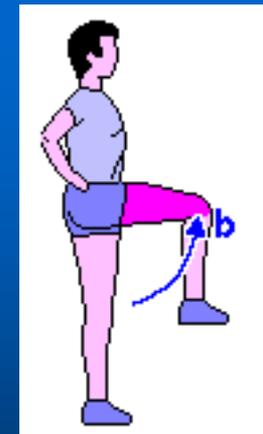
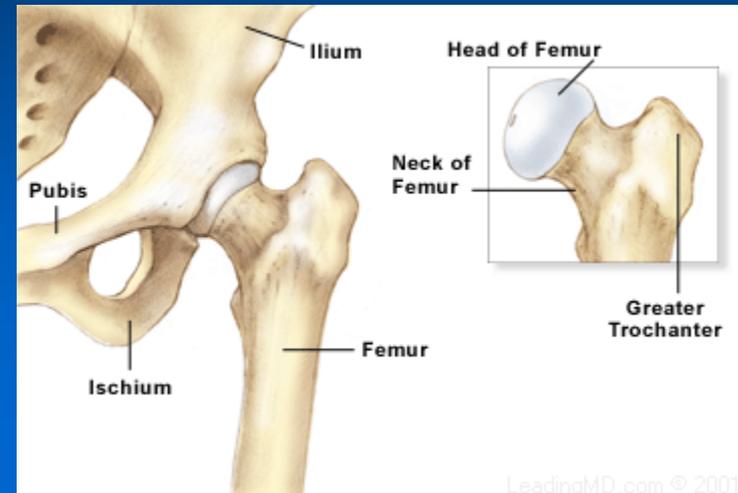


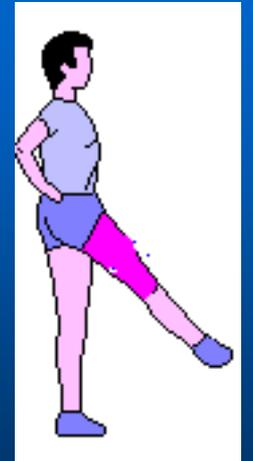
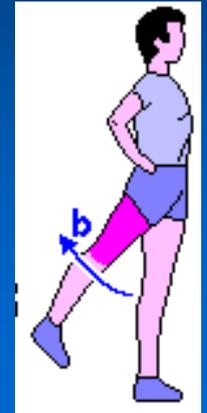
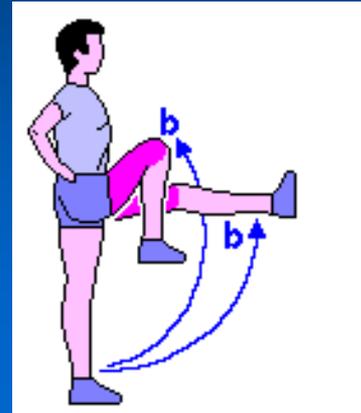
# Articolazione Dell'anca

- Articolazione tra osso iliare a testa del femore
- DIARTROSI - enartrosi
- Priva di disco
- Sostiene il peso corporeo e le forze di compressione durante il movimento delle gambe
- Ammette tre gradi di libertà:
  - a) Adduzione abduzione
  - b) Flesso estensione (spin)
  - c) Itra-extra rotazione (o torzione)



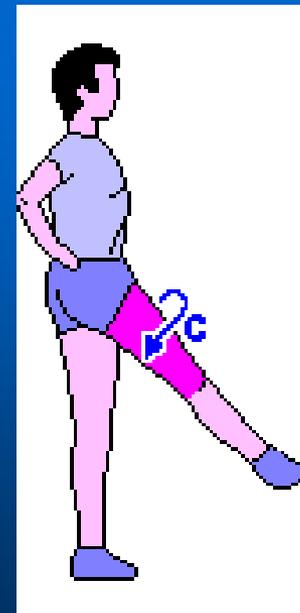
# Range articolari per l'anca

- Flessione 110-130° Piegare il ginocchio e portare la coscia vicino all'addome
- Estensione 30° Spostare la coscia indietro senza muovere il bacino
- Abduzione 45-50° Spostare la coscia fuori dalla linea mediana
- Adduzione 20-30° Portare la coscia verso ed attraverso la linea media



