



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 613

DATA: 04/09/2013

A P P U N T I

STUDENTE: Arlotta

MATERIA: Biochimica e Biomeccanica + Esami

Prof. Bignardi - Ciardelli

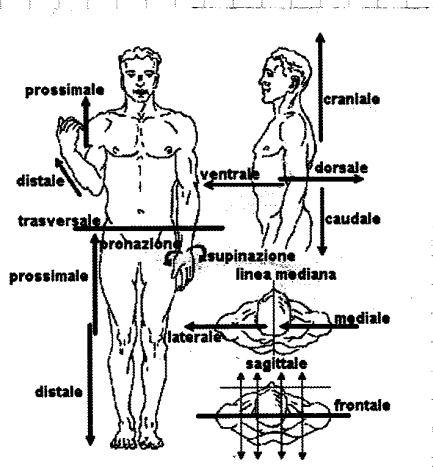
Il presente lavoro nasce dall'impegno dell'autore ed è distribuito in accordo con il Centro Appunti.

Tutti i diritti sono riservati. È vietata qualsiasi riproduzione, copia totale o parziale, dei contenuti inseriti nel presente volume, ivi inclusa la memorizzazione, rielaborazione, diffusione o distribuzione dei contenuti stessi mediante qualunque supporto magnetico o cartaceo, piattaforma tecnologica o rete telematica, senza previa autorizzazione scritta dell'autore.

**ATTENZIONE: QUESTI APPUNTI SONO FATTI DA STUDENTIE NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.**

OSSA

DISPOSIZIONE GENERALE del CORPO UMANO



MEDIALE vicino al piano sagittale mediale

LATERALE lontano al piano sagittale mediale

CRANIALE verso l'estremità superiore

CAUDALE verso la parte terminale

VENTRALE anteriore

DORSALE posteriore

PROSSIMALE la parte del corpo più vicina al punto di attacco al trauco

DISTALE la parte del corpo più lontana al punto di attacco al trauco

FLESSIONE movimento di un'articolazione in cui l'angolo fra i due segmenti si riduce

ESTENSIONE movimento di un'articolazione in cui l'angolo tra i due segmenti aumenta

ABDUZIONE allontanamento di un arto dal piano sagittale mediale verso l'esterno del corpo

ADDUZIONE avvicinamento di un arto al piano sagittale mediale

ROTAZIONE movimento di rotazione attorno all'asse longitudinale del trauco e degli arti

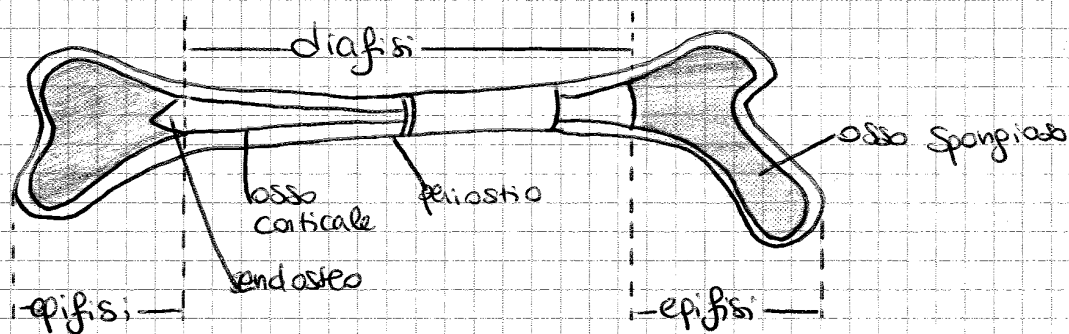
PRONAZIONE rotazione di un arto verso l'interno

SUPINAZIONE rotazione di un arto verso l'esterno

IL SISTEMA SCHELETRICO

Il sistema scheletrico è costituito da ossa, articolazioni e dai tessuti ad esse associati (cartilagine, legamenti)

La struttura ossea costituisce il 18% del peso di un individuo adulto (43% muscoli, 25% pelle e grasso, 11% visceri, 3% fessure)



La forma è dettata da inf. genetiche ma è molto influenzata dalle sollecitazioni meccaniche (e in qualche modo malleabile).

Per la costante trazione muscolare si ha la formazione di APFISI più o meno massicce; le apofisi sono porosità che si formano in corrispondenza di tendini e legamenti. A seconda di dove sono posizionate, si può riconoscere la postura dell'individuo.

A livello macroscopico vi sono due tipi di tessuto osseo:

l'osso COMPATTO (o CORTICALE) e l'osso SPONGIOSO (o TRABECOLARE)

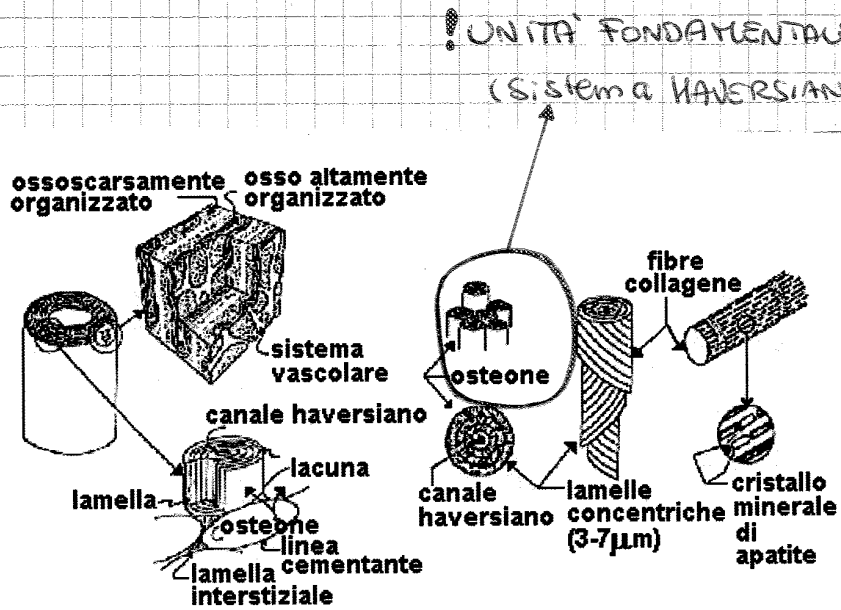
L'osso CORTICALE è un materiale denso con peso specifico circa pari a 2 e costituisce l'intera parte centrale delle ossa lunghe, il guscio delle estremità e delle ossa corte.

L'osso SPONGIOSO è situato nelle epifisi delle ossa lunghe, tra gli strati di osso corticale delle ossa piatte e delle ossa corte. È anche detto TRABECOLARE in quanto è composto da un tessuto osseo organizzato in modo da formare tante travecole variamente intersecchiate tra loro (trabecole).

Le trabecole sono prevalentemente orientate secondo le direzioni di trasmissione delle sollecitazioni a cui è sottoposto l'osso.

Tra le trabecole e nella cavità della diafisi è contenuto il MOLLO OSSEO.

La superficie esterna dell'osso è avvolta da una membrana ricca di vasi sanguigni e linfatici e di fibre nervose.

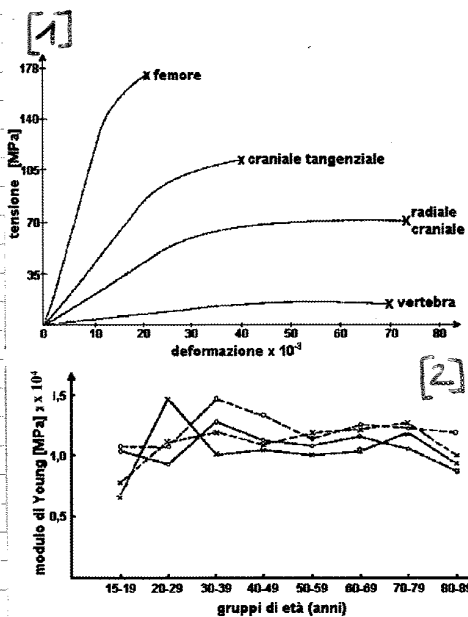


Prendendo in considerazione una sezione trasversale di un osso lungo, a livello della diafisi, si nota che le lamelle (strettamente addossate le une alle altre) sono organizzate in vari sistemi. Più precisamente esiste un gruppo di lamelle disposte concentricamente alla periferia dell'osso (SISTEMA FONDAMENTALE ESTERNO), spessore 20 μm , ed un gruppo di lamelle disposte intorno alla cavità midollare (SISTEMA FONDAMENTALE INTERNO). Tra i due sistemi, scendono sottilissimi canali (CANALI di HAVERS) in cui scorrono i vasi sanguigni.

