni di materiali impiegati per le superfici articolari delle protesi d'anca

Testina	Cotile						
	polimeri					metallo	ceramica
Metalli	<i>PTFE</i>	<i>UHMWPE</i>	<i>PE-CF</i>	<i>POM</i>	<i>PETP</i>	<i>CoCrMo</i>	<i>Al₂O₃</i>
<i>FeCrNiMo</i>	-	++	-	?	?	x	x
<i>FeCrNiMn MoNbN</i>	?	++	x	?	?	x	x
<i>CroMo</i>	?	++	-	-	-	++	x
<i>Ti6Al4V</i>	?	-	-	x	x	x	x
<i>Al₂O₃</i>	?	++	?	?	?	x	++
<i>ZrO₂</i>	?	+	?	?	?	x	x

- Significato dei simboli:
 - PTFE Teflon
 - UHMWPE PoliEtilene molto pesante
 - PE-CF PoliEtilene
 - POM PoliOssiMetilene
 - PETP PoliEtere
- Legenda:
 - + in valutazione clinica
 - ++ di uso clinico
 - ? non ancora sperimentato
 - - fallito clinicamente
 - x tecnicamente non sostenibile

Attualmente la soluzione più comunemente adottata per le protesi d'anca è l'accoppiamento di testine d'acciaio austenitico o in lega di Co-Cr-Mo e di cotili in PoliEtilene ad altissimo peso molecolare (UHMWPE).

Con questi accoppiamenti si ottengono usure lineari medie di circa 0.15 mm/anno in condizioni di uso normale.

I tentativi di utilizzare altri materiali polimerici al posto dello UHMWPE non hanno dato risultati accettabili.

Stelo femorale

Il materiale di cui si compone lo stelo deve possedere:

- elevata biocompatibilità e resistenza alla corrosione
- elevate caratteristiche meccaniche (carico di rottura, resistenza a fatica)

CORE

- lega Ti6Al4V
- lega cromo-cobalto-molibdeno
- acciaio inox AISI 316L

RIVESTIMENTO (zona prossimale)

- metallico poroso (sfere, fibre)
- idrossiapatite o biovetro
- PMMA precoat

FINITURA SUPERFICIALE (zona distale)

- lucidatura
- sabbiatura



Componente acetabolare

Per la componente acetabolare i materiali più comunemente impiegati sono:

SHELL

- lega Ti6Al4V
- lega cromo-cobalto-molibdeno

RIVESTIMENTO

- metallico poroso (sfere, fibre)
- idrossiapatite o biovetro

ACCOPPIAMENTI A USURA

UHMWPE / lega Co-Cr , / allumina

Allumina / Allumina

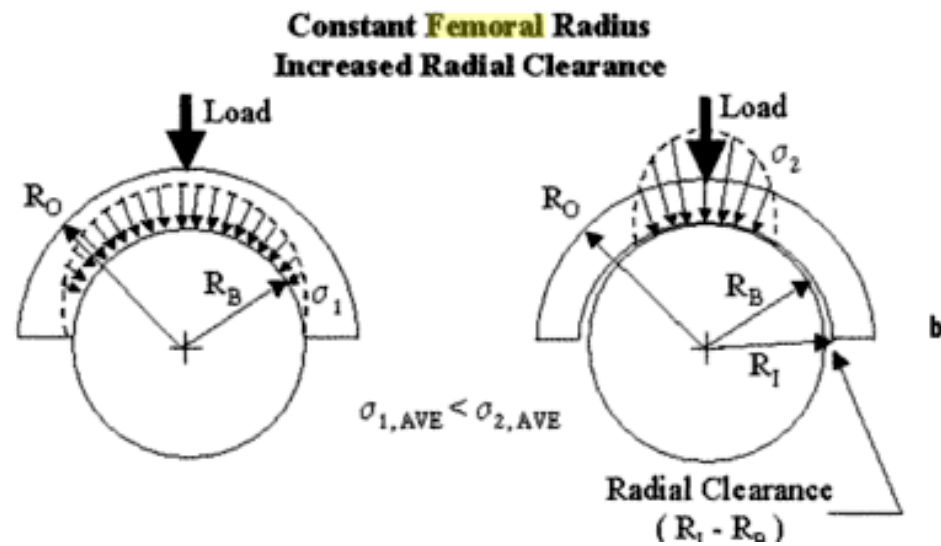
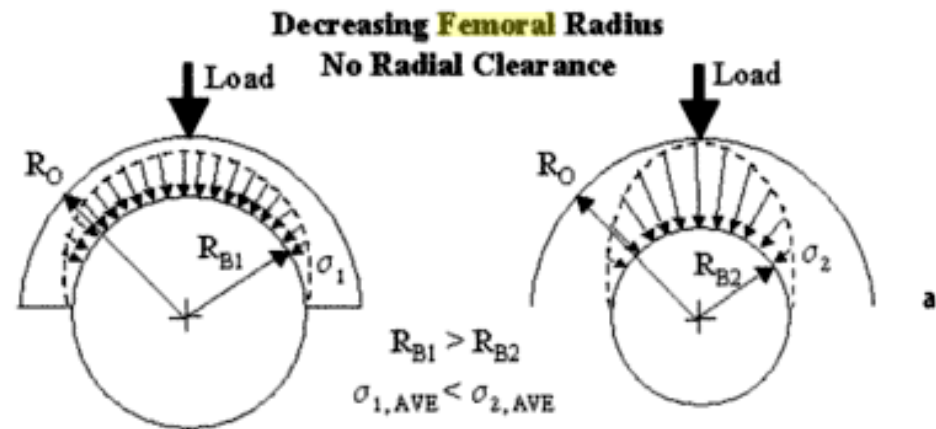
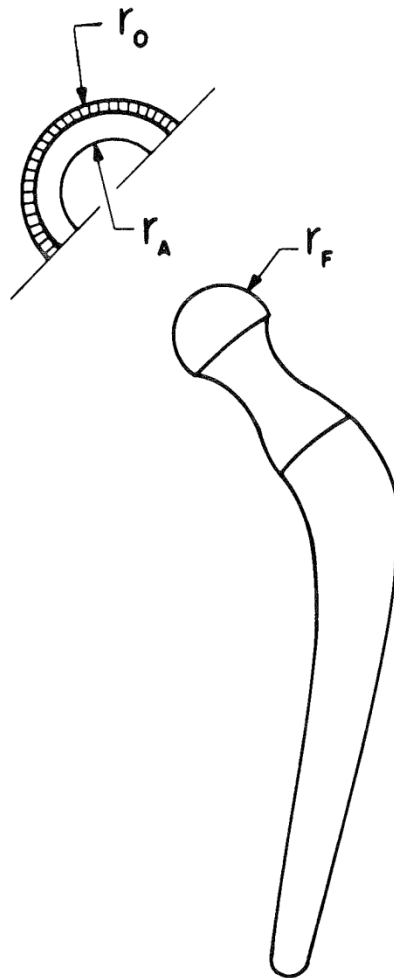
Lega Co-Cr / Lega Co-Cr