## Range articolari per l'anca

- Rotazione interna  $40^{\circ}$  Flettere il ginocchio e spostare la parte inferiore della gamba fuori della linea mediana
- Rotazione esterna  $45^{\circ}$  Flettere il ginocchio e spostare la parte inferiore della gamba verso la linea mediana

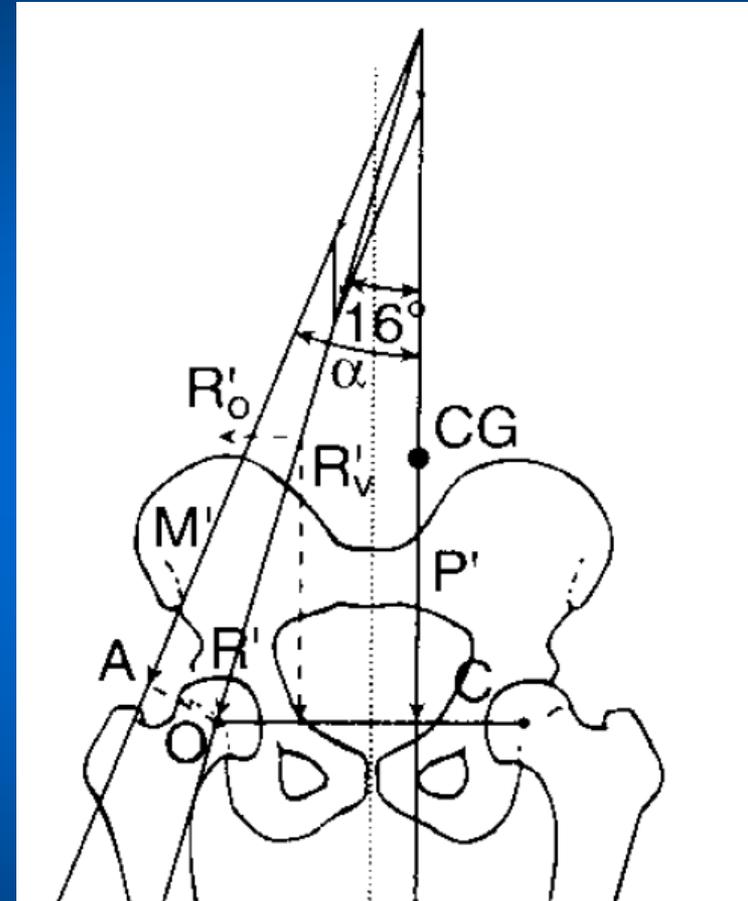


# Sollecitazioni sull'articolazione dell'anca

Sollecitazioni sull'articolazione

I carichi agenti sull'anca variano al variare del peso corporeo, della posizione del corpo e delle forze esterne applicate

Quando l'individuo è in posizione eretta, il peso corporeo viene trasmesso dalla vertebra lombare L5 alla base sacrale, alle articolazioni sacroiliache, all'ileo e all'ischio, ai femori, poi alle tibie e ai piedi.