Un canale di Havers con le sue lamelle costituisce l'unità fondamentale dell'osso corticale, l'OSTEONE (10-20 mm, $D \approx 250 \mu\text{m}$, $d \approx 70 \mu\text{m}$).

Il sottile strato d'interfaccia tra osteoni adiacenti è chiamato linea cementante. Lo spazio tra osteone e osteone è riempito da lamelle interstiziali. I canali vascolari sono in collegamento attraverso i canali di Volkmann.

- il tipo di misura condotta (in vivo o in vitro);
- il modo in cui è stato caricato il materiale;
- le modalità. Bisogna tenere conto che l'osso è un materiale ANISOTROPO, quindi è molto influente la direzione rispetto alle organizzazioni strutturali dell'osso lungo la quale il carico è applicato.



Dalle curve σ - ϵ si vede che il FEMORE lo fa da padrone in quanto a rottura: essendo l'osso più lateralizzato, è soggetto a momenti flettenti e forze di compressione e quindi, nel corso dell'evoluzione, si è adeguato.

Dal secondo grafico si vince che il modulo di Young ha un picco tra i 20 e i 30 anni e un crollo intorno ai 40 che poi tende a mantenersi.

- grafici [1] e [2] -

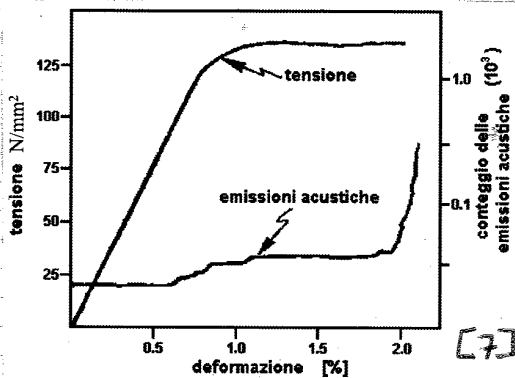
La caratterizzazione meccanica dell'osso riguarda:

- il modulo di Young;
- la rigidità;
- le leggi che legano tensioni e deformazioni;
- le sollecitazioni limiti di resistenza;
- il comportamento e il limite a fatica.

Queste caratterizzazioni vengono condotte in vivo o in vitro, sollecitando il prisma - staticamente, - dinamicamente, - ad ultrasuoni.

Le prove statiche e dinamiche si basano sull'applicazione di forze di compressione, flessione, trazione, torsione. Vengono usati gli allungamenti dell'osso tramite

Si possono inoltre utilizzare le EMISSIONI ACOUSTICHE dell'osso sottoposto al carico e davate a microfratture (grafico n° 6). I segnali di emissione acustica, rilevati parallelamente alla curva sollecitazione-deformazione, individuano la formazione di prime fratture con l'apparizione di discontinuità sempre più frequenti man mano che si avvicina il punto di rottura del pravo.



Il grafico n° 7 mostra cosa succede a TORSIONE, il n° con succede a TRAZIONE: le emissioni acustiche iniziano ad apparire al 60-70% delle deformazioni di snervamento.

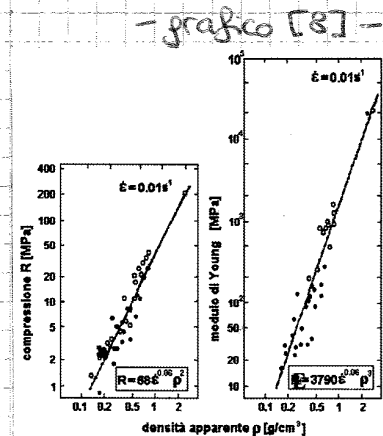
Con le tecniche densitometriche, dalla densità ossea al metodo di yang o alla tecnica di rottura.

La determinazione delle densità locali avviene utilizzando una delle seguenti tecniche:

- 1) POC (Mineralometria Ossea Computerizzata);
- 2) Dexa (Assorbimetria a raggi X a doppia energia);
- 3) Analisi videodensitometrica di lastre radiografiche.

Mentre le prime due lavorano su basi di dati, la terza tecnica analizza le diverse scale di grigio trovate sulla lastra.

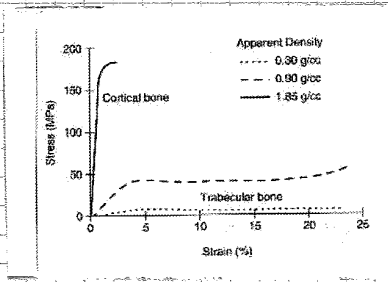
La densità riportata sul grafico n° 8 è quella APPARENTE, ovvero il rapporto tra la massa del tessuto osseo e il volume totale (compresi gli spazi occupati dai tessuti non mineralizzati).



OSO UOR- UAU
Tab. 4

	<i>Dir ecti on</i>	<i>Reilly & Burstein</i>	<i>Curre y</i>	<i>Van Buski rk & Ashm an</i>	<i>Bonfi eld & Gryn pas</i>	<i>Reilly & Burstein</i>	<i>Curre y</i>	<i>Knets, Krauya, & Vilks</i>	<i>Van Buski rk & Ashm an</i>
Species		Cow	Cow	Cow	Cow	Cow	Cow	Man	Man
Histology		FL	FL	?	?	HS	HS	HS	HS
Method		Mech	Mech	Ultra	Ultra	Mech	Mech	Ultra	Ultra
Young Modulus	3	26.5	25.9	21.9	17	22.6	20.3	18.4	21.5
	2	11.0		14.6	11	10.2		8.5	14.4
	1	(11.0)		11.6	(11)	(10.2)		6.9	13.0
Shear Modulus	23	5.1		7.0		3.6		4.9	6.6
	13	(5.1)		6.3		(3.6)		3.6	5.8
	12			5.3				2.4	4.7
Poisson Ratio	31	.41		.21		.36		.32	.40
	32	.41		.31		.36		.31	.33
	21			.38		.51		.62	.42

FL Fundamental Lamellae, HS Haversian System [GPa]



- grafico [9] -

L'osso corticale arriva a rottura quando le deformazioni superano del 2% l'originale lunghezza del pravo, l'osso spongioso non si rompe finché non supera il 7% della lunghezza iniziale.

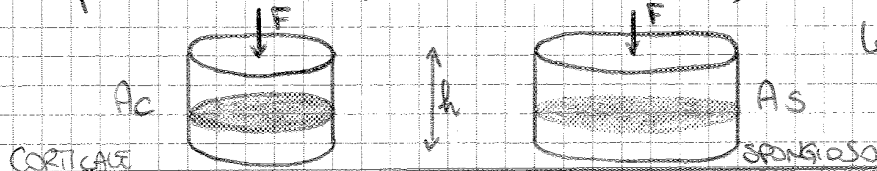
L'area sottesa dalla curva (grafico n°9) è indicativa della energia a rottura: è maggiore per l'osso trabecolare, immagazzina più energia. Se le ossa fossero solo di osso corticale, perremmo lo scheletro di più; se fossero di corticale ma uoto, il corpo crollerebbe.

La porosità sminuita dell'osso spongioso è il risultato di una ottimizzazione della distribuzione del materiale per avere la massima resistenza in relazione ad una data funzione.

È chiaro che l'osso spongioso non è adatto a sopportare carichi concentrati e che la sua azione è sinergica con quella di strati corticali di osso compatto; è analogo a quanto avviene nei pannelli a nido d'ape. IL GUSCIO CORTICALE VIENE RESO STABILE, rispetto a fenomeni di instabilità, DALLA PRESENZA RIPETITIVA DELLA STRUTTURA TRABECOLARE; A SUA VOLTA, L'OSSO SPONGIOSO ACQUISTA RESISTENZA DALL'AZIONE CONTENITIVA dell'osso CORTICALE.