FINITURA SUPERFICIALE

- lucidatura
- sabbiatura



Geometria

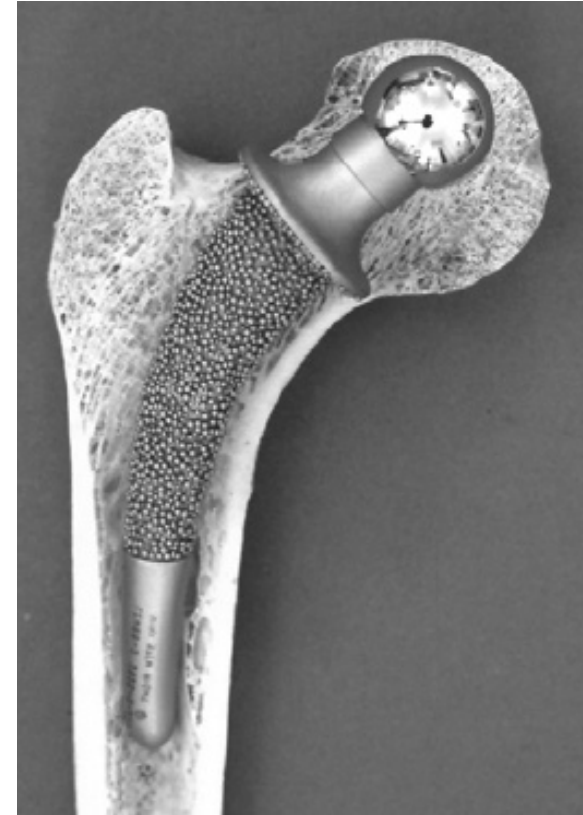


Struttura di una protesi d'anca

Le maggiori differenze fra anca normale ed anca protesizzata si verificano soprattutto per il **sovvertimento della distribuzione delle tensioni nella zona prossimo-mediale del femore.**

Infatti nelle articolazioni naturali, le forze vengono trasmesse alle strutture dell'osso spongioso e corticale attraverso le superfici articolari, le inserzioni muscolari e quelle legamentose,

L'inserimento di una protesi altera questa distribuzione e crea sollecitazioni che non hanno alcun corrispettivo fisiologico



- le deformazioni longitudinali, nella regione ossea prossimo-mediale, sono inferiori a quelle fisiologiche, mentre sono superiori nella parte distale,
- le deformazioni circonferenziali, sono più elevate, rispetto ai valori "fisiologici"
- sono presenti elevate sollecitazioni torsionali intorno all'asse longitudinale della protesi
- all'interfaccia osso-impianto si hanno sollecitazioni di taglio e compressione

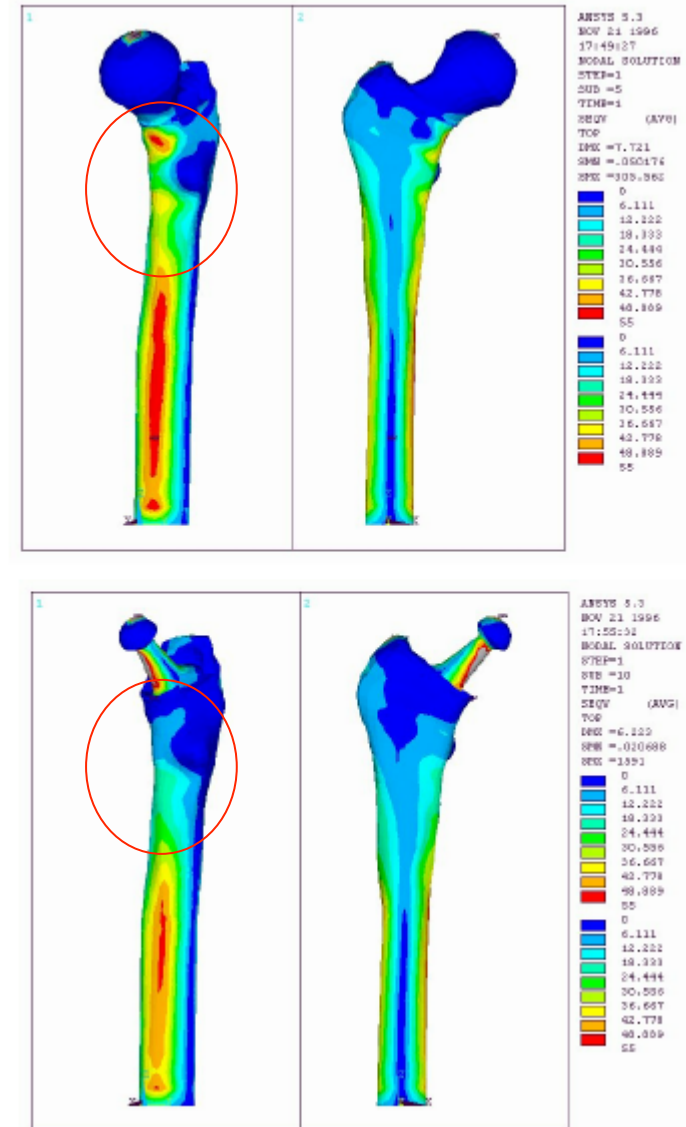
Struttura di una protesi d'anca

Mentre nei femori intatti la massima sollecitazione si ha a livello prossimo-mediale, nei femori protesizzati la distribuzione dei carichi è diversa

Si osserva una **marcata riduzione delle sollecitazioni nella zona prossimo-mediale**

Questo **effetto di schermatura del carico (stress shielding)** dipende dalla distribuzione delle rigidità sia del femore che dello stelo

La capacità dell'osso di reagire agli stimoli dell'ambiente e le alterazioni nella distribuzione delle sollecitazioni dovute all'intervento di artroprotesi, visibili già a quattro settimane dall'intervento, possono causare necrosi, osteoporosi, e riassorbimento

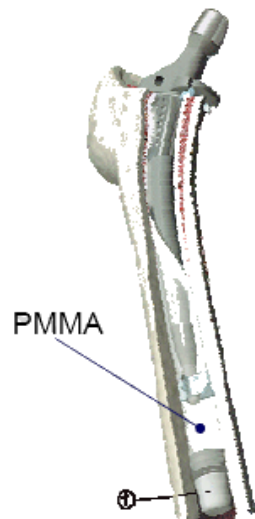


Ancoraggio della protesi

Le prime protesi totali d'anca (Charnley, 1962) erano ancorate per mezzo di una resina acrilica genericamente definito «**cemento osseo**». Questa, polimerizzandosi, determina la stabilità dell'interfaccia

A partire dal 1977, si è via via diffuso l'impianto di tipo **non cementato**, nel quale l'ancoraggio all'osso è delegato ad un semplice incastro meccanico (press-fit) tra lo stelo femorale ed il canale creato appositamente nel femore.

FISSAGGIO CEMENTATO



CEMENTATE

- *maggiore superficie di interfaccia meccanica*
- *meno problemi di dimensionamento geometrico*
- *tecnica chirurgica più semplice*
- *più problemi di revisione*