# Sollecitazioni sull'articolazione dell'anca

CG = centro di gravità

$\alpha$  = angolo tra la retta d'azione dei muscoli abduttori e la verticale

$P'$  = peso corporeo escluso un arto inferiore

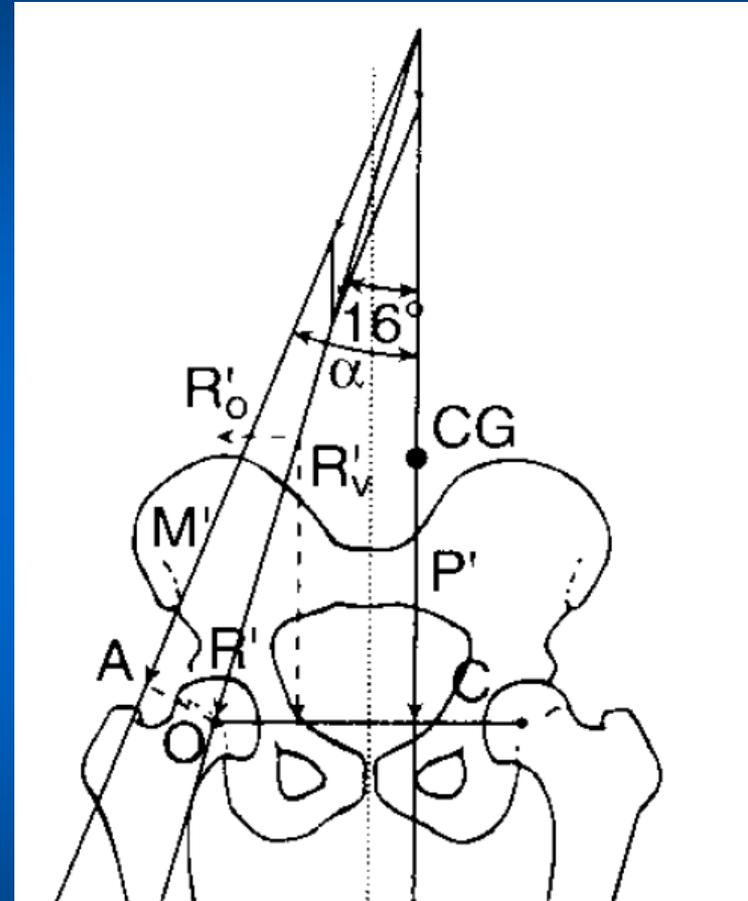
$M'$  = forza muscolare

$R'$  = risultante articolare

$R'_v$  e  $R'_o$  = componenti verticale e orizzontale della risultante articolare

AO = braccio del momento esercitato da  $M'$  intorno al centro dell'articolazione

OC = braccio del momento esercitato da  $P'$  intorno al centro dell'articolazione



# Sollecitazioni sull'articolazione dell'anca

- per l'equilibrio delle forze si ha:

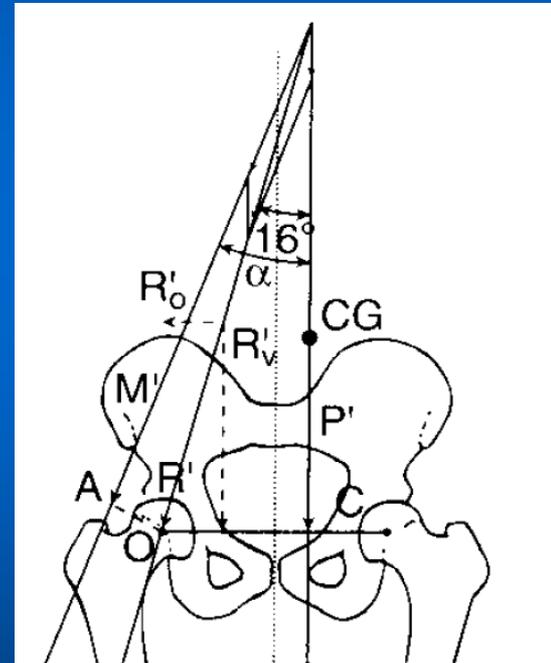
$$M' = P' \frac{\overline{OC}}{\overline{AO}}$$

$$R'_v = -P' - M' \cos \alpha = -P' \left( 1 + \frac{\overline{OC}}{\overline{AO}} \cos \alpha \right)$$