La σ_r dell'osso spongioso è circa 30 volte inferiore a quella dell'osso corticale. Se la differenza tra trabecolare e corticale fosse solo la densità, si dovrebbe trovare lo stesso rapporto tra le densità $\frac{\rho_c}{\rho_s}$ e le tensioni $\frac{\sigma_r(c)}{\sigma_r(s)}$.

A parità di massa (m) e altezza (h), dovrebbero sopportare



al quadrato della sua lunghezza. $P_c = \frac{\pi^2 EI}{L_e^2}$

Quando l'osso diventa osteoporotico, la diminuzione del tessuto osseo si traduce in una diminuzione dell'area della sezione delle trabecole verticali e/o nel collasso di alcune trabecole orizzontali: una diminuzione del 50% della massa ossea comporta una resistenza residua pari a $\frac{1}{4}$ dell'originale.

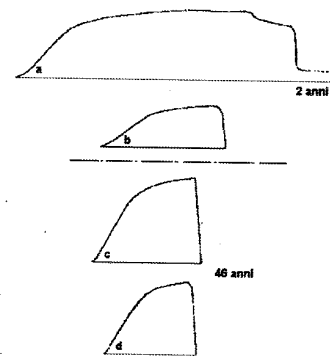
ATKINSON (1967) condusse uno studio istologico durante il quale notò:

- la perdita di trabecole orizzontali accompagnata da un contemporaneo assottigliamento di alcune trabecole verticali;
- nella di apprezzabile fino ai 50 anni;
- la perdita di trabecole si concentra nella parte centrale del corpo vertebrale.

INFLUENZA dell'ETA'

La resistenza a trazione e il modulo di Young crescono all'età di 40 anni, mentre le deformazioni a rottura diminuiscono con l'età.

Il grafico n° 10 mostra le curve carico - spostamento con provini caricati a flessione: i grafici a) e b) sono relativi a campioni di 2 anni (più deformabili), c) e d) sono di un campione di 46 anni (più rigido).



- grafico [10] -

L'area sottesa dalle curve è la deformazione a rottura, da cui si vede che l'osso giovane regge meglio.

OSSO SECCO e OSSO UMIDO

Le caratteristiche meccaniche dell'osso umido sono sostanzialmente diverse da quelle dell'osso secco: entro un'ora e un punto dall'asportazione, l'osso manifesta **SIGNIFICATIVE VARIAZIONI** delle **CARATTERISTICHE**.

L'osso SECCO ha un comportamento elastico fino a rottura (sulla curva σ - ϵ non si evidenzia la zona plastica). L'osso UMIDO ha un'ampia zona di accorpamento plastico e quindi richiede una energia di deformazione a

rottura maggiore di quella richiesta per l'osso secco.

COME SI ROMPE

Le superfici di frattura di prismi di osso corticale trattati da ossa lunghe in direzione longitudinale sono circa **PERPENDICOLARI** alla direzione di carico applicato.

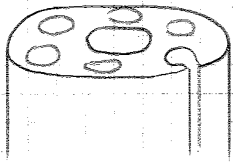
A compressione si creano piani di frattura obliqui corrispondenti ai piani sui quali le sollecitazioni di taglio sono più elevate.

↳ ESISTE UNA **DIFERENZA** di **COMPORTAMENTO** a trazione e a compressione dei micromeccanismi di frattura dell'osso associati allo snervamento.

ANALISI di CURREY e BREAR (1974)

- Nel materiale caricato a flessione in campo elastico non furono visibili chiare linee di frattura.
- Nei prismi in cui si arrivò a snervamento, si notarono numerose linee di frattura, che attraversano il prisma partendo dalla superficie in trazione.

E' stato provato che l'osso con una più alta densità di sistemi haversiani è dotato di una elevata resistenza a fatica: i canali di Havers si comporterebbero da crack arrestati. Hanno elevati raggi di curvatura rispetto all'apice di una cricca cosicché per una ulteriore progressione della frattura sono richiesti carichi maggiori.



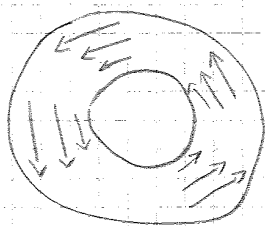
In parole pratiche: i forellini permettono alle cricche di andare a "morte", scaricando le energie.

Più è elevata la sollecitazione, più è veloce la progressione della cricca: se i canali sono sufficientemente bassi, l'azione riparativa dell'osso porta a guarire la frattura. Se i canali sono elevati, l'azione riparativa non è sufficiente ad evitare la frattura.

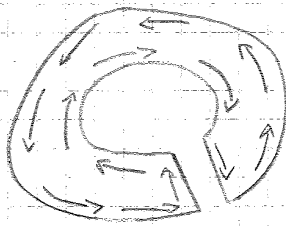
Un materiale composito perde in modo graduale e progressivo le proprietà di rigidità e resistenza durante la sua vita a fatica. Carter e Hayes rilevarono una riduzione del 13% della resistenza a trazione e una riduzione fino al 20% della rigidità; unitamente a tali perdite si registrarono aumenti dell'isteresi e della non linearità delle curve σ - ϵ .

EFFETTI DI INTAGLIO

Se in un corpo si esegue un piccolo foro, sebbene la sezione resistente venga ridotta di una quantità relativamente trascurabile, lo stato di sollecitazione diventa più



a. Sezione senza Intaglio



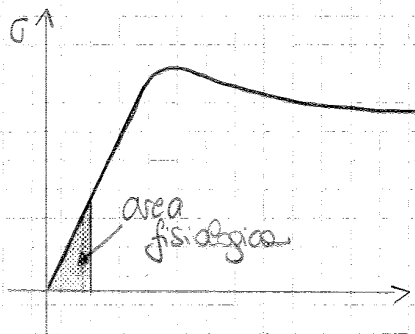
b. Sezione con Intaglio

pericoloso, data che rapida variazione di forma della sezione resistente intorno al foro induce picchi di tensione. Questo viene definito "effetto di intaglio".

Il grafico n° è la registrazione in vivo delle deformazioni della tibia umana durante la deambulazione.

→ = deformazione nulla

- 1) appoggio del calcagno;
- 2) appoggio completo del piede a terra e distacco del calcagno;
- 3) distacco della punta;
- 4) oscillazione dell'arto in avanti.



La curva σ - ϵ riporta qualitativamente il valore massimo di deformazione ottenuto a trazione durante la corsa, confrontato con un diagramma σ - ϵ di un osso corticale: si nota

che solo una minima parte della capacità dell'osso di immagazzinare energia viene utilizzata.

Durante la normale deambulazione, si ha:

- COMPRESSIONE all'appoggio del calcagno;
- TRAZIONE durante il passaggio del carico da un arto all'altro;
- COMPRESSIONE alla spinta della punta del piede.

Si sono mostrate tensioni di taglio durante l'ultima parte del ciclo del passo: questi carichi torsionali sono dati alla rotazione esterna della tibia.

Durante la corsa si ha:

- COMPRESSIONE all'appoggio della punta;
- TENSIONI di TRAZIONE alla spinta.

Le tensioni di taglio si mostrano basse ma alternate, mostrando una rotazione sia interna che esterna.

rivestito da materiale biritrangente, mettendo in evidenza frange che, a seconda del carico, danno diverse

le ANALISI TEORICHE possono essere analitiche o numeriche. Le prime si basano su equazioni per modelli geometricamente semplificati (travi a sezione costante).

Gli strumenti matematici sono due:

- uno utilizza sistemi di generazione delle superfici (per le forme e le anetici),
- l'altro utilizza la suddivisione in "elementi finiti" e permette di studiare tensioni e deformazioni di strutture geometricamente complesse e di materiali anisotropi.

IL COMPORTAMENTO DINAMICO

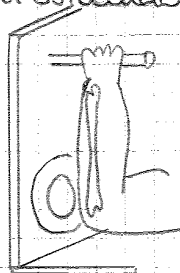
A partire dagli anni '70 sono state sviluppate numerose ricerche sui modi di VIBRARE dei segmenti ossei.