FISSAGGIO NON CEMENTATO

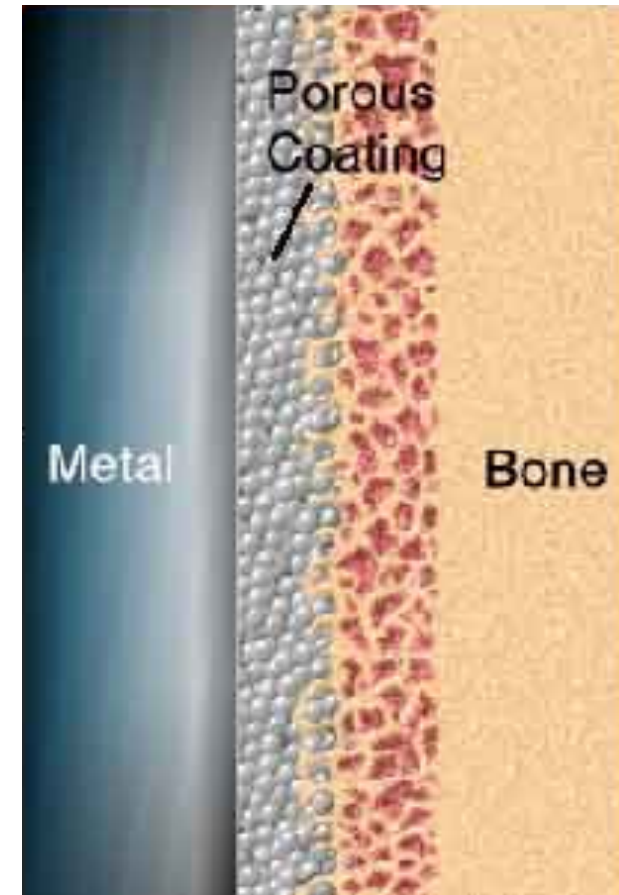
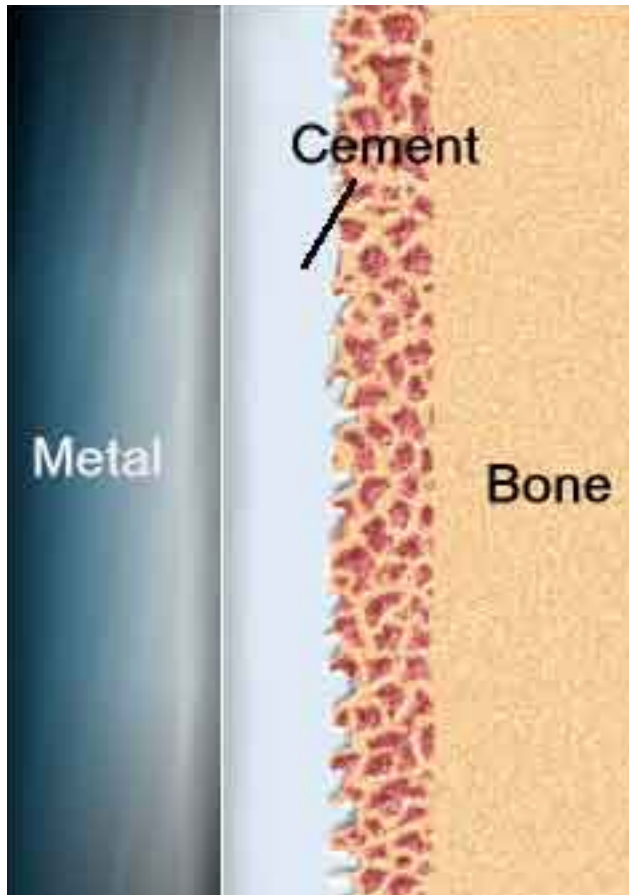
- a breve termine: press-fit
- a lungo termine: osteointegrazione



NON CEMENTATE

- *minor invasività*
- *minor rischio di mobilizzazione*
- *maggiore difficoltà chirurgica*

Ancoraggio della protesi



Tempi di ancoraggio

- Cementata: circa 10 minuti
- Non cementata: 6-12 mesi per il minimo di osteointegrazione
- Due anni per il raggiungimento della massima osteointegrazione (100%)

Tempi di guarigione

	Cementata	Non Cementata
Applicazione del carico	Giorno successivo (con ausili)	Giorno successivo (carico sfiorante, 10% BW, poi si progredisce di settimana in settimana)
Primi Passi (stampelle)	alcuni giorni dopo l'intervento	alcuni giorni dopo l'intervento (dipende dal chirurgo)
Assenza dolore	5 giorni dopo l'intervento	Dipende dal grado di stabilità
Camminata libera	Deambulatore o bastoni fino a 6 settimane dall'intervento.	Questo tipo di protesi non consente la sospensione dell'utilizzo del girello o delle stampelle prima di 12 settimane. Dopo si consiglia l'utilizzo di un bastone da passeggio dal lato non operato per 4-6 mesi.
Ripristino completo	6 mesi	Fino a 2 anni

Ancoraggio biologico (non cementato)

Le protesi d'anca non cementate sono realizzate per la maggior parte dei casi in lega di titanio (Ti6Al4V), ed in misura minore in acciaio inossidabile FeCrNiMo o in leghe di cobalto Co-Cr-Mo.

Il chirurgo ortopedico, usando una serie di raspe di geometria adatta per ogni forma e misura di protesi, scava nell'osso una cavità che ha la forma della protesi stessa, ma leggermente più piccola.

Inserisce poi la protesi forzandola nella cavità, stabilendo l'ancoraggio primario.

La stabilità dell'impianto diminuisce nel corso delle prime ventiquattro ore post-operatorie a causa delle elevate pressioni cui è sottoposto l'osso. Nei successivi quindici-trenta giorni l'osso ricresce attorno alla protesi e in particolare all'interno delle piccole cavità che vengono realizzate sulla superficie della zona diafisaria.

Il mese successivo all'operazione è critico, in quanto occorre una riabilitazione appropriata che mantenga la muscolatura tonica, sottoponendo l'articolazione a carichi programmati, crescenti con il tempo. In questo periodo, infatti, l'osso ricresce, fino a stabilire una continuità con la protesi.

Il vantaggio principale di questo tipo di impianto è una durata maggiore rispetto a quelli cementati.

Se l'intervento è ben eseguito e non ci sono problemi di altro tipo, la durata prevista è superiore a quella media delle protesi cementate.

Protesi non cementate

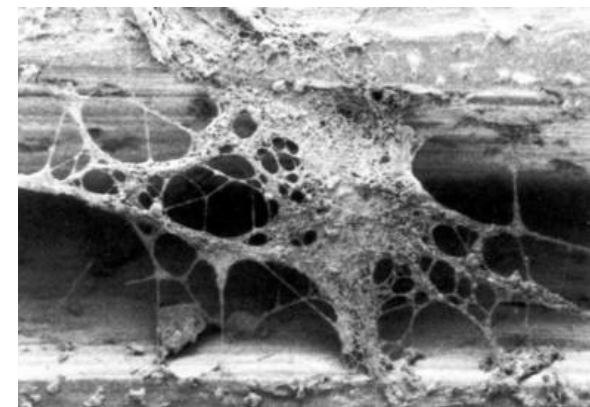
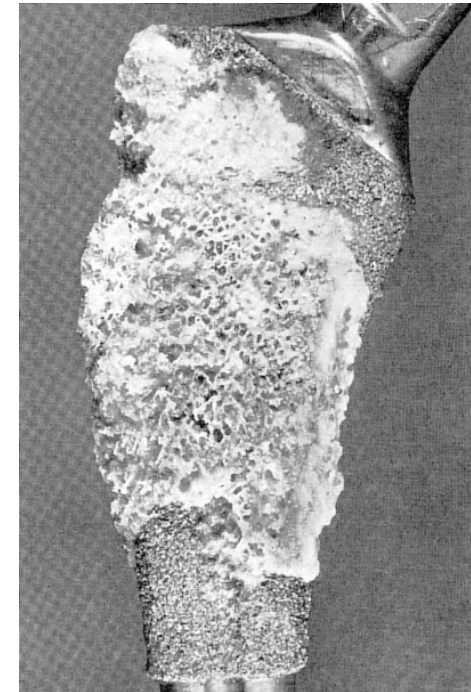
Il principale obiettivo delle protesi non cementate è **l'osteointegrazione**, ossia il contatto diretto (meccanicamente stabile) fra protesi e osso senza tessuto interconnettivo interposto.

Il grado di osteointegrazione dipende dalla forma e dalle dimensioni della protesi, dalle modalità e dai materiali con i quali è fabbricata, dalle sue caratteristiche superficiali e dal tipo di intervento chirurgico.

