

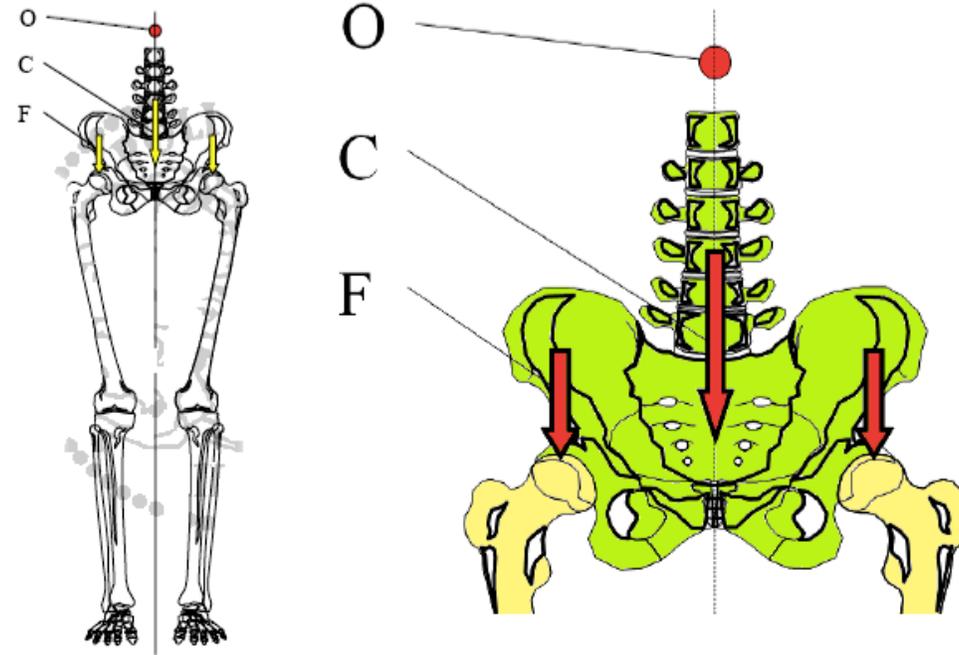
Total joint replacements are widespread and highly successful in restoring function to the synovial joints of the body. There are nearly 750,000 total joint replacements performed in the United States annually (2010). In Italy from 103.000 replacements in 2001 to more than 190.000 in 2016. The most commonly replaced joints are the hip and knee, followed by the spine, shoulder, elbow, and ankle.

The **HIP** is the simplest of these articulating junctions and comprises a conforming ball and socket joint with a wide range of motion including translation and rotation.

Due to the high conformity and cross-shearing motion that exist in the hip joint, a hip replacement experiences relatively low contact stresses (2–5 MPa). Due to its relatively simple (ball and socket) anatomy, the hip can rely on the joint conformity to provide much of its stability.

On the other hand, the KNEE has a more complex anatomy with relatively low conformity and relies on surrounding ligament structure for stability. **Knee articulation involves rolling, sliding, and rotation motion due to flexion and extension and results in an implant that is subjected to high contact stresses (20–40 MPa) and mostly uniaxial motion with some degree of rotation.** Shoulders and most of the other synovial joints fall somewhere between in terms of conformity, motion, and stress levels

L' articolazione d' anca



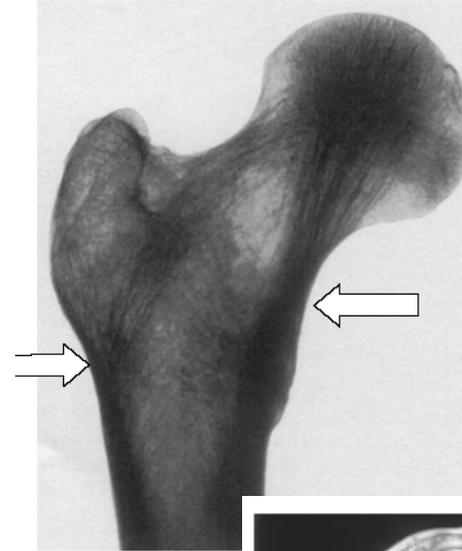
- Durante l' appoggio bipodalico il peso corporeo risulta distribuito sulle due articolazioni (che dunque subiscono un carico verticale di poche centinaia di N)
- Tuttavia esistono condizioni limite di **appoggio monopodalico** nelle quali la forza applicata può raggiungere **valori superiori a 7 volte 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**.