$$R'_o = -M' \sin \alpha = -P' \frac{\overline{OC}}{\overline{AO}} \sin \alpha$$

$$R' = \sqrt{R_v'^2 + R_o'^2}$$

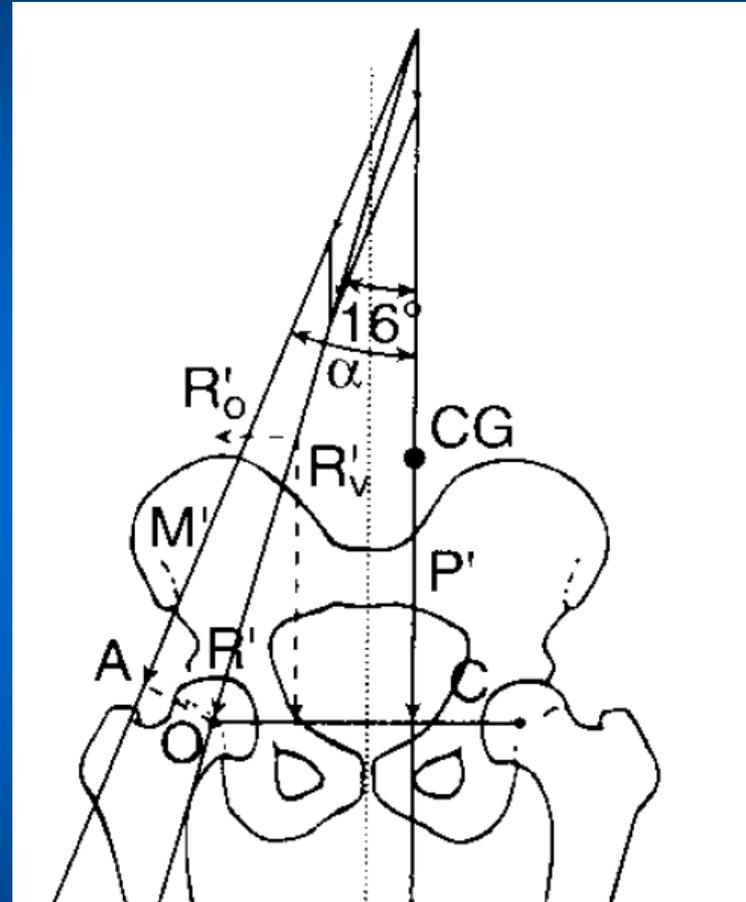
$$R' = P' \sqrt{1 + \frac{\overline{OC}^2}{\overline{AO}^2} + 2 \frac{\overline{OC}}{\overline{AO}} \cos \alpha}$$



## Sollecitazioni sull'articolazione dell'anca

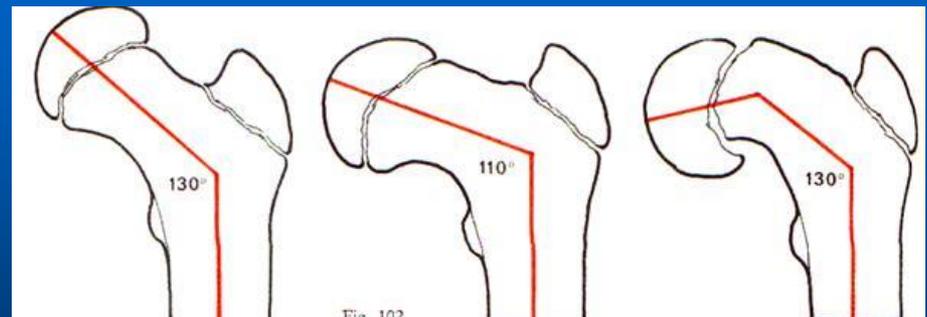
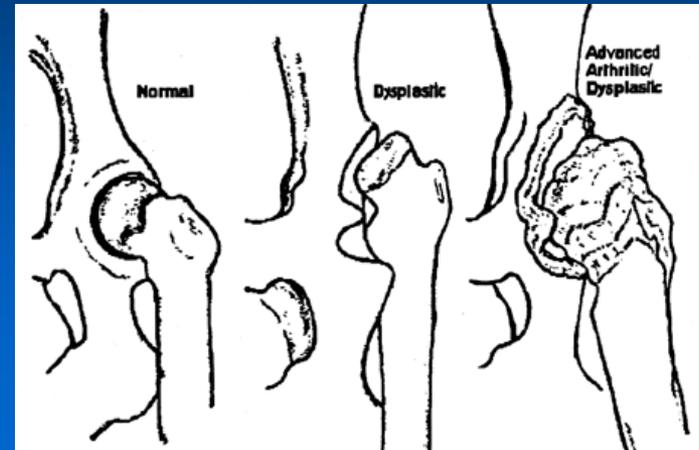
- Il braccio AO è più piccolo di quello del peso corporeo OC. La forza combinata dei muscoli abduttori sarà quindi più grande del peso corporeo. La risultante delle forze articolari  $R'$  è orientata di circa  $16^\circ$  sul piano frontale rispetto all'asse verticale.