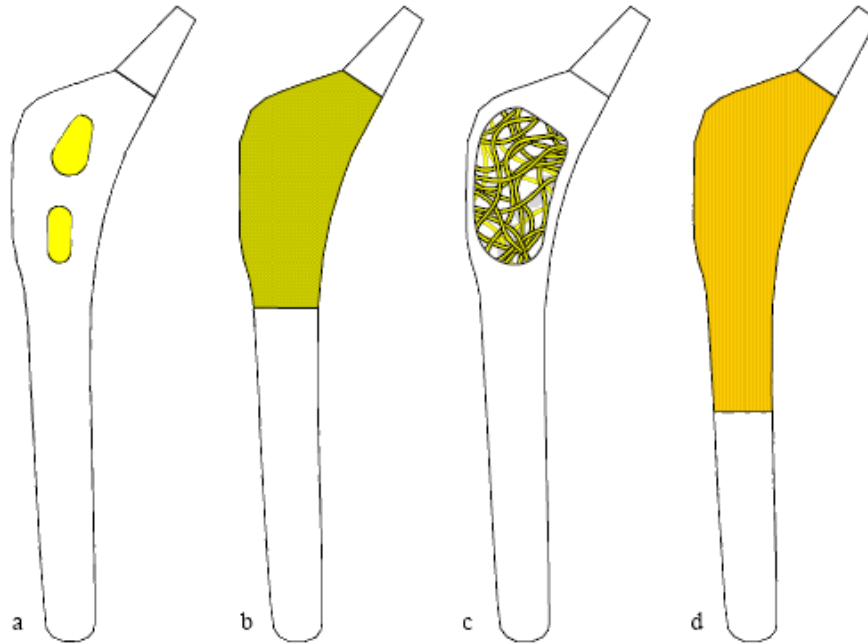
È molto importante garantire che la **superficie di contatto tra stelo e canale osseo sia la più ampia possibile** per evitare l'insorgere di stress localizzati o fenomeni di riassorbimento osseo (laddove il contatto non esiste)

Stress shielding: trasferimento dei carichi sulle zone distali e riassorbimento osseo (conseguente a demineralizzazione) con instabilità meccanica nelle zone prossimali.

Uno stelo liscio si ancora difficilmente all'osso, e aumenta la possibilità che si verifichino scorrimenti relativi tra osso e protesi. Per evitare tali inconvenienti si cerca di incrementare il grado di porosità superficiale con diverse tecnologie



Protesi non cementate



a) Fori passanti

b) Superficie rugosa

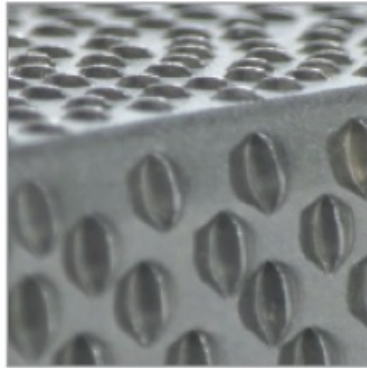
c) Superficie macroporosa

*d) Superficie rivestita con
Idrossiapatite*

Una soluzione tecnologicamente e funzionalmente interessante riguarda il **rivestimento con Idrossiapatite** che, essendo riconosciuta chimicamente dall'osso, si lega ad esso con più facilità e migliora la trasmissione degli sforzi tangenziali.

Un altro importante aspetto riguarda la rigidità dello stelo (se eccessiva, tende a promuovere lo stress shielding, dunque la protesi sopporta i carichi mentre l'osso è scarico)

Protesi non cementate



- Gli studi sull' utilizzo dei materiali porosi come rivestimento di componenti protesici, sono iniziati alla fine degli anni '60 e hanno riguardato gli aspetti fondamentali della fissazione biologica:
- **dimensione dei pori**: gli impianti commerciali hanno porosità comprese fra i 50 e i 500 μm . Non sembra che tale parametro influisca significativamente sull' osteointegrazione.
- **spessore del rivestimento**: sempre estremamente contenuto (intorno al mm), è una conseguenza delle scelte relative al diametro dei pori, al numero di strati o al procedimento di ottenimento della superficie;
- **rilascio ionico**: negli impianti porosi è stata evidenziata una velocità di corrosione superiore di 5-10 volte a quella presente negli impianti lisci. L'aumento di ioni metallici rilasciati può causare una maggiore sensibilizzazione allergica e un effetto cancerogenico;
- **tipo di materiale**: in laboratorio la ricrescita ossea è stata ottenuta adoperando metalli, polimeri e ceramiche. Per i diversi tipi di materiale non è attualmente possibile affermare quale agisca meglio a lungo termine. Studi svolti in vivo su animali non hanno evidenziato differenze di comportamento fra Titanio e Cr-Co-Mo.

Protesi non cementate

Per quanto riguarda la biocompatibilità, il problema principale delle protesi non cementate è la corrosione, infatti la necessità di sopportare carichi elevati impone l'impiego di materiali metallici.

Tutte le leghe impiegate per la costruzione degli steli (leghe di Ti, acciaio inox AISI 316L, leghe di Co-Cr-Mo) tendono a rilasciare ioni metallici che possono essere dannosi per l'organismo. Inoltre fenomeni di corrosione localizzata, associati a sollecitazioni cicliche, possono causare cedimenti per fatica.

Un altro aspetto riguarda i problemi chirurgici

Il buon esito dell'osteointegrazione dipende dalla stabilità della protesi e dunque dall'estensione della superficie di contatto tra stelo e canale osseo. Ciò comporta una accurata preparazione che, ovviamente, è più o meno complessa in funzione della forma dello stelo.

Peraltro, a parità di dimensioni dello stelo, le protesi non cementate necessitano di un canale a sezione minore rispetto a quelle cementate e quindi consentono una più facile revisione/sostituzione dell'impianto conseguente ad un suo fallimento

Ancoraggio con cemento osseo

I materiali delle protesi d'anca cementate sono generalmente simili a quelli delle protesi non cementate.

Il chirurgo ortopedico scava nel femore una cavità più grande della protesi che viene riempita con un "cemento" a base di polimetilmetacrilato (PMMA), addizionato con solfato di bario che conferisce radioopacità.

La protesi, inserita mentre il cemento è fluido, rimane stabilmente ancorata, ma non incollata, dopo la polimerizzazione del cemento. **L'accoppiamento protesi-osso viene mediato dal cemento, che ha anche la funzione di evitare concentrazioni di tensioni sull'osso, e di agire come elemento smorzatore.**

I vantaggi di questo tipo di protesi riguardano i **ridotti tempi post-operatori** che permettono al paziente di muoversi nei giorni immediatamente successivi l'intervento, e la possibilità di intervenire anche su femori parzialmente demineralizzati o fortemente traumatizzati.

Gli svantaggi sono legati al fatto che il cemento rappresenta l'anello debole della catena «osso-cemento-impianto» anche a causa delle sue scadenti proprietà meccaniche

I pazienti interessati alle protesi cementate sono quindi soprattutto persone anziane o soggetti che hanno subito fratture particolarmente gravi, oltre a coloro che subiscono una operazione di revisione, ovvero un secondo impianto dovuto al fallimento del primo.

Ancoraggio con cemento

Gli svantaggi sono legati al fatto che il cemento rappresenta l'anello debole della catena «osso-cemento-impianto» anche a causa delle sue scadenti proprietà meccaniche

	E (GPa)	Su (MPa)
Osso corticale	18	130
Lega Ti6Al4V	110	1035
PMMA	3	80

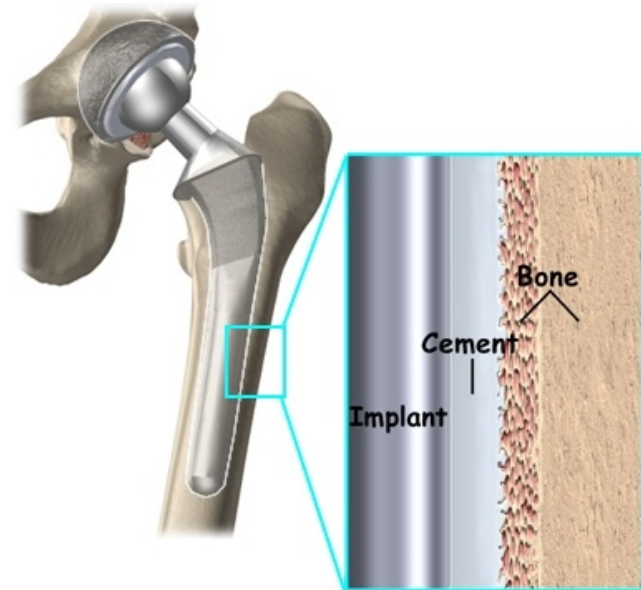
Protesi cementate

Il PMMA, oltre a riempire tutti gli interstizi tra stelo e canale (fatto che migliora la distribuzione degli sforzi trasmessi sotto carico), **riduce il dolore causato da eventuali micromovimenti relativi**.