Qui oggetto ha una frequenza propria: se lo prendo in risonanza, rischio di fare danni.

Le caratteristiche di vibrazione libera degli elementi ossei insieme a quelle degli altri organi interni del corpo umano, hanno un'applicazione diretta nelle analisi di comfort per gli autoveicoli.

Un'altra applicazione è quella di valutare dei potenziali danni provocati da attività lavorative come ad esempio l'uso dei martelli pneumatici.

Come determinata sperimentalmente la frequenza dell'elma umano variando la frequenza del segnale di ingresso ad un alto parlante e misurando la risposta dell'osso con un accelerometro.



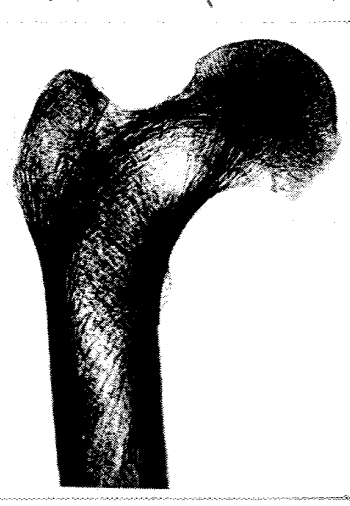
FEMORE (testa)
con giusta inclinazione del collo.
Si notano le direzioni trabecolari e una

FEMORE VALGO:
il collo è verticalizzato e le trabecole hanno direzioni diverse ma meno dense.

FEMORE VARO:
il collo è orizzontalizzato e le trabecole sono sì distribuite come un femore "normale" ma con un minore spessore, lasciando così

scoperte molte zone.

Zona bianca "scoperta" La disposizione delle trabecole garantisce



la resistenza al carico

le trabecole meno dense non garantiscono la resistenza al carico.

articolazione dell'anca

testa, ormai fusa.

gran trochantieri



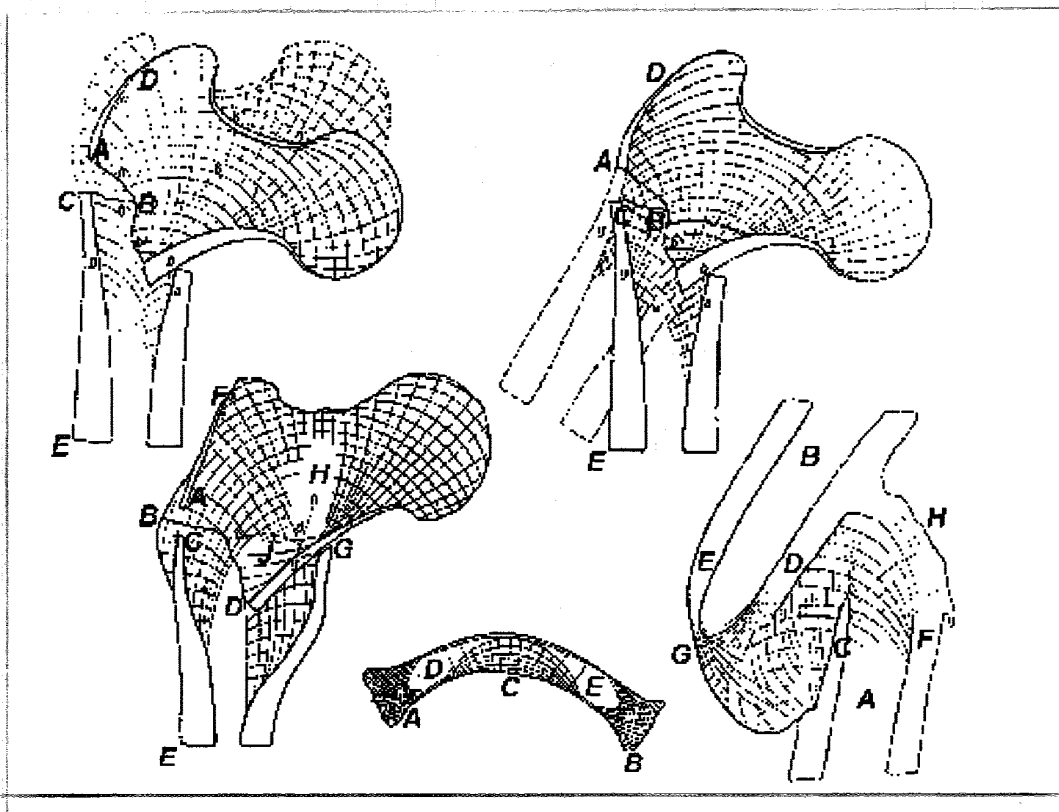
In questo caso, non c'è più la testa del femore: si è fusa con l'articolazione e non è più intercambiabile.

Causa: artrosi.

L'interesse alle proprietà meccaniche dell'osso risale al 1638 quando Galileo Galilei fece alcune osservazioni sul significato meccanico delle forme delle ossa e sulla resistenza a flessione dei corpi solidi cavi.

Altri studi vanno attribuiti a:

- BOURGERY, che nel 1832 osservò per primo la struttura architettonica dell'osso spongioso,
- BELL, che nel 1834 affermò che i segmenti ossei hanno una struttura ottimizzata in relazione alla funzione. (la resistenza si raggiunge con il minimo impiego di materiale),
- WARD (1838),
- WERTHEIM (1847),
- WYMAN (1849),
- HUMPHREY (1858),
- MEYER (1867) fu il primo che provò a spiegare, dal punto di vista meccanico, la struttura dell'osso spongioso, che riportò in un articolo con tavole.



ESISTONO TRE PROCESSI IN CUI SI OSSERVA UNA CHIARA CORRELAZIONE TRA AZIONI MECCANICHE ed ORGANIZZAZIONE STRUTTURALE del TESSUTO OSSEO.

1) BONE MODELING, o processo di formazione per accrescimento.

La forma delle ossa appare ottimizzata rispetto alla funzione meccanica cui sono preposte. Tale forma non risulta essere codificata a livello genetico quindi non è definita su base evolutivista ma è il risultato di un processo epigenetico. Durante la maturazione scheletrica, la morfologia locale delle ossa di supporto viene definita anche dalle azioni di carico fisiologico.

2) BONE HEALING o processo di riparazione delle fratture.

Una delle evidenze a favore della teoria di Wolff è la riorganizzazione morfologica e strutturale che si osserva nei casi di fratture mal ridotte: si osserva una importante riorganizzazione del tessuto osseo attorno alla linea di frattura.

3) BONE TURNOVER o ricambio osseo.

Durante la giornata ogni osso è soggetto ad una azione di carico. Anche se non lo si può definire periodicamente in senso stretto, è possibile individuare una azione fisiologica giornaliera "media" che dipende da vari fattori.

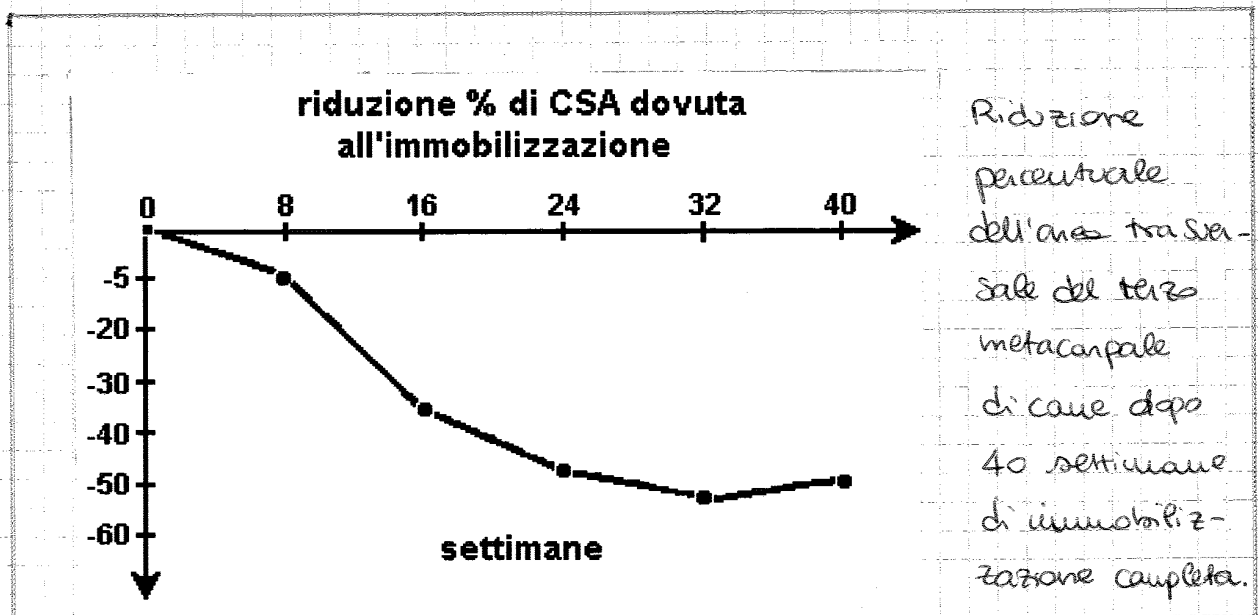
Sotto l'azione della sua azione di carico, l'osso è soggetto ad un continuo processo di ricambio della sua matrice extracellulare al fine di garantire l'omeostasi calcica nel sangue e l'integrità strutturale dello scheletro.