Epifisi femorale ed acetabolo

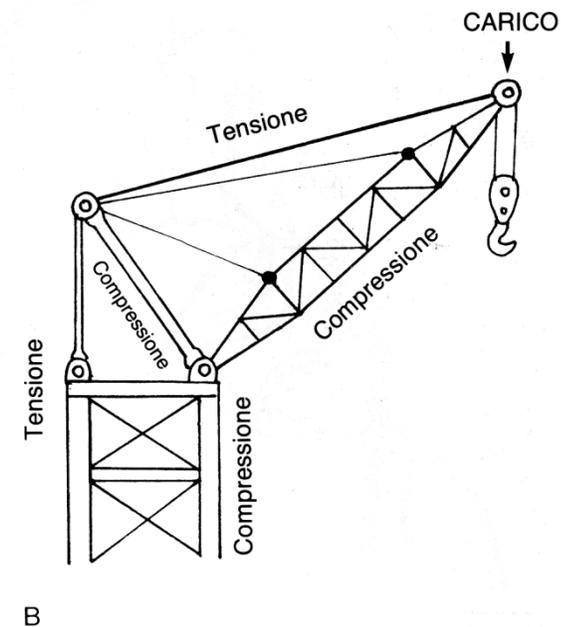
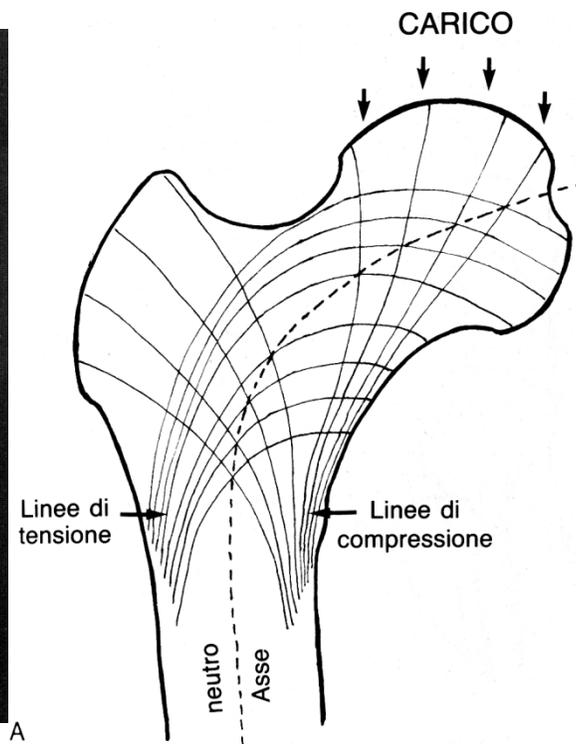
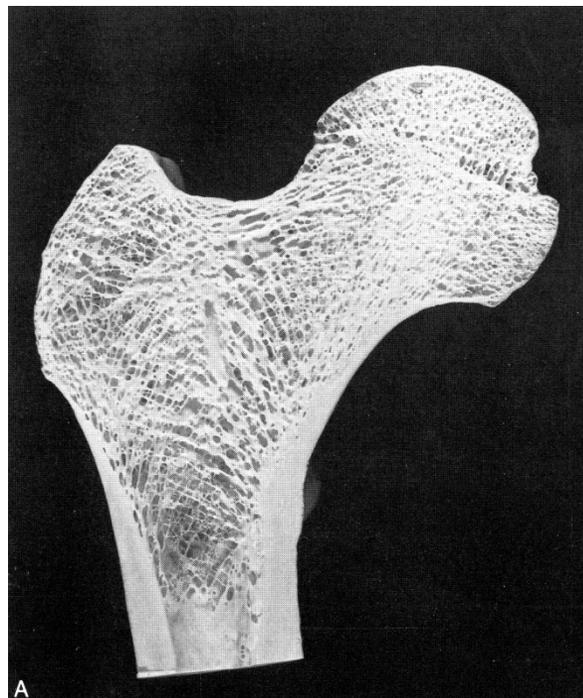
In un femore sano, la maggior parte delle sollecitazioni si distribuisce a livello delle porzioni prossimo-mediale e prossimo-laterale, subito al di sotto del grande trocantere; **i valori di stress più elevati si raggiungono all'inizio ed alla fine del ciclo della camminata.**

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.**

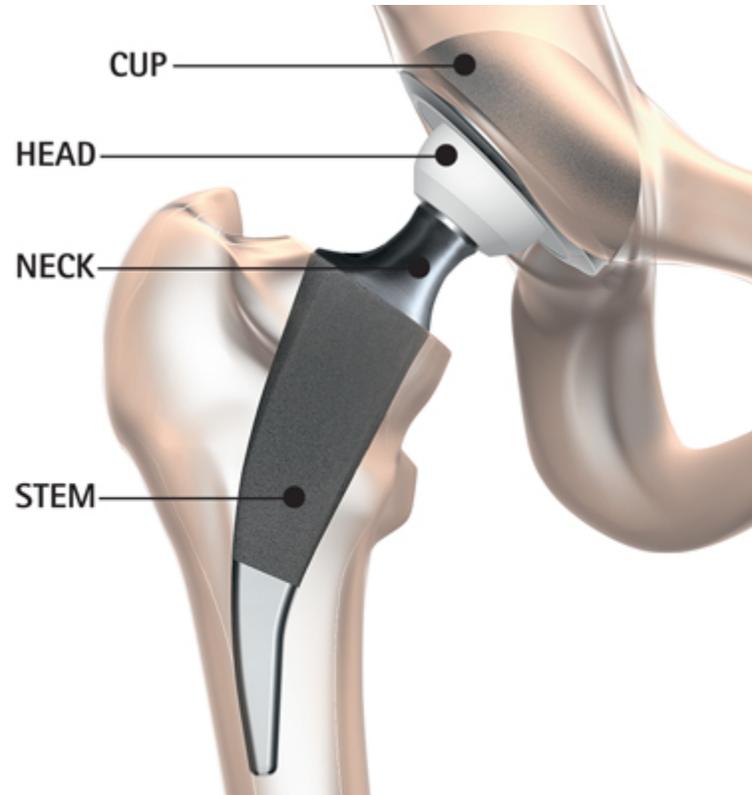


Distribuzione delle forze



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

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:

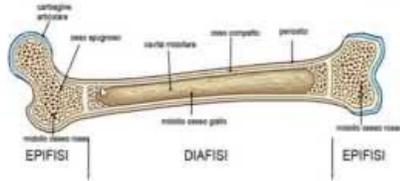
un collo snello consente una maggiore escursione del movimento. Sezioni non circolari privilegiano i movimenti su determinati piani

Lunghezza stelo:

in genere tra 110 e 145 mm.