$R$  è pari a circa 4 volte il peso corporeo nella fase di appoggio unipodale nella deambulazione lenta



# Artrosi dell'anca:

- Displasia dell'anca (congenita) (deformazione dell'osso)
- Coaxaplana (osteocondrosi infantile)
- Coaxavara (epifisiolisi)



# Sintomatologia

Il dolore si avverte sull'anca, fascia interna della coscia e ginocchio.

Diminuisce l'abduzione e l'intrarotazione, mentre la flessione è consentita più a lungo

Coaxartrosi distruttiva dell'anca: particolarmente veloce negli anziani obesi e con osteoporosi

## Terapia chirurgica dell'artrosi dell'anca:

- Mezzo più efficace per lenire il dolore e spesso ripristinare il movimento
- Unico modo di correggere deviazioni dell'asse di carico e incongruenze articolari (prevenzione, rallentamento dell'avanzamento)
- Curativa – Profilattica
- Osteotomie – correzioni chirurgica dell'osso e dell'asse di carico
- Artrodesi – anchilosi chirurgica della parte infiammata:  
riduzione mobilità -> diminuzione del dolore e stabilità articolare
- Artroprotesi: Sostituzione di entrambi i capi articolari con protesi in metallo, polietilene o ceramica
  - Svantaggi: durata della protesi

# Protesi d'anca



## Protesi di Smith

- Smith-Petersen (1936) realizza la prima cupola in materiale non biologico (vetro, celluloide, bakelite, metallo)
- Inizio delle ricerche sull'ancoraggio



## La protesi di Judet

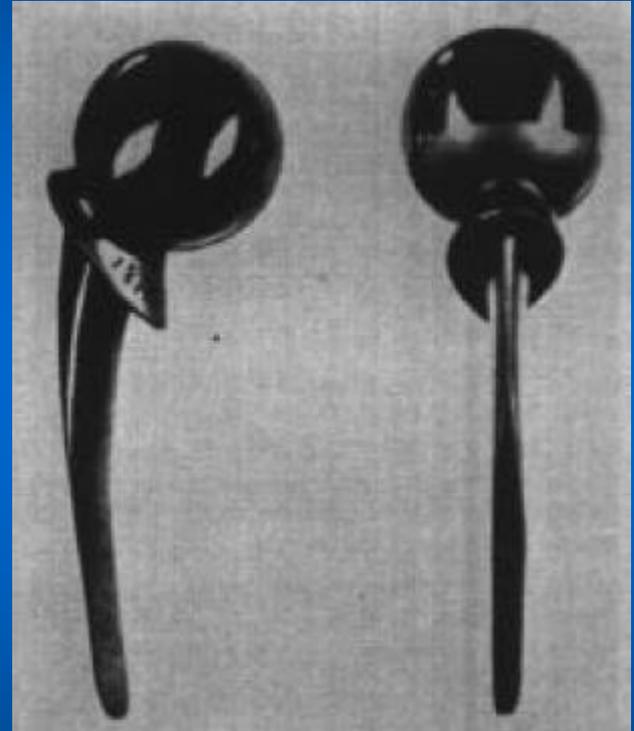
- Protesi di Judet (1950): Protesi cefalica di femore in materiale acrilico.
- Successivi tentativi di protesi in metallo.



Risultati: Buona meccanica immediata ma sintomatologia dolorosa e mobilità ridotta dopo alcuni anni

## Thompson – Moore

- Thompson (1954) e Moore (1957) realizzano le prime protesi ad ancoraggio diafisario in Vitallium.
- Non si sono ancora considerate le proprietà meccaniche di contatto.
- Forte usura della protesi



# La protesi di Charnley

- 1960 – introduzione della cemento acrilico
  - 1970 - Artroprotesi totale d'anca di Charnley: Superfici di carico stabili, basso attrito e stabilmente ancorate al tessuto osseo.
- Risultati: ottimi eccettuato per gli scollamenti
- Modifiche del modello, della tecnica di cementazione e nella pratica chirurgica
  - Concetto BASE: Protesi a basso coefficiente di attrito e componenti cementate