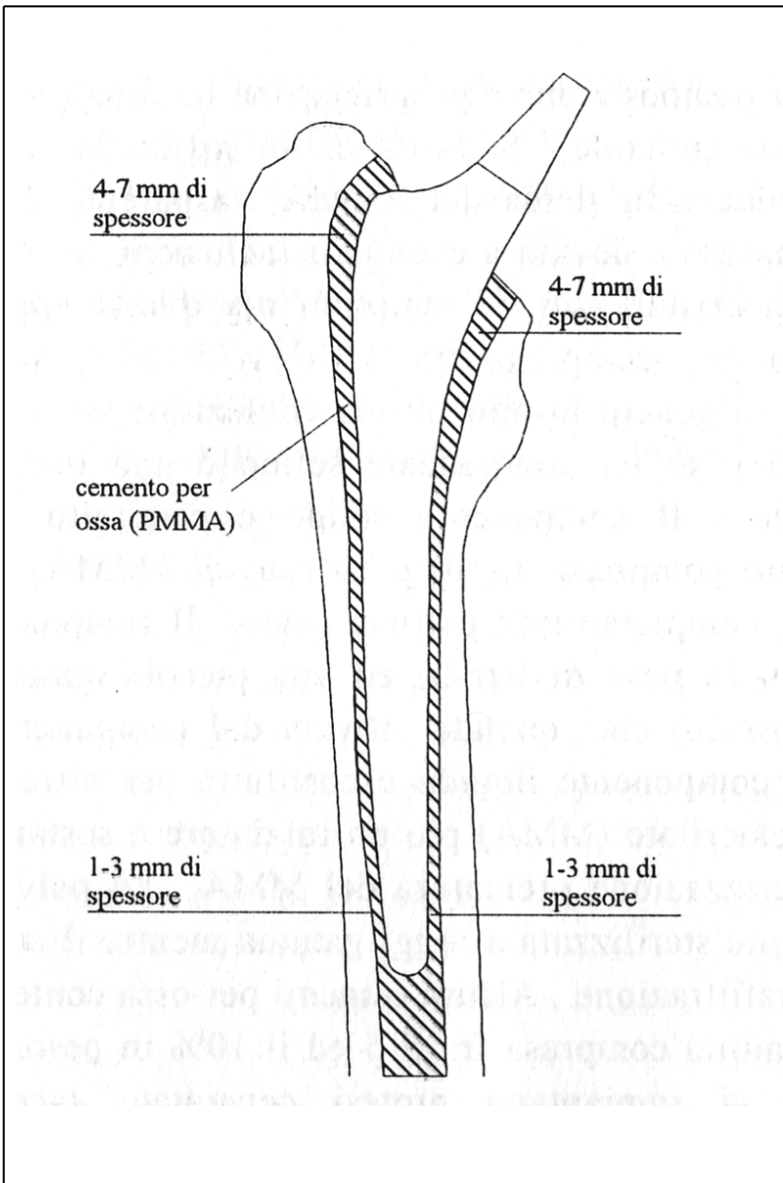
Il PMMA per applicazioni ortopediche viene ottenuto miscelando una componente solida costituita da polvere di microsfele (10-30 micron) di PMMA con un liquido che per il 97% è monomero metilmetacrilato (MMA)

Quando le due fasi vengono mescolate, si producono reazioni di polimerizzazione che generano catene estremamente lunghe. Il cemento, ancora fluido, viene inserito nel canale osseo in quantità che tengano anche conto degli inevitabili ritiri volumetrici

Il tempo di mescolamento è di circa 2-3 min, mentre l'indurimento completo si realizza in tempi compresi tra 8 e 10 min



Protesi cementate



Fallimento delle protesi cementate:

- Studi radiografici hanno dimostrato che la mobilizzazione a carico dell' interfaccia protesi-cemento è tanto frequente quanto quella presente all' interfaccia cemento-osso.
- La mancata adesione fra stelo e cemento, nel tratto prossimale, **può comportare un aumento del 200-300% delle sollecitazioni nel cemento e, quindi, la sua progressiva fessurazione**
- Si è osservato che almeno una parte degli steli fratturati presentano un' interruzione di continuità a livello di interfaccia con il cemento.

Protesi cementate

Uno dei problemi più importanti connessi all'impiego del cemento è rappresentato dallo **sviluppo di calore generato dalla reazione di polimerizzazione**, la quale è fortemente esotermica.

L' aumento di temperatura (sono prodotte 12-14 Kcal/100 g cemento) si sviluppa omogeneamente all' interno della massa di cemento per poi trasmettersi verso la superficie dove viene smaltito

Quantità di cemento pari a 50-60 g possono causare rialzi termici superficiali fino 70-80 °C, anche se la presenza dello stelo metallico e la circolazione sanguigna dei tessuti circostanti, favoriscono la rapida dissipazione del calore e si stima che la temperatura all' interfaccia osso-cemento superi i 42 °C solo per tempi molto brevi

Il cemento per ossa non è un materiale adesivo e non aderisce al metallo liscio

Alcuni steli femorali sono provvisti di un rivestimento fatto da un sottile film di PMMA (il cosiddetto PMMA precoat) che migliora l' adesione tra stelo e PMMA prodotto durante l' intervento

Protesi cementate

L'impiego del cemento può apportare significativi benefici in termini di stabilità primaria della protesi, poiché si massimizza la superficie di contatto

Tuttavia nel tempo possono verificarsi fenomeni indesiderati legati alla **degradazione del PMMA ad opera dei tessuti circostanti e alla riduzione delle proprietà meccaniche dell'osso all'interfaccia, a seguito dello shock termico conseguente alla reazione di polimerizzazione**

Questi fenomeni possono portare alla mobilizzazione della protesi!

Un altro problema non trascurabile **è la presenza di due interfacce** (metallo-cemento e cemento-osso) che aumenta la probabilità di cedimenti e conseguente mobilizzazione.

Inoltre la rimozione di una protesi cementata può presentarsi estremamente complicata per la necessità di rimuovere completamente il cemento solido. Il successivo reimpianto avviene, dunque, in un osso a sezione ancor più ridotta e fortemente traumatizzato.

Cementata vs. non cementata

Il termine di paragone, per ogni nuovo impianto, è costituito dai risultati delle protesi cementate; il miglioramento della tecnica di cementazione ha comportato una netta riduzione delle percentuali di revisioni. Nel follow-up a 7 anni si è passati dal 20% al 4% d'insuccessi. Esse presentano un basso tasso di complicazioni nei primi anni ed una rilevante percentuale di successo a lungo termine: il 90% a 15 anni e l'85% a 20 anni.

L'adozione delle protesi non cementate non ha, finora, permesso di ottenere gli stessi risultati. La stabilità della protesi e l'osteointegrazione, che rappresentano il successo clinico dell'impianto, non escludono la persistenza di una sintomatologia dolorosa e funzionale, che colpisce fino al 40% dei pazienti e che può portare anche al reintervento.

Mentre il cemento crea una protesi su misura, realizzata in due fasi, anima metallica e manto di cemento, la protesi non cementata richiede una congruenza anatomica difficile da realizzare.