Steli troppo lunghi aumentano il rischio di stress shielding

Struttura di una protesi d'anca



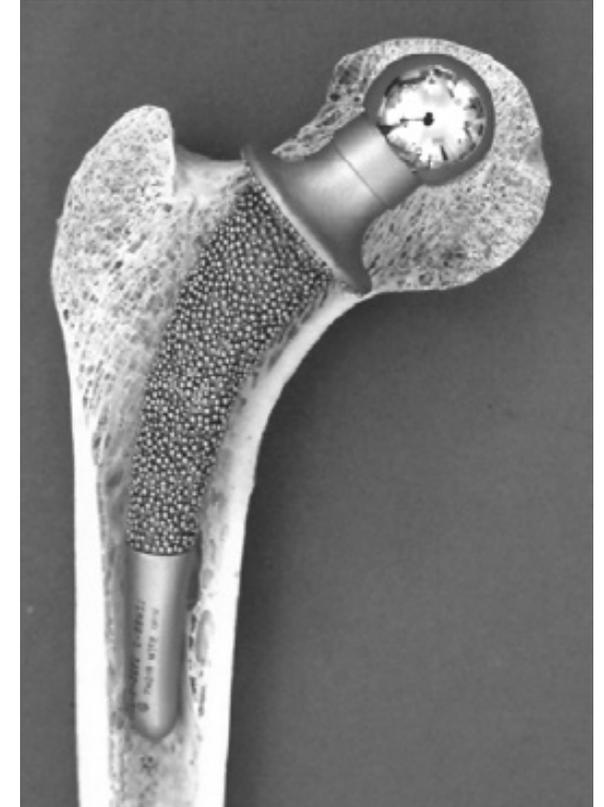
OSSA LUNGHE

FORMA CILINDRICA, CON LE ESTREMITÀ INGROSSATE.
IL TESSUTO SPUGNOSO SI TROVA NELLE EPIFISI.
IL TESSUTO COMPATTO NELLA DIAFISI MA ANCHE NELLE EPIFISI.