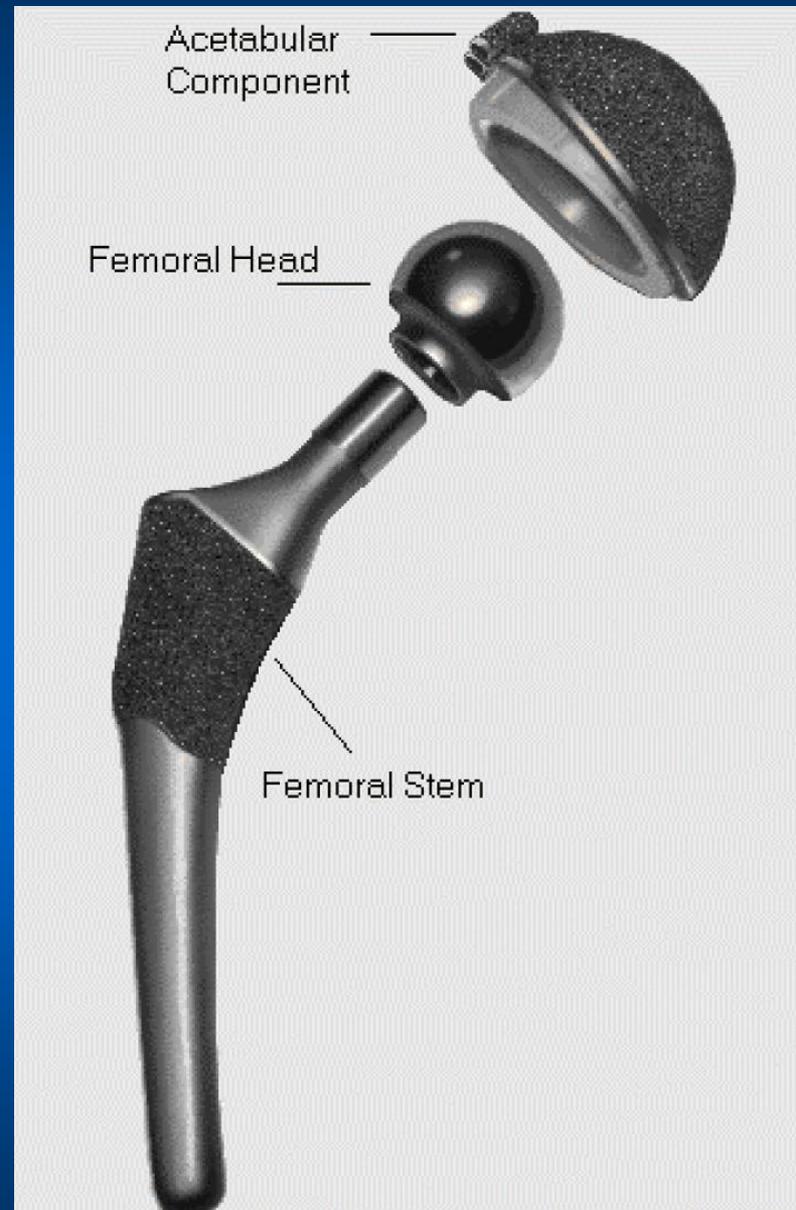


# La protesi di Charnley

- Artroprotesi di Charnley: pietra di paragone per i risultati delle nuove protesi
- Studia avanzati in
  - Eliminare l'impiego del cemento
  - Migliorare le protesi cementate