È una sequenza:

- 1) riassorbimento osteoclastico;

- 2) deposizione osteoblastica;

- 3) mineralizzazione della matrice calcifica.



Nel caso di esperimenti volti ad investigare il processo di apposizione ossea in condizioni di carico ipernormale, si può seguire una strategia chirurgica o non chirurgica.

Nel caso dell'approccio chirurgico si può:

- osteotomizzare una delle ossa lunghe accoppiate in modo tale che l'altra debba ricevere tutto il carico normalmente conchiuso;
- inserire dispositivi simili a fissatori esterni che impongono storie di carico controllato;

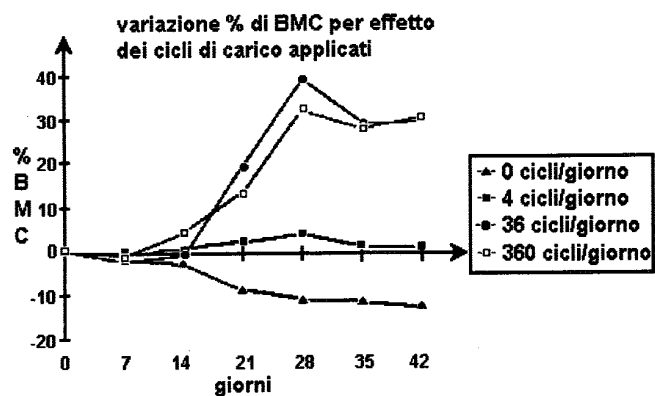
Tra il 1984 e il 1985, LANYON e RUBIN pubblicarono due lavori sulle evidenze nette dell'esistenza di un meccanismo di adattamento funzionale.

↳ PRIMO STUDIO

L'assenza di carico o la presenza di carico costante nel tempo producono entrambe un aumento della densità corticale.

Imponendo una

sollecitazione di intensità comparabile a quella fisiologica



IPERTROFIA

I risultati più netti arrivano da esperimenti che prevedono manipolazioni chirurgiche: la semplice inserzione di un filo d'acciaio nella cavità unidirezionale può stimolare risposte ipertrofiche periostali con deposizioni di tessuto osseo fibroso simile al callo osseo.

Rispetto ai risultati di Lanyon e Rubin si deve notare che le zone di massima ipertrofia non coincidono con le zone di massima alterazione delle sollecitazioni fisiologiche. Si tende a pensare più all'attivazione di un processo che non ad un meccanismo di controllo continuo come proposto da Wolff.

Non si può escludere che, nei casi di rezezione di un'ossa accoppiata, il tessuto sia sovraccaricato e che sia effettivamente un callo osseo (ovvero un processo riparativo e non adattativo).

Per quanto riguarda gli studi non chirurgici, si fa riferimento al lavoro di Ueda: uno studio di circa un anno basato su un programma di corsa per suini. Al termine, i femori mostrano un netto aumento dello spessore delle diafisi rispetto a quello di un suino sedentario. Bisogna però tenere conto che i suini avevano circa un anno e quindi è più corretto parlare di bone modeling e che nel gruppo sedentario si è manifestata una diminuzione del diametro endostale dovuto all'accumulo di grasso.

QUINDI:

IL RIMODELLAMENTO OSSEO NON TENDE A MINIMIZZARE LE SOLLECITAZIONI MECCANICHE MA A MANTENERLE ENTRO CERTI LIMITI SPECIFICI CODIFICATI GENETICAMENTE PER OGNI SITO.

ARTICOLAZIONI

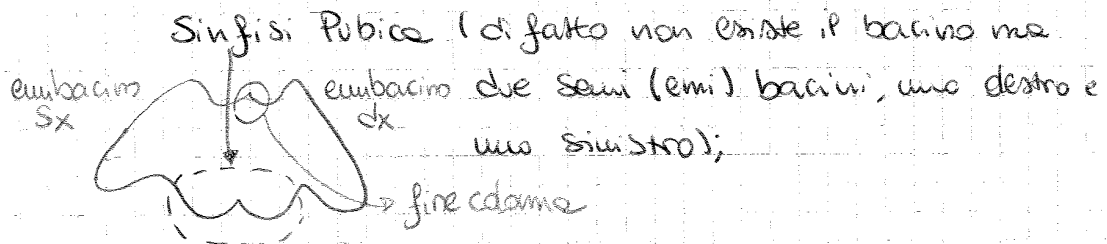
Con il termine ARTICOLAZIONE si intende l'UNIONE TRA ELEMENTI OSSEI e può essere:

- IMMOBILI o SINARTROSI (articolazioni fibrose): le ossa sono unite da fibre collagene e non è consentito alcun movimento.

Esempio: cranio (in origine ha una sua mobilità, ma c'è un osso craniale ma in insieme);

- SEMIMOBILI o ANFIARTROSI (articolazioni cartilaginee): le ossa sono tenute insieme da fibrocartilagine, permettendo piccoli movimenti.

Esempio: Vertebre (il movimento della colonna è in insieme di piccoli movimenti);



- MOBILI o DIARTROSI (articolazioni sinoviali): le ossa sono tenute assieme da legamenti e muscoli consentendo ampi movimenti. Le estremità sono ricoperte di cartilagine articolare.

↳ ENARTROSI: articolazione mobile a superfici articolari sferiche (una sfera che interfaccia una cuppa, come omero o anca);

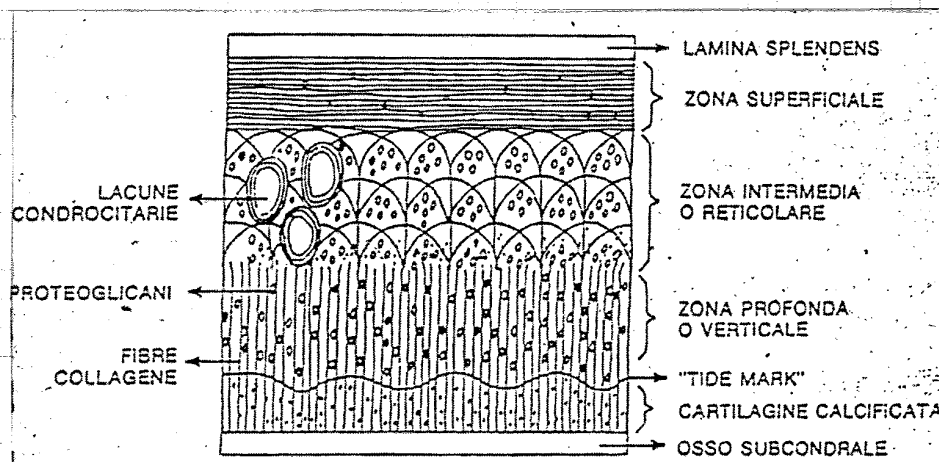
↳ ARTRODIA: articolazione mobile a superfici articolari piane (mano).