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

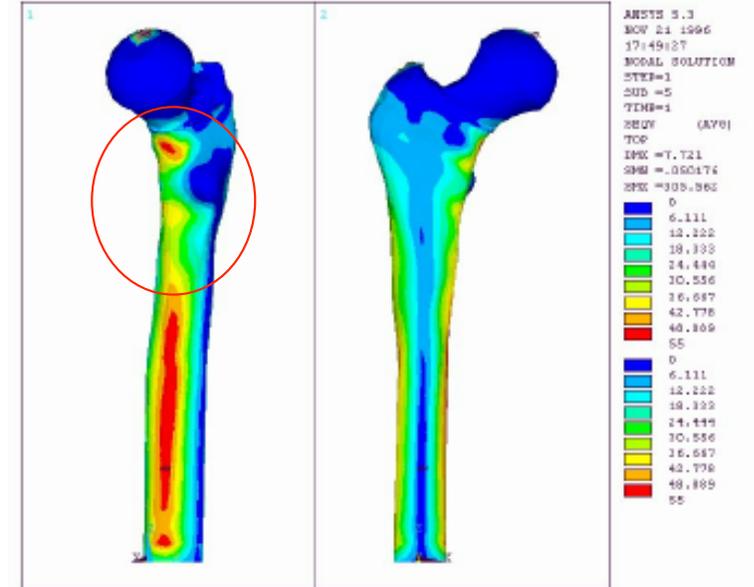
Struttura di una protesi d'anca

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



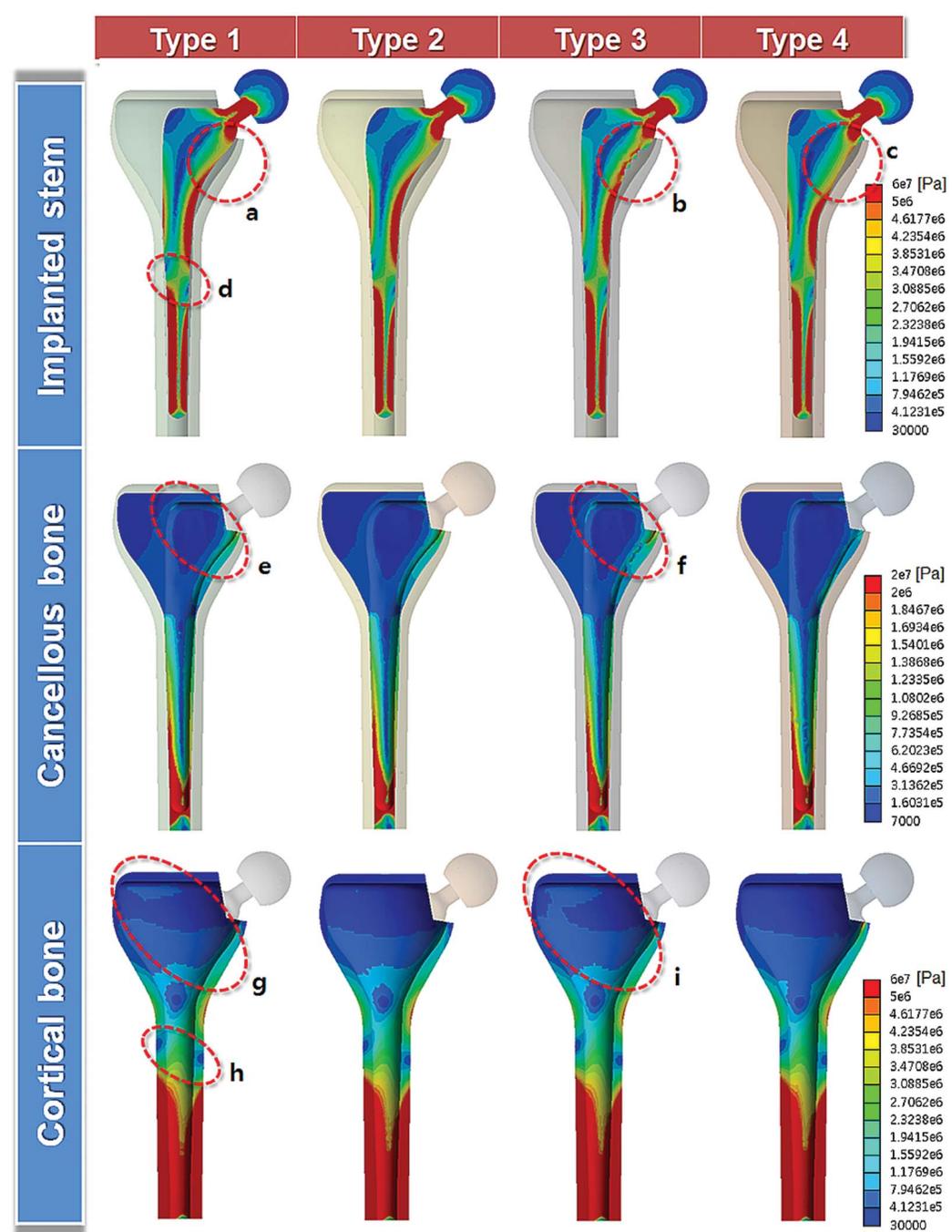
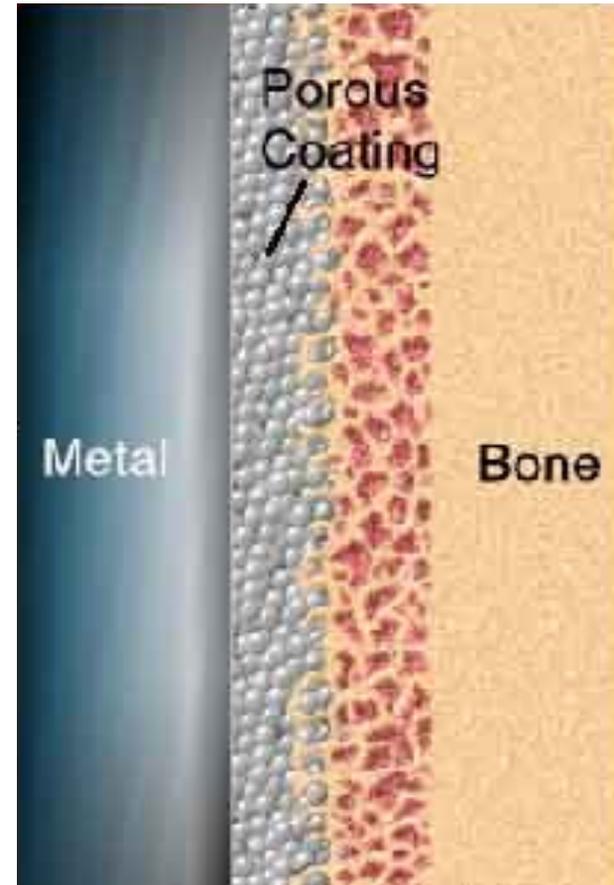
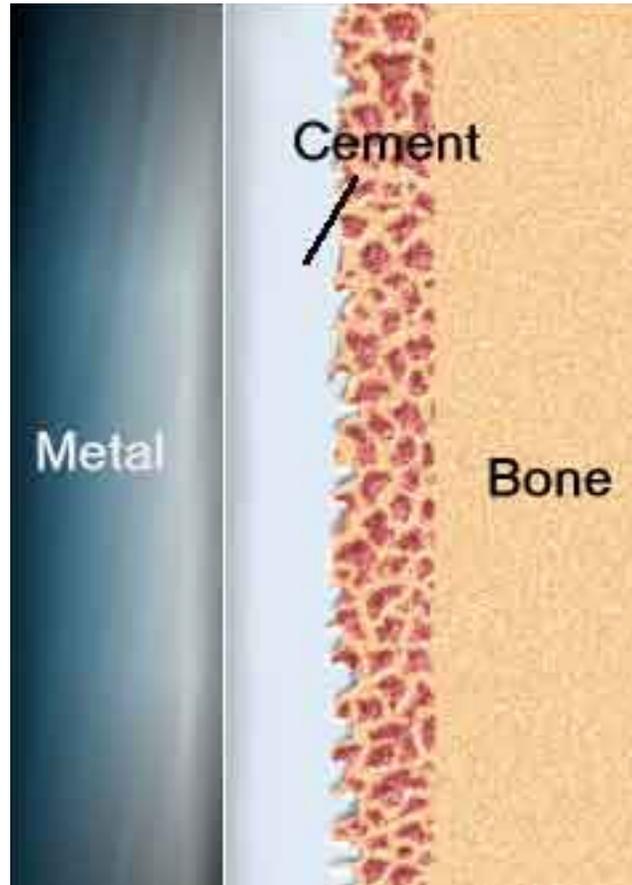


Figure 5. Equivalent stress distribution at the cross-section along the length of the implanted stem, cancellous bone and cortical bone.

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

Proprietà richieste ad un biomateriale per steli protesici

- **Alta resistenza meccanica** $R_s > 450 \text{ MPa}$
- **Adeguate rigidità** $E = 110-230 \text{ GPa}$
- **Elevata resistenza alla corrosione**
 - **generalizzata** $I_{\text{corr}} < 0,03 \text{ } \mu\text{g/cm}^2 \cdot \text{giorno}$
 - **localizzata** in fessura, per sfregamento
- **Biocompatibilità**
 - **non tossicità** Cu, Cd
 - **non allergenicità** Ni, V (Co, Al)

Resistenza meccanica: impianti ortopedici vs osso

Le dimensioni di un impianto ortopedico sono nettamente inferiori rispetto all' osso che devono sostituire (o supportare)

Per avere pari resistenza meccanica rispetto all' osso:

$$R_{s_{stelo}} > 5 \text{ volte } R_{osso}$$

$$R_{s_{mezzo di sintesi}} > 7 \text{ volte } R_{osso}$$

$$R_{osso} = 130 \text{ MPa} \quad R_{s_{stelo}} > 650 \text{ MPa} \quad R_{s_{mezzo di sintesi}} > 900 \text{ MPa}$$

Rigidezza di impianti sostitutivi dell' osso vs osso

La **rigidezza** dipende sia dal **modulo di elasticità (E)** che dal **momento di inerzia (I)**, legato a forma e dimensione.