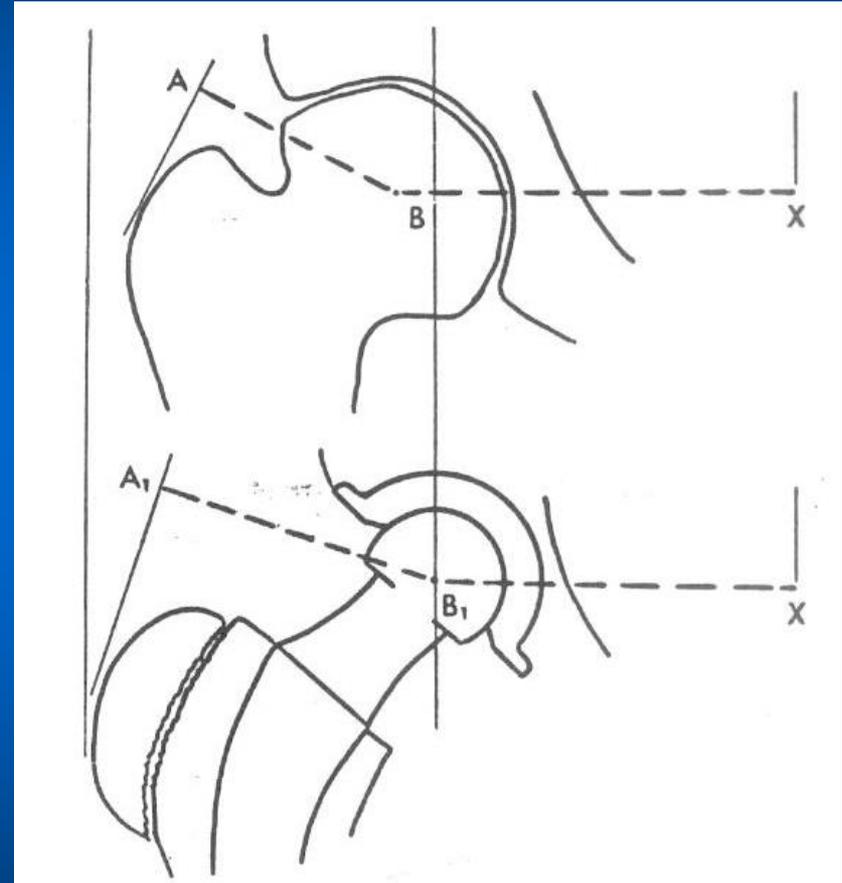
Le **protesi** possono essere cementate o a "press-fit". Nel primo caso la stabilità dell'impianto è determinata dalla presenza del **cemento**, si utilizzano in persone di età avanzate. Nelle **protesi** "press-fit" la stabilità primaria è data dalla perfetta congruenza fra cavità ossea e forma dell'impianto. In seguito intervengono fenomeni di neo-formazione ossea intorno alla **protesi** che conferiscono la stabilità secondaria all'impianto. Per questo motivo le **protesi** non cementate presentano superfici rugose (per aumentare la superficie di contatto fra osso e impianto) o sono rivestite di sostanze osteo-induttrici (idrossiapatite).

# Protesi Attuale



# Biomeccanica della protesi d'anca

- Carichi equivalenti a 3-5 volte, fino a 10-12 volte il peso corporeo
- Descrizione del carico: forza applicata ad un braccio di leva che va dal centro di gravità del corpo al centro della testa del femore
- Charnley in protesi totale: diminuzione del braccio del carico ed aumento del braccio degli abduttori: si ottimizza la spinta muscolare.



# Biomeccanica della protesi d'anca

- Maggior numero di rotture in protesi in acciaio inossidabile:  
Deformazione del gambo e successiva rottura a fatica
- Soluzione: nuovi materiali, sezione trasversa maggiorata, miglioramento delle tecniche di cementazione

## Attrito

- Coefficiente di attrito tra testa metallica e coppa in polietilene
  - (forma, finitura, materiali impiegati, carico, lubrificante)
- Attrito nell'articolazione dell'anca: 0.008-0.02
- Attrito in artroprotesi metallo-metallo: 0.8 (Maggiore con ceramica)
- Attrito in artroprotesi metallo-polietilene: 0.02

# Attrito ed usura

Fattori che generano l'usura:

- Coefficiente di attrito (forma, irregolarità, materiali)
  - Lubrificazione
  - Carico e pressione
  - Lunghezza del ciclo
  - Numero di cicli
  - Durezza dei materiali
- 
- L'usura della testa metallica e' del tutto trascurabile rispetto a quello della coppa
  - L'asportazione della coppa in pazienti con impianti piu che decennali ha rivelato la massima usura nella posizione superiore dell'invaso. La superficie inferiore risulta come inutilizzata