Se per le persone di età superiore ai 65 anni il problema dell'ancoraggio è risolto, non lo è altrettanto **per i pazienti più giovani ed attivi**, per i quali la letteratura, tranne qualche eccezione, **non consiglia l'uso di protesi cementate.**

Infatti, **le nuove tecniche di cementazione aumentano l'affidabilità degli impianti a breve e medio termine, ma non quella a lungo termine.** Il miglioramento della tecnica di cementazione costituisce, quindi, un netto vantaggio solo per i soggetti più anziani, ove la durata attesa di vita è paragonabile o inferiore a quella dell'impianto, mentre non risolve il problema per i più giovani, per i quali è indicato l'uso delle protesi non cementate, anche per la maggiore facilità che offrono ad un eventuale reintervento.

Il fallimento delle protesi

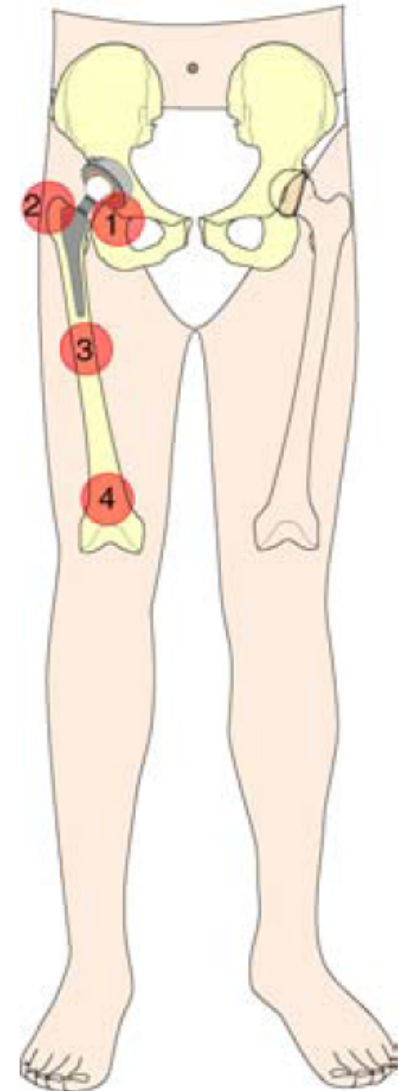
Si comincia a sospettare il fallimento dell' impianto protesico quando il paziente lamenta una sintomatologia dolorosa, che può localizzarsi principalmente a livello inguinale (1), lateralmente al trocantere (2), a livello della coscia (3) o al ginocchio (4)

In altri casi, la sintomatologia è meno evidente o tutt' al più il paziente presenta zoppia durante la deambulazione.

Il controllo radiografico di routine, evidenzia in genere un riassorbimento dell' osso che circonda la protesi.

Per contro, ci sono casi in cui i sintomi sono eclatanti, come nel caso delle **lussazioni acute o recidivanti della protesi**, delle **rotture complete delle componenti protesiche**, di una **frattura dell'osso femorale attorno alla protesi** o di infezione della protesi.

In quest' ultima evenienza, oltre al dolore, il paziente può accusare febbre, malessere generale, arrossamento della cute, fino alla comparsa di fistole, ossia di tramiti tra la zona di infezione e l' esterno da cui fuoriesce del materiale purulento



Cause che richiedono il reimpianto

MOBILIZZAZIONE ASETTICA DELLA PROTESI

Le cause possono essere meccaniche per mancanza di osteointegrazione tra osso ospite e protesi o biologiche per l'usura di una componente protesica, che provoca la formazione di un tessuto da corpo estraneo attorno alla protesi tale da erodere l'osso attorno all'impianto.

LUSSAZIONE RICORRENTE DELLA PROTESI

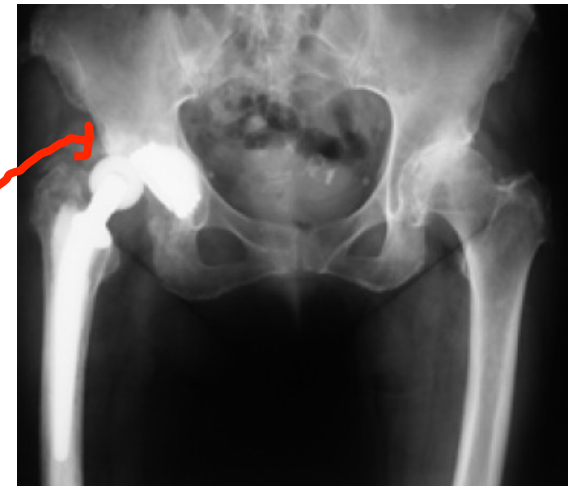
Un episodio di lussazione può risolversi senza reliquati, mentre più lussazioni possono provocare l'instabilità dell'impianto o usura della componente cotiloidea e richiederne la sostituzione.

ROTTURA DI UNA COMPONENTE DELLA PROTESI

In seguito a trauma violento o per traumatismi minori ma ripetuti si può avere la rottura di una componente della protesi: in tal caso l'intervento sostituirà solo le parti protesiche deterioratesi.

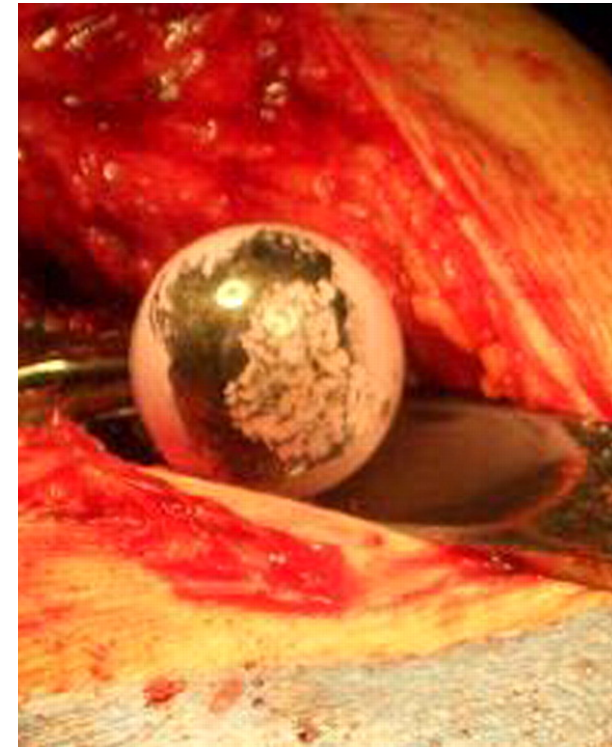
FRATTURA OSSEA

Sia al cotile che, più frequentemente, al femore l'osso sollecitato da un trauma può fratturarsi; in caso di gravissima osteolisi dell'osso attorno all'impianto causata dall'usura si può avere una frattura patologica, cioè anche senza un trauma violento o una caduta, ma solo per debolezza dell'osso.



La mobilitazione asettica

- Costituisce la più frequente causa di fallimento delle protesi d'anca soprattutto per i pazienti più giovani e attivi.
- **La mobilitazione dello stelo può essere definita come la separazione primaria fra impianto ed osso** e può avere origini biologiche e meccaniche. Concentrazioni locali di tensioni che superino la resistenza del materiale o la forza di adesione presente all'interfaccia possono innescare il processo di distacco dell'impianto e l'insorgere di micromovimenti relativi.
- Fra le **cause che concorrono a determinare la mobilitazione asettica** troviamo fattori meccanici, come la presenza di movimenti tangenziali, le caratteristiche dei materiali e la produzione di detriti, sia metallici che di polietilene.
- **Allorché la mobilitazione interessa un'area significativamente estesa dell'impianto, si ha la formazione e l'interposizione di tessuto fibroso.** Dolore e limitazione funzionale spesso rappresentano la fase finale di questo processo.