Per avere pari rigidezza rispetto all' osso:

$$E_{\text{stelo}} = 4-6 \text{ volte } E_{\text{osso}}$$

$$E_{\text{mezzo sintesi}} = 20-30 \text{ volte } E_{\text{osso}}$$

$$E_{\text{osso}} = 17-18 \text{ GPa}$$

$$E_{\text{metallo}} = 90-230 \text{ GPa}$$

Resistenza a fatica e tenacità: impianti ortopedici vs osso

L' osso è una struttura in grado di rigenerarsi e pertanto non è suscettibile a fatica e eventuali microfessurazioni possono essere riassorbite

I materiali sintetici non si rigenerano e devono pertanto avere capacità di sopportare microfessurazioni molto superiori a quella dell' osso:

$$K_{Ic_{\text{impianto}}} \gg K_{Ic_{\text{osso}}}$$

$$K_{Ic_{\text{osso}}} = 3-8 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{-1/2} \quad K_{Ic_{\text{impianto}}} > 30 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{-1/2}$$

Caratteristiche meccaniche: materiali

	E GPa	R/R _s MPa	K _{Ic} MPa.m ^{-1/2}
● Osso corticale	18	R = 130	3-8
● Metallo (Ti6Al4V)	110	R _s = 780	75
● Ceramica (Al₂O₃)	380	R = 500	4
● Polimero (PMMA)	3	R = 80	1,5
(UHMWPE)	1,2	R _s = 24	5



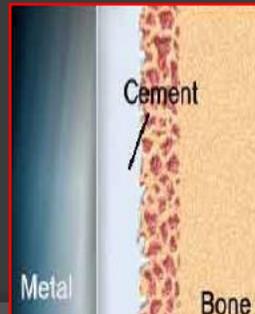
Quale tipo di protesi d'anca impiantare ?



Strategia chirurgica - **Protesi cementate**

Vantaggi

- ✓ **Stabilità immediata (PMMA)**
- ✓ **Uniforme distribuzione stress sull'osso**
- ✓ **Carico precoce**
- ✓ **Costo economico contenuto**





Quale tipo di protesi d'anca impiantare ?



Strategia chirurgica - **Protesi cementate**

Svantaggi

- ✓ **Tecnica di cementazione**
- ✓ **Invecchiamento del cemento**
(perdita resistenza meccanica,
frammentazione del cemento)
- ✓ **Alterazioni all'interfaccia**
osso-cemento-protesi
- ✓ **Maggior rischio intraoperatorio**
- ✓ **Complicanze tecniche nelle**
revisioni