Durante la vita fetale e lo sviluppo dell'organismo, lo SCHILETRO è PREVALENTEMENTE CARTILAGINEO e viene SUCCESSIVAMENTE MINERALIZZATO.

Il tessuto osseo si distingue dal cartilagineo per la massiccia presenza di fosfati di calcio.

Si distinguono tre famiglie di cartilagine:

- 1) **CARTILAGINE IALINA** (o cartilagine articolare): è presente nelle coste, nel naso, nei brachi, nella trachea e nelle articolazioni. Contiene un numero medio di fibre di collagene.
→ resistente e flessibile;
- 2) **FIBROARTILAGINE BIANCA**: si trova nella sinfisi pubica, nei dischi intervertebrali, nei menischi del ginocchio, nei coram articolari e nelle zone di collegamento tra ossa e tendini (articolazioni mobili). Contiene un elevato numero di fibre di collagene.
→ rigida;
- 3) **FIBROARTILAGINE GIALLA (ELASTICA)**: si trova nelle orecchie, nella laringe e nell'epiglottide. Contiene fibre elastiche.
→ resistente ed elastica (deve mantenere la forma).

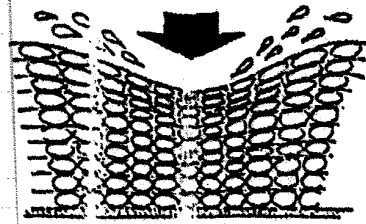


In base alla organizzazione e al contenuto di collagene e proteoglicani si possono distinguere quattro strati nella cartilagine

articolare:

- 1) Strato superficiale (10-20%);
- 2) Strato intermedio (40-60%);
- 3) Strato profondo (30-40%);
- 4) Strato di cartilagine calcificata che interfaccia con l'osso.

Nella cartilagine articolare ci sono diverse direzioni di disposizione delle fibre: non vanno che ci si avvicina all'osso devono essere



Le cartilagini non si toccano mai ma si crea un gioco tra le superfici dovuto al liquido sinoviale, un continuo "respirare" della cartilagine. L'azione smorzante delle

articolazioni è dovuta al cedimento della cartilagine, alla espulsione del liquido sinoviale, alla defruttazione dell'articolazione. Le articolazioni possono essere considerate come cuscinetti di similcemento: permettono il movimento reciproco di due parti riducendo al minimo sia la resistenza d'attrito al moto sia all'usura.

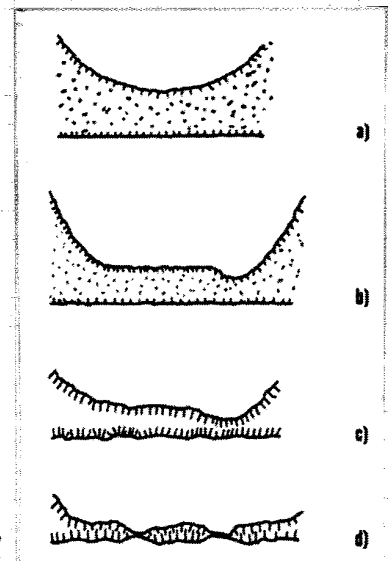
Il coefficiente d'attrito del tessuto osseo è relativamente basso (0,01). Il liquido sinoviale bagna la cartilagine e ne imbeve le porosità.

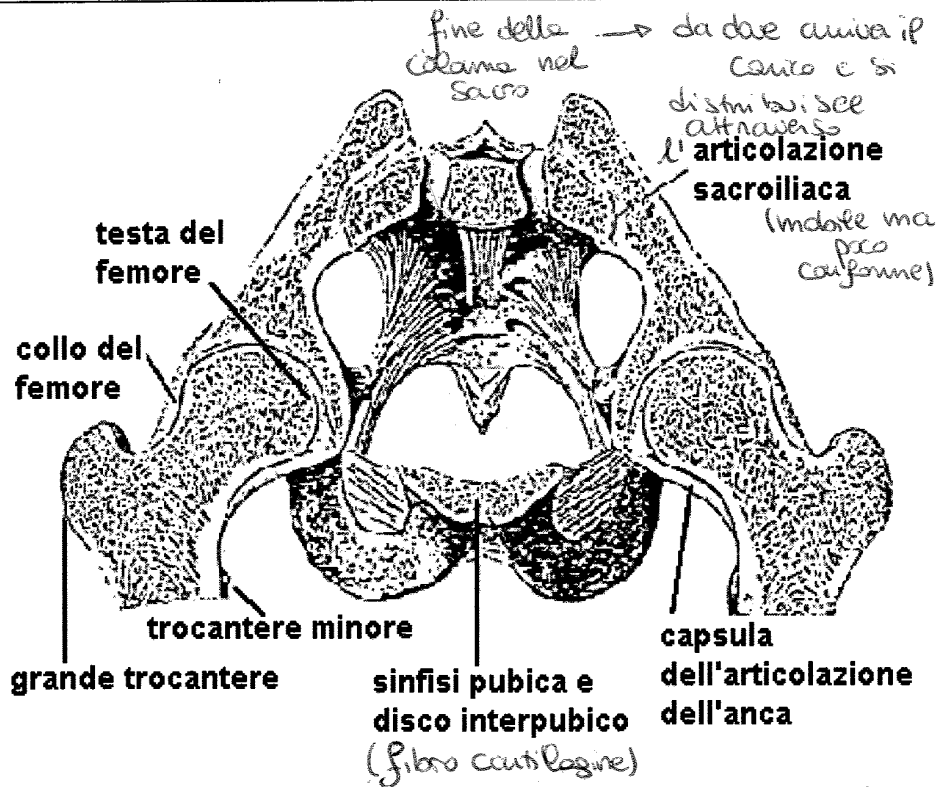
La TEORIA della LUBRIFICAZIONE permette di esprimere matematicamente il fenomeno fisico della formazione di uno strato di lubrificante che tiene separate due superfici in un moto relativo.

Il tipo di meccanismo di lubrificazione dipende dall'esistenza di carichi applicati, dalle forme delle superfici, dalle proprietà chimico-fisiche e dal liquido.

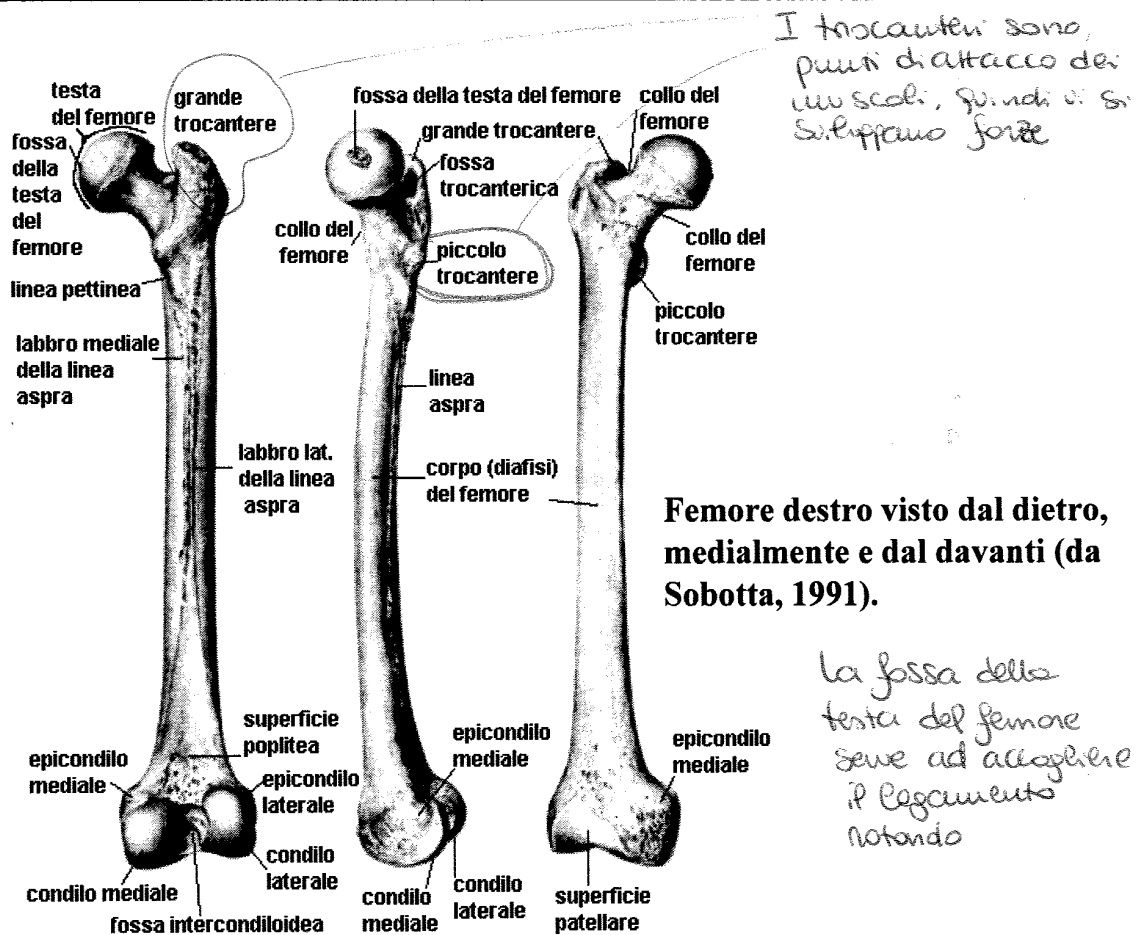
Le forme di lubrificazione possono essere:

- IDROSTATICA (scartata perché esclude il movimento);
- IDRODINAMICA (caso a): si produce tra due superfici in moto relativo. Lo spessore del meato aumenta all'aumentare delle velocità e delle viscosità e non è inferiore al valore di viscosità;
- ELASTO IDRODINAMICA (caso b): lubrificazione idrodinamica tra superfici deformate elasticamente dei carichi;



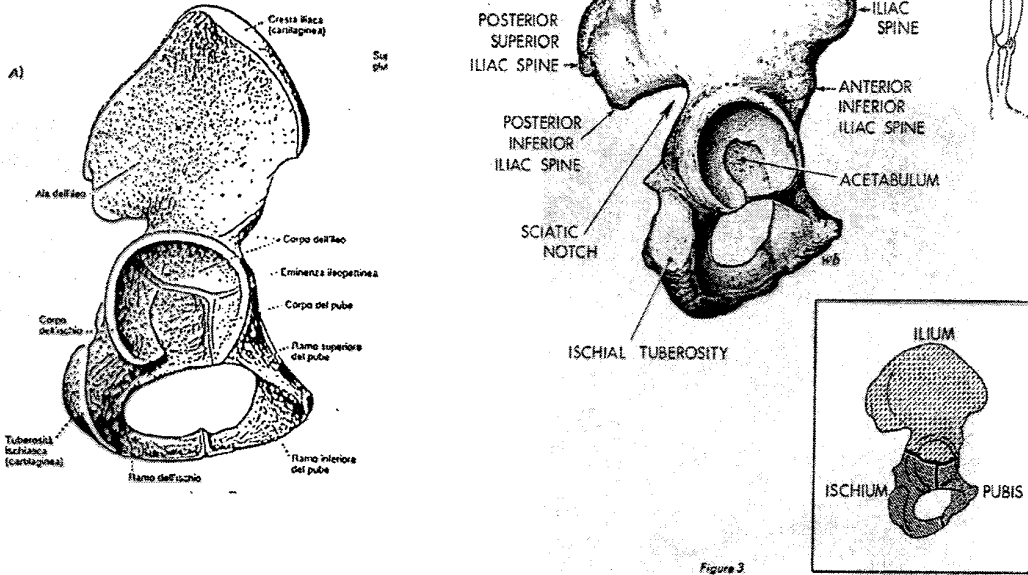


Sezione frontale del bacino; sono visibili, oltre alle articolazioni dell'anca, la sinfisi pubica e le articolazioni sacroiliache (da Sobotta, 1991)

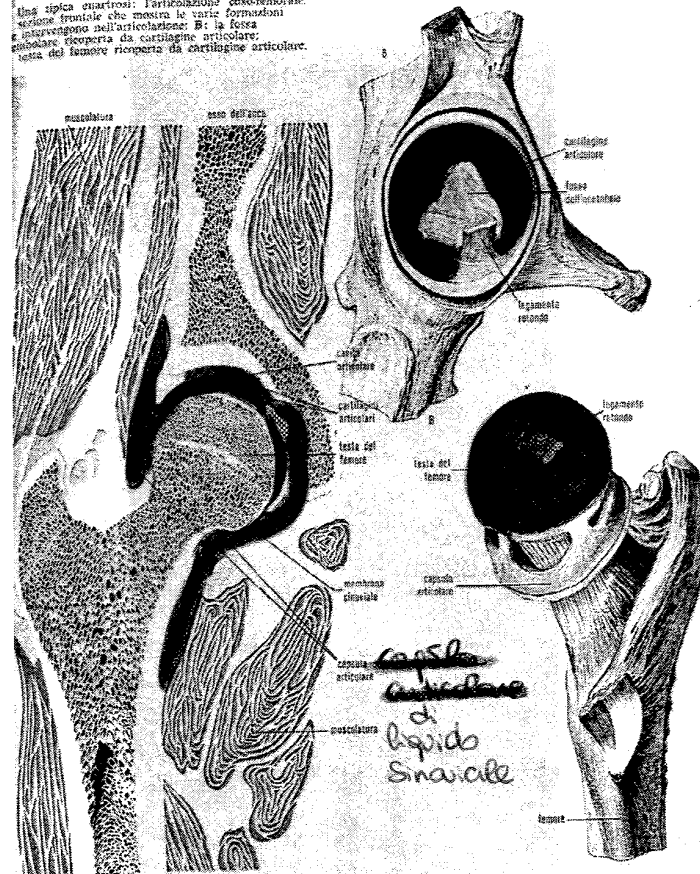


Femore destro visto dal dietro, medialmente e dal davanti (da Sobotta, 1991).

A) osso dell'anca destra di un bambino, visto lateralmente; sono visibili i tre componenti costituenti il bacino: l'ileo, l'ischio e il pube; B) osso dell'anca destra di individuo adulto, visto lateralmente (da Sobotta, 1991).



Altra tipica enartrosi: l'articolazione osso-femorale. Sezione frontale che mostra le varie formazioni e intervergono nell'articolazione: B: la fossa articolare ricoperta da cartilagine articolare; testa del femore ricoperta da cartilagine articolare.

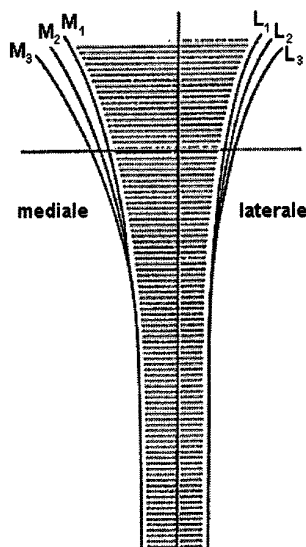
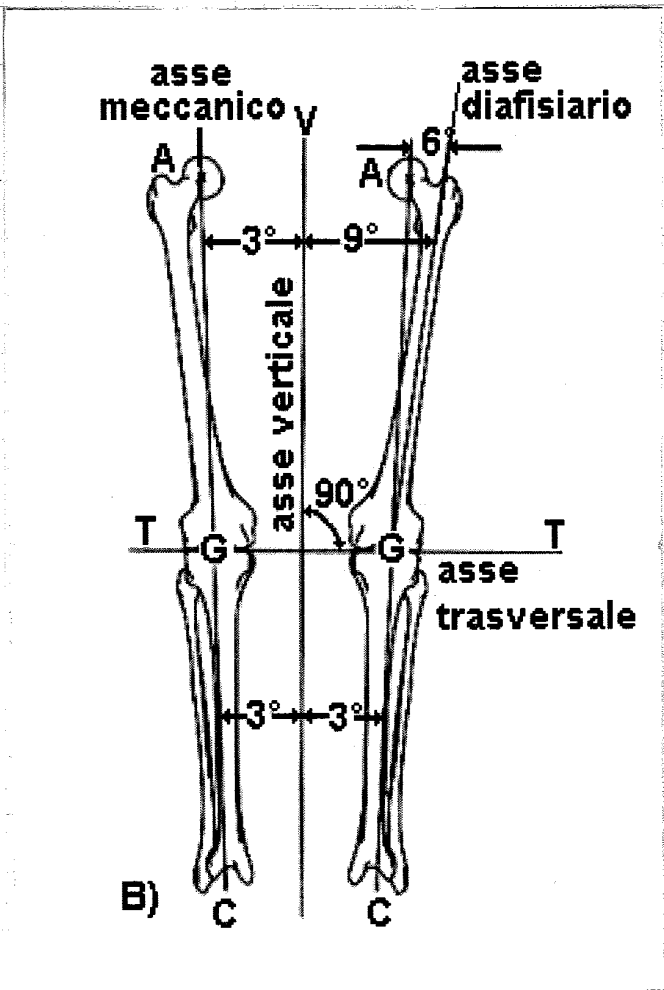


tutta la testa del femore che intercetta la faces lunares e mesopeta di cartilagine

il legamento rotondo serve in casi "traumatici"; in genere sta lasso e serve a unire la testa del femore