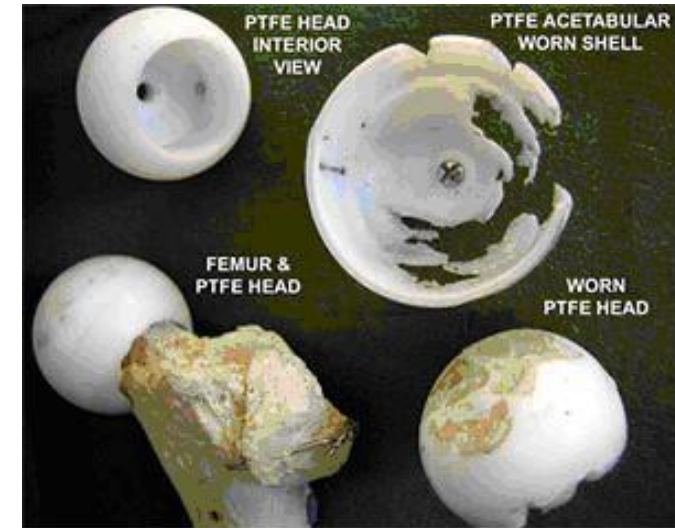
Il fallimento delle protesi

La modalità più comune di fallimento di una protesi d'anca è legata a fenomeni di usura dell'UHMWPE, nonostante non sia raro osservare altri tipi di cedimento, come ad es. quello per frattura.

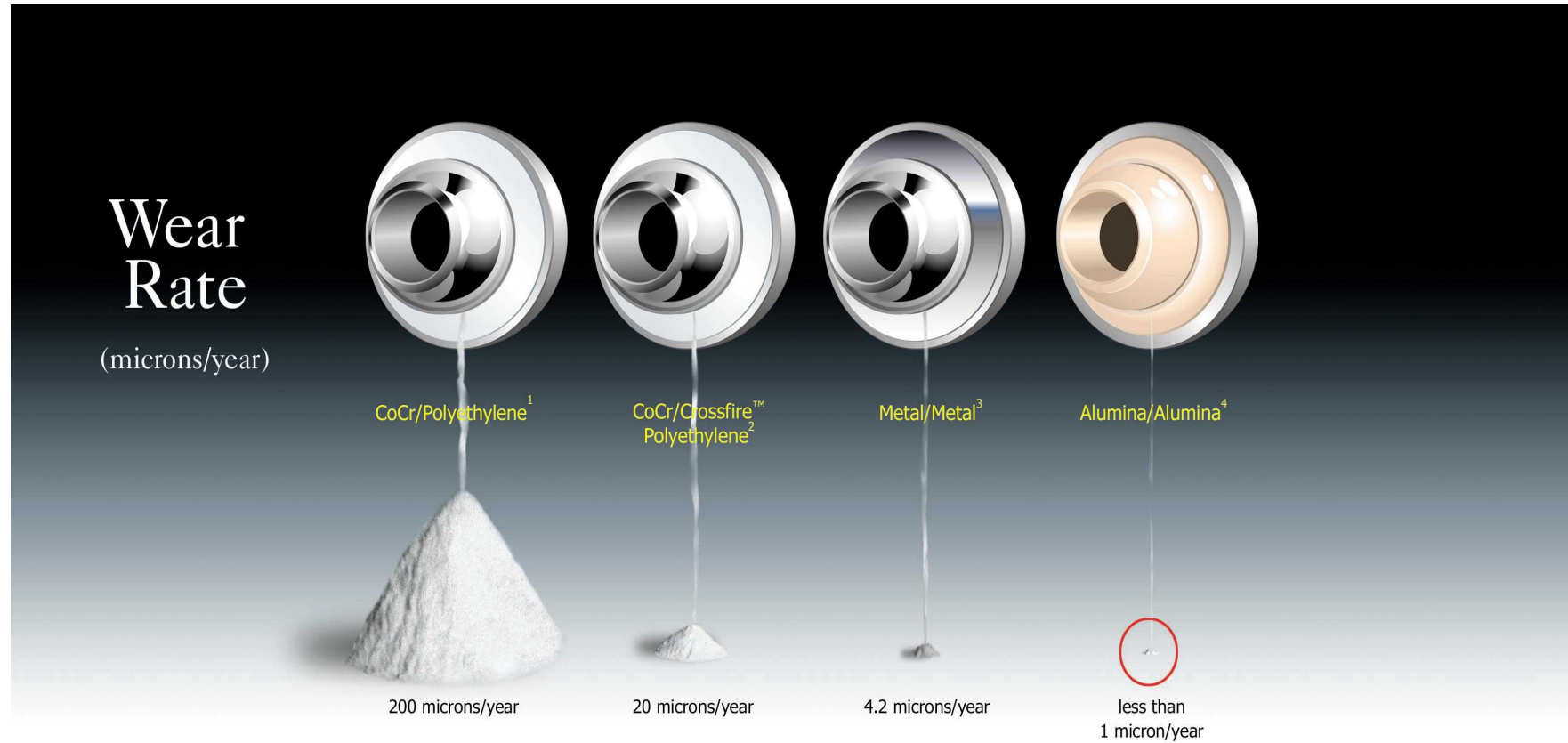
In realtà il meccanismo di fallimento è piuttosto complesso; alcuni autori ipotizzano che il rilascio di detriti promuova l'insorgere di tutta una serie di reazioni con i tessuti circostanti, che conducono a mobilitazione della protesi e riassorbimento osseo.

Meno frequenti sono le rotture delle componenti metalliche (osservate mediamente in percentuali variabili tra lo 0.23 e l'11% dei casi). In questo caso la rottura per fatica (originata in un punto qualsiasi dello stelo oppure laddove sussistano concentrazioni di tensioni a causa di variazioni di materiali/trattamenti/forme) sembra essere la causa principale di fallimento.

Infine un problema rilevante è rappresentato dalla mobilitazione asettica causata dalle differenti proprietà meccaniche del PMMA rispetto al tessuto osseo circostante

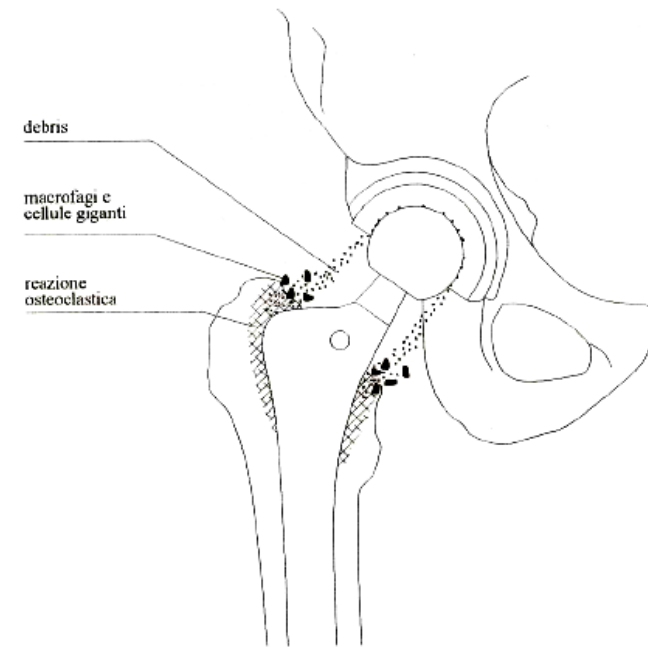


Il fallimento delle protesi



Il fallimento delle protesi

- La produzione di detriti di Polietilene è dovuta all'attrito sulle superfici articolari nel cotile di Polietilene.
- I detriti escono dall'accoppiamento e si depositano sulla superficie femorale resecata in prossimità dello stelo protesico e del gran trocantere.
- Nel caso in cui i detriti rimangano all'interno dell'articolazione, provocano l'usura a 3 corpi, che a sua volta produce un sensibile aumento di detriti peggiorando così il fenomeno ed i suoi esiti.
- In queste condizioni **la stabilità dell'interfaccia diminuisce progressivamente spostandosi verso zone sempre più distali.** In queste zone aumenta l'entità del carico trasmesso e nel tempo si arriva alla mobilizzazione.
- Questo fenomeno è stato osservato in maniera drammatica nei cotili privi di metal back, i quali subivano un'elevatissima usura nella zona posteriore a causa dei micromovimenti contro l'osso del bacino.