Protesi cementata

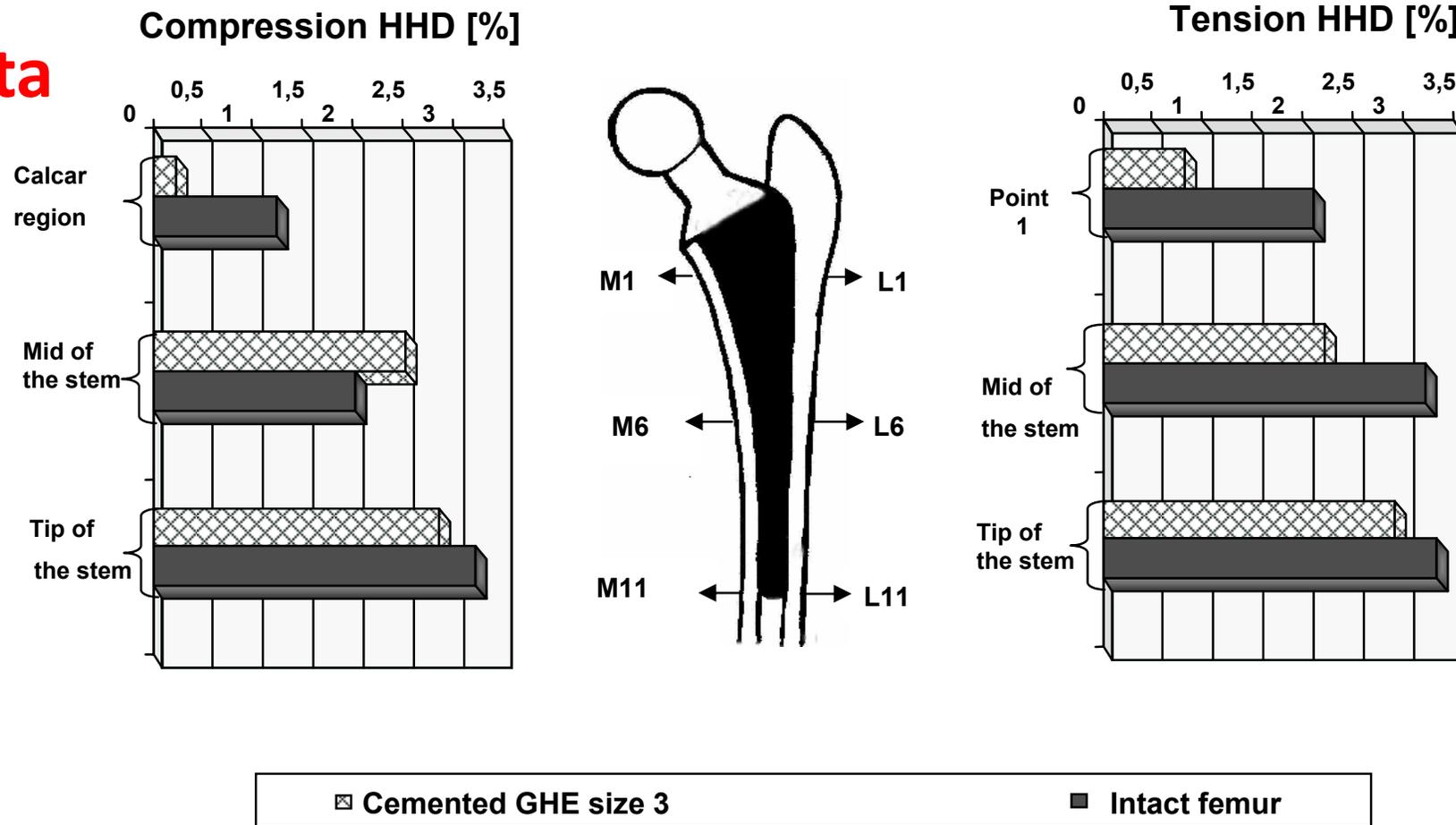
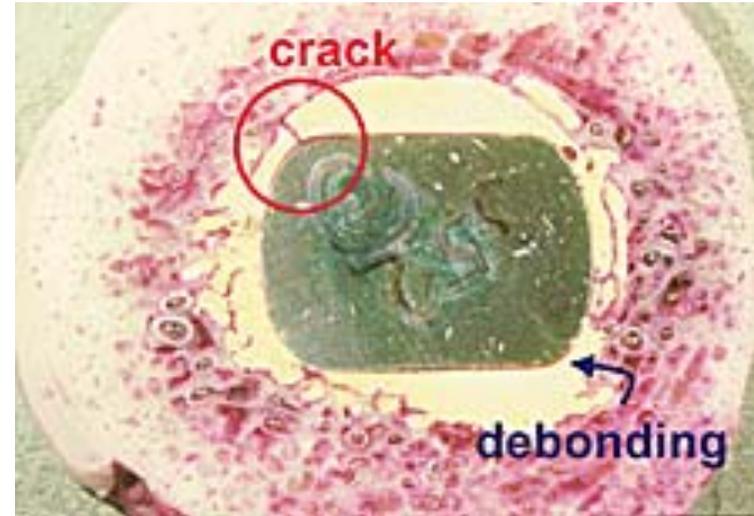
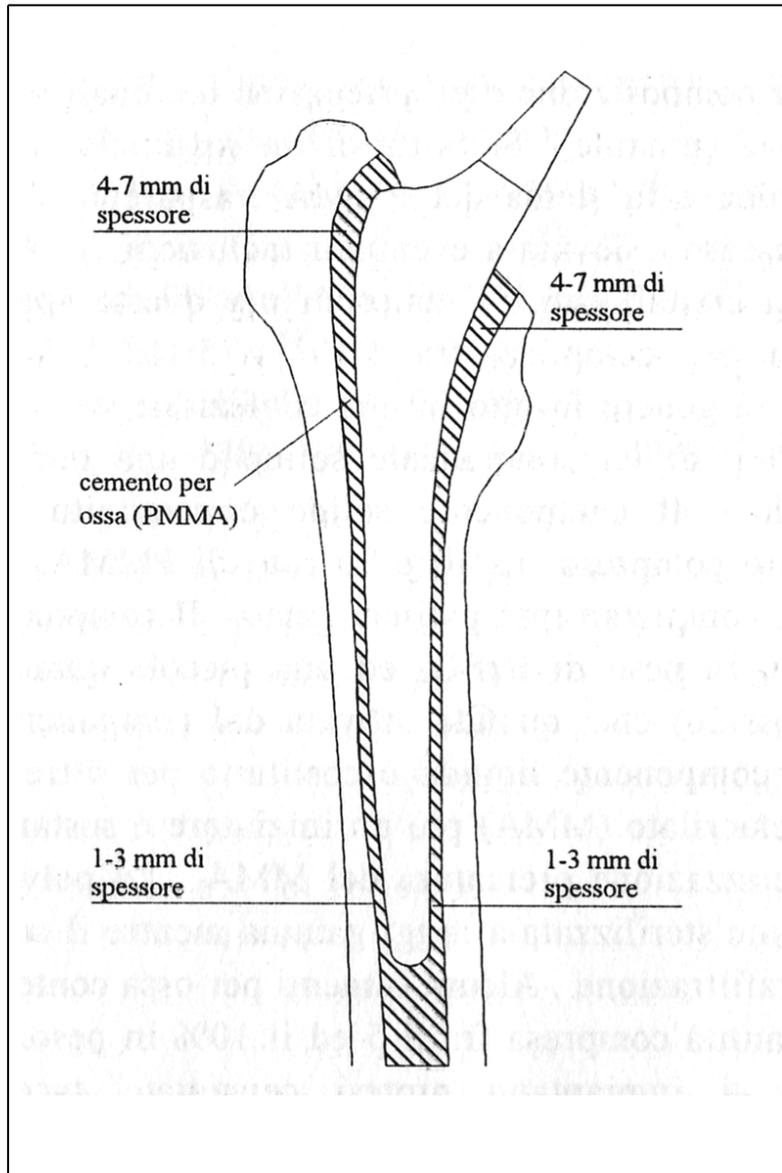


Fig. 36

Graphs showing bone strains at three locations along both medial and lateral surfaces of the implanted femur (cemented stem, size 3) and intact femur. The smallest strain values were proximally at the calcar region, but gradually increased distally where the maximum values were near the tip of the stem.

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



Quale tipo di protesi d'anca impiantare ?



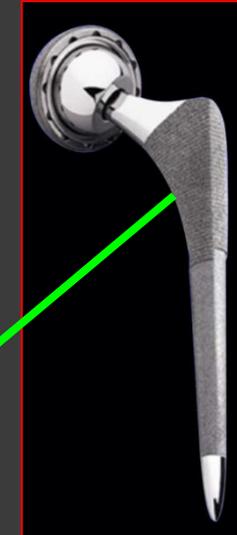
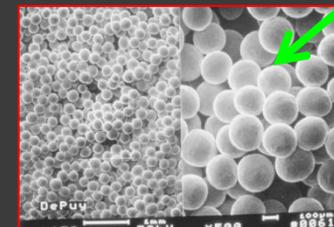
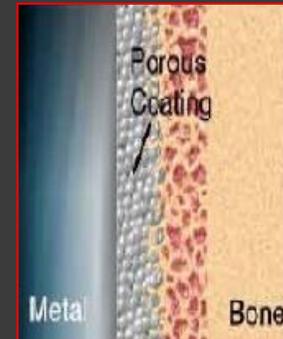
Strategia chirurgica - **Protesi non cementate**

Vantaggi

- ✓ Minor lussabilità (Doppia Mobilità)
- ✓ Stabilità immediata
(press fit e fit and fill)
- ✓ Impianto più "fisiologico"
(bone-ingrowth)



- ✓ Integrazione impianto
osso ospite nel tempo (bone remodelling)





Quale tipo di protesi d'anca impiantare ?



Strategia chirurgica - **Protesi non cementate**

Svantaggi

- ✓ **Posizionamento cotile difficoltoso (doppia Mobilità)**
- ✓ **Tecnica chirurgica rigorosa**
- ✓ **Possibilità di risposta non ottimale dell'osso (dolore e scollamento precoce)**
- ✓ **Costo economico elevato (design e tecnologia dei biomateriali)**





Quale tipo di protesi d'anca impiantare ?



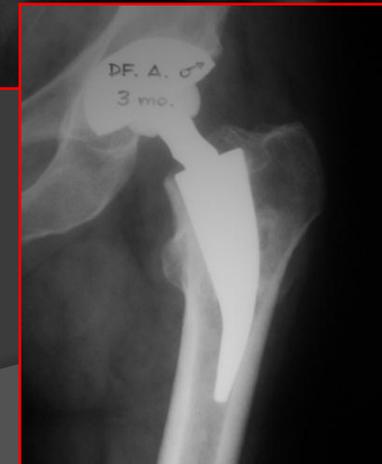
Strategia chirurgica - **Protesi non cem. MIS**

Vantaggi

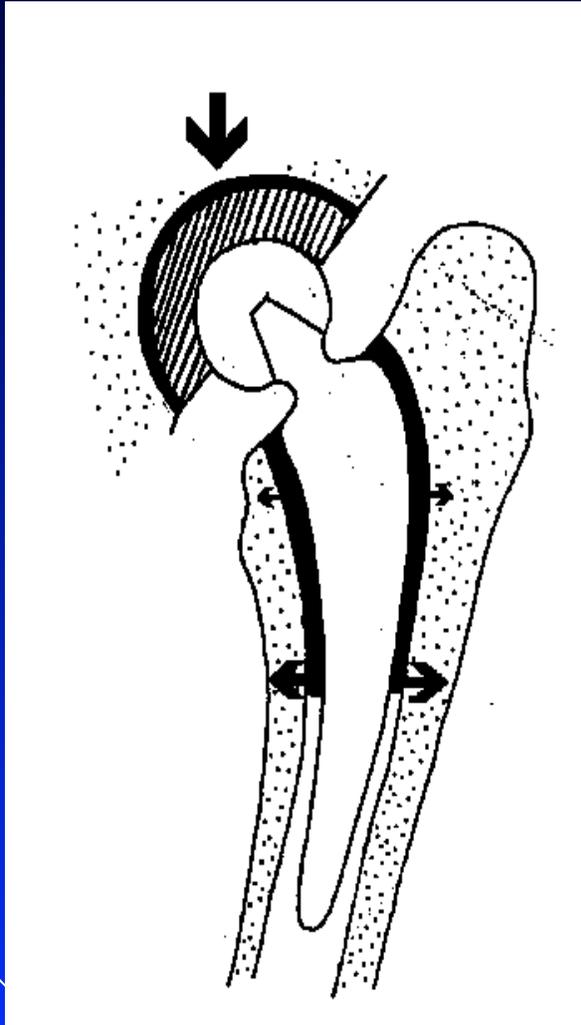
✓ **Risparmio bone stock
(fit without fill)**



✓ **Maggior patrimonio osseo
in caso di revisione**



Trasferimento del carico nelle protesi non cementate



- In presenza di uno **stelo rigido**, il carico applicato (5-8 volte il peso corporeo) si trasferisce dallo stelo all'osso essenzialmente in zona **distale (stress shielding)**
- In condizioni di stress shielding, nelle protesi non cementate l'**osso** in zona prossimale, meno sollecitato rispetto alla condizione fisiologica, tende a **riassorbirsi**
- Ciò può portare a **mobilitazione** dello stelo, con anche possibile insorgenza di fenomeni di **fatica** localizzati al terzo distale dello stelo

Caratteristiche ottimali degli steli di protesi non cementate

E' opportuno progettare **steli non cementati poco rigidi**, che pertanto dovrebbero avere:

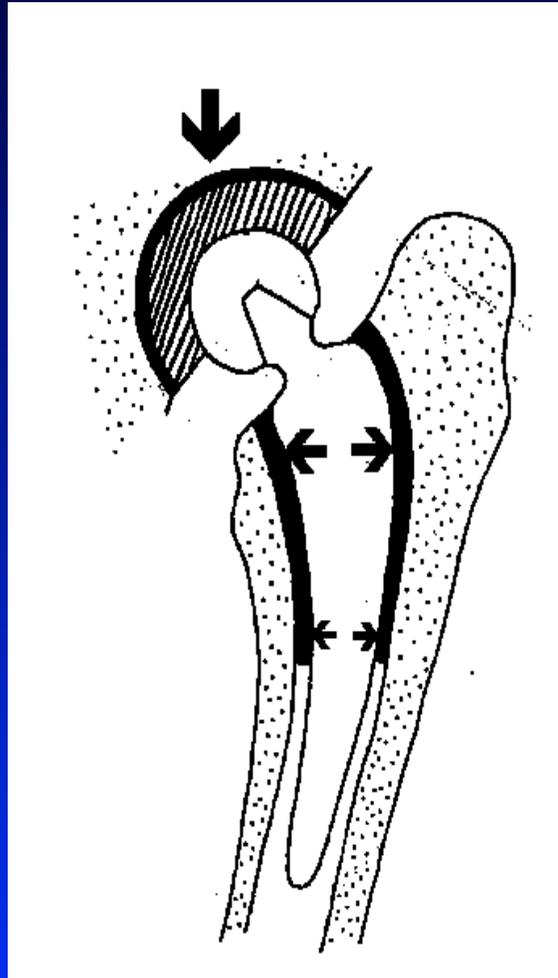
- basso momento di inerzia: **dimensioni contenute**
- basso modulo di elasticità: in **lega di titanio** (110 GPa)
- **rivestimenti** osteoconduttori solo in zona **prossimale**: per favorire presa prossimale anziché distale e minimizzare i rischi di rottura per fatica

Momento d'inerzia
del cilindro
 $1/2 M R^2$

Momento d'inerzia di
una sfera
 $2/5 M R^2$

Momento d'inerzia di
un parallelepipedo
 $M (a^2/12 + b^2/12)$

Trasferimento del carico nelle protesi cementate

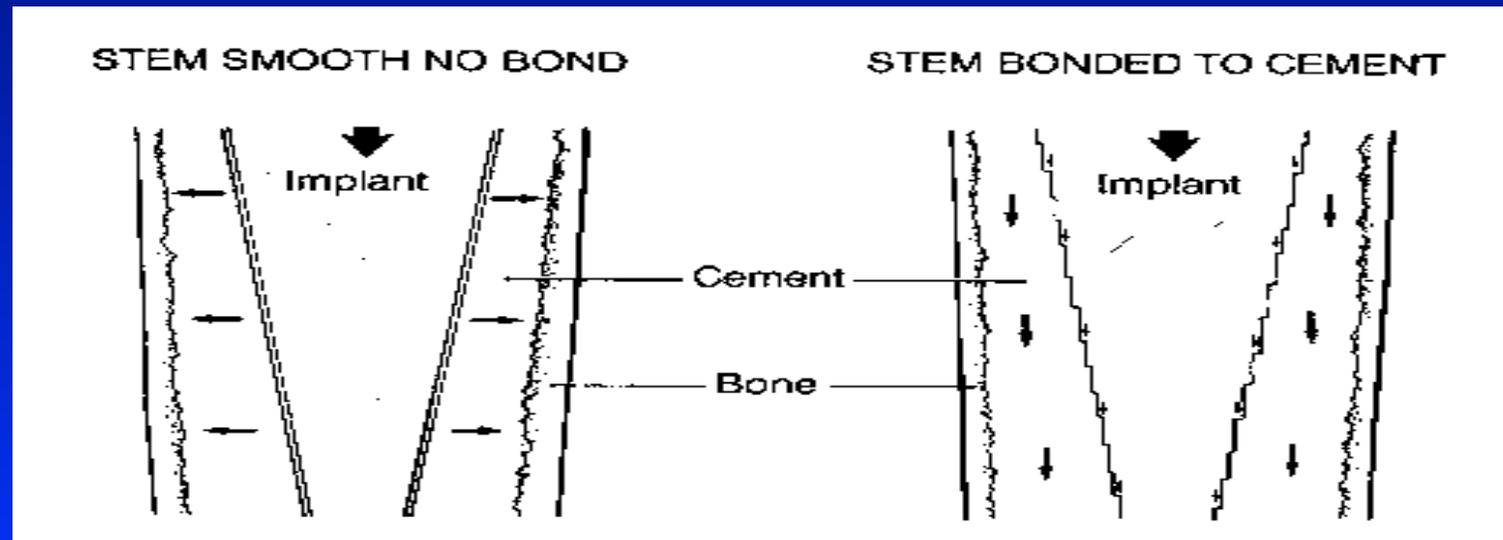


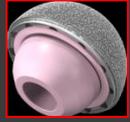
- In presenza di uno stelo **poco rigido**, il carico applicato si trasferisce dallo stelo al cemento essenzialmente in zona **prossimale**
- In tale situazione il **cemento** in zona prossimale viene **eccessivamente sollecitato** e può frammentarsi per fenomeni di **fatica**
- Ciò può determinare una progressiva **mobilitazione** dello stelo

Caratteristiche ottimali degli steli di protesi cementate

Gli steli cementati devono essere **rigidi**, pertanto dovrebbero avere:

- alto momento di inerzia: **dimensioni non** eccessivamente **contenute**
- alto modulo di elasticità: in **lega di cobalto** (230 GPa)
- superficie **liscia**: per favorire **subsidenza** e fare sì che la sollecitazione all' interfaccia cemento/osso sia di compressione e non di taglio





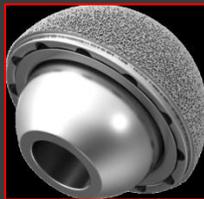
Quali novità nella moderna protesi d'anca ?



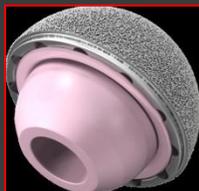
La ricerca di un accoppiamento resistente e con poca usura è stata ed è oggetto di importanti studi.



PE: basso costo, resistente, elastico... MA si usura.
Non si ha esperienza sul nuovo PE+Vit. D.



M/M: alta resistenza, no usura... MA rilascio di ioni metallo → **METALLOSI**



C/C: alta resistenza, no usura... MA alti costi e fragilità.



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.