Sopravvivenza impianti

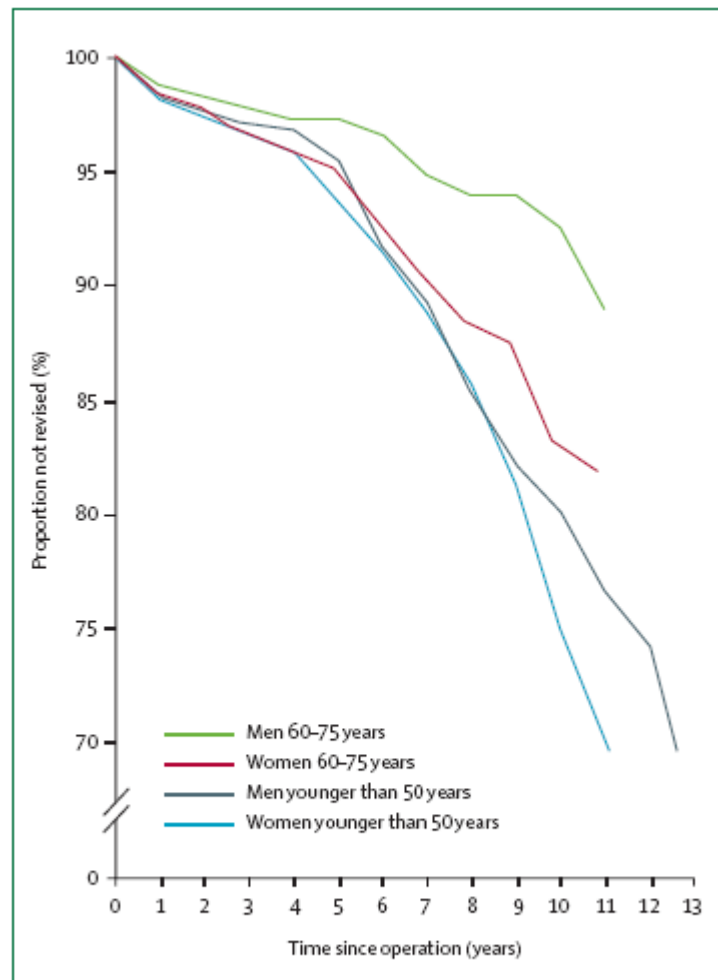


Figure 4: Survival of uncemented implants in patients younger than 50 years and older than 60 years based on data from the Swedish National Hip Arthroplasty Register, 2004

L'età del paziente condiziona la sopravvivenza dell'impianto nelle protesi non cementate

(pazienti più giovani e con uno stile di vita più attivo sollecitano maggiormente l'impianto)

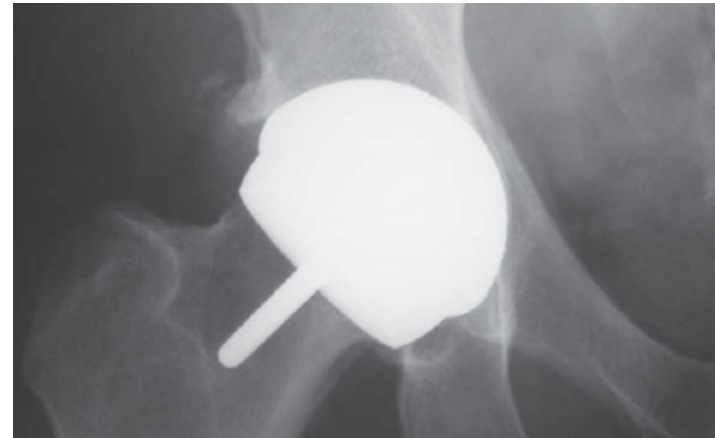
Un' alternativa: hip resurfacing

Le patologie artritiche dell'anca danneggiano in particolar modo le superfici del giunto, dunque intuitivamente, un trattamento protesico che miri a sostituire queste sole componenti, rappresenta la soluzione chirurgica intuitivamente più conservativa e logica.

Si parla di RESURFACING (rivestimento superficiale)

I primi approcci risalgono agli anni '70, con impianti composti da teste metalliche di elevato diametro accoppiate a coppe acetabolari polietilieniche cementate

I ridotti spessori, unitamente all'elevato attrito torsionale causato dalla geometria della testa, produceva tuttavia catastrofici fenomeni di usura del UHMWPE con osteolisi e fallimento dell'impianto (33% di fallimenti precoci e nel breve periodo)



Un' alternativa: hip resurfacing

L'hip resurfacing consiste, essenzialmente, nella sostituzione delle superfici articolari, femorale e acetabolare, con un rivestimento protesico sottile che RISPARMIA il sottostante tessuto osseo

Attualmente il tipo di protesi più utilizzato è di tipo "metal on metal"

- Componente acetabolare (coppa o cotile) fissata con press-fit
- Componente femorale (rivestimento epifisario) fissata con cemento
- Entrambe tipicamente realizzate in lega Co-Cr

A chi è consigliata?

- Uomini sotto i 50 anni fisicamente attivi
- Donne in fase pre-menopausa



Vantaggi e svantaggi

Vantaggi

- Trattamento estramamente conservativo (minima fresatura, massimo bone stock)
- Minor usura in forza della geometria della testa femorale (potenzialmente longevo, metallo su metallo)
- Maggior Range Of Motion e parametri del cammino più simili a quelli fisiologici
- Minor attrito e pressioni di contatto (carico distribuito su superfici maggiori)
- Minor rischio di lussazione
- Minor invasività
- Facilità di revisione

Svantaggi

- Difficoltà chirurgiche (lasciare praticamente intatta la testa del femore riduce l'accessibilità dell'acetabolo)
- Maggiori ritenzioni ioni Cromo-Cobalto (effetti tossici)
- Limiti di indicazione: pazienti giovani (< 65) attivi, osteoartrite primaria, necrosi con bone stock residuo adeguato, pazienti ad alto rischio di lussazione
- Controindicazioni: pazienti anziani, scadente qualità ossea (osteoporosi), Infezione, Tumori, Allergia agli elementi protesici

Complicanze

Negli ultimi 10 anni sono stati eseguiti circa 300.000 interventi di hip resurfacing con sistema di fissaggio ibrido (coppa acetabolare non cementata e componente femorale cementata) con il 98% di sopravvivenza dell'impianto a 5 anni

La prima causa di fallimento dell'impianto è la frattura del collo del femore

1.46% su 3497 "Birmingham hips" (periodo 1999-2004)

Distribuite in modo abbastanza simile su tutta la rima femorale

Survivorship: Results Comparable Globally

Author	Site	n	Survival	Follow Up (months)
Shimmin et al ¹	Melbourne	231	99.14 %	33 (25-52)
Ebied et al ²	Liverpool	100	99.00 %	17 (mean)
De Smet et al ³	Ghent	200	99.50 %	6 - 42
Treacey et al ⁴	Birmingham	144	98.00 %	60 (minimum)
McMinn et al ⁵	Birmingham	1,626	98.4 %	60 (minimum)



Esempi