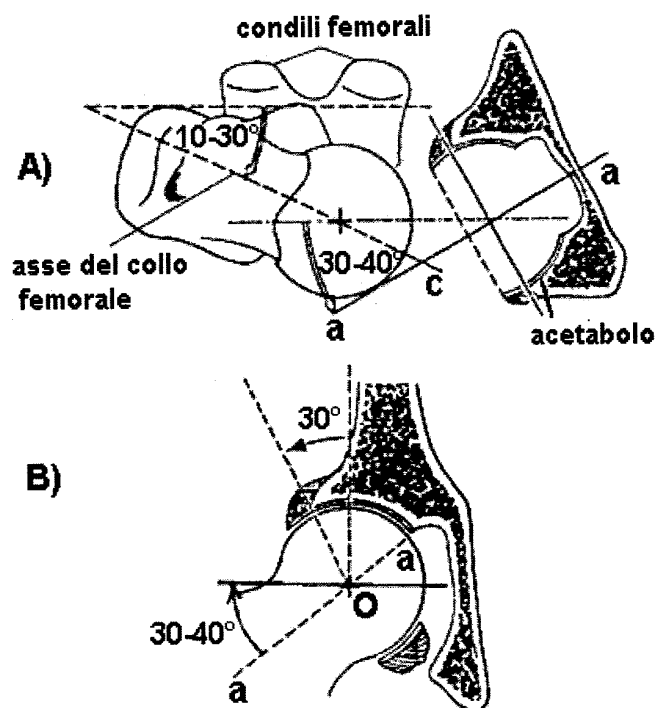
Nel 1938 Noble ha condotto uno studio antropometrico misurando duecento femori (età media 65,9, da 22 a 95 anni). La distribuzione della maggior parte dei parametri misurati si avvicina all'andamento della curva di Gauss.

La variazione dei parametri non è arbitraria ma le relazioni non sono campie, buone per fine delle previsioni dimensionali.



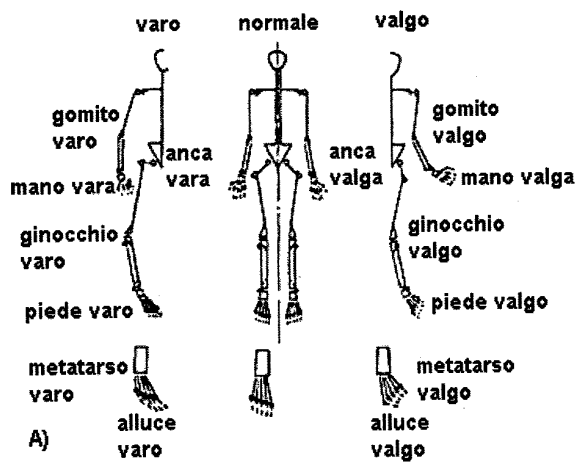
combinazioni di contorni	incidenza
M ₁ L ₁	6%
M ₁ L ₂	13%
M ₁ L ₃	16%
M ₂ L ₁	4%
M ₂ L ₂	16%
M ₂ L ₃	26%
M ₃ L ₁	6%
M ₃ L ₂	4%
M ₃ L ₃	9%

I femori con una data ampiezza del canale vengono classificati in funzione dei loro profili. L'incidenza di ogni combinazione di contorni medial e laterale è una diretta indicazione delle forme più comuni di canale unilaterale che si riscontrano in natura.

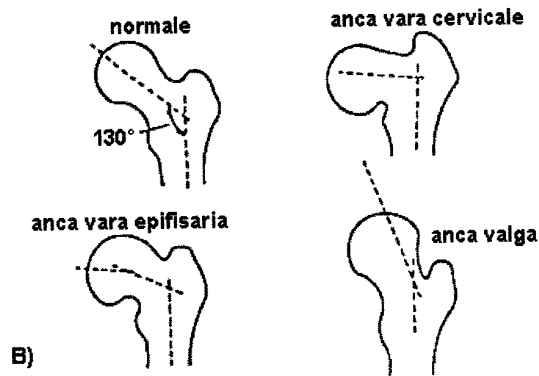


A) vista dall'alto del femore e sezione trasversale del cotile: il collo e la testa femorali formano un angolo di antiversione di 10-30° con il piano frontale;
B) sezione frontale del cotile: l'asse del cotile (aa) forma un angolo di 30-40° con il piano trasversale (da Kapandji, 1980).

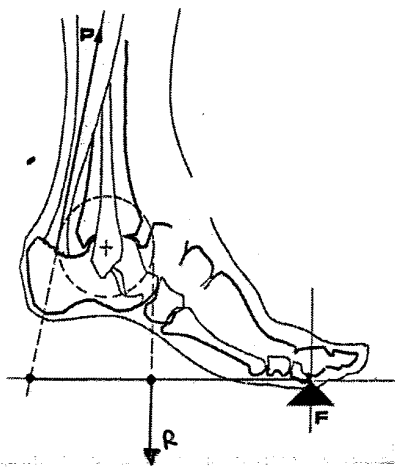
c'è un'inclinazione in avanti



A) condizioni di varo e di valgo di alcune articolazioni umane; B) condizioni di varo e di valgo dell'articolazione d'anca (ISO/TC 150/-/WG1 N. 59, dicembre 1984).



↳ LEVA di 2° GENERE



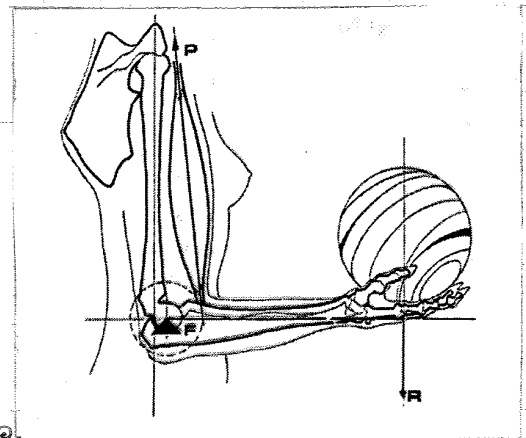
È favorevole.

Nel caso in figura, i muscoli del polpaccio reagiscono e la leva è favorevole poiché il braccio è lungo.

↳ LEVA di 3° GENERE

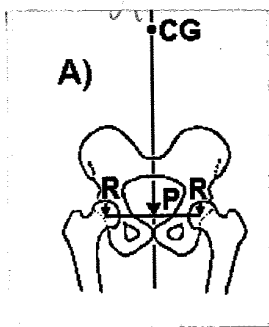
È sfavorevole.

Govito: il braccio di leva è già corto per reggere l'articolazione stessa. Appoggiarsi un carico è una condizione sfavorevole.

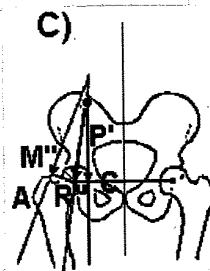


FORZA RISULTANTE (Rawwels, Der Schenkelsbruch Ein Mechanisches Problem)

• APPOGGIO BIPODALE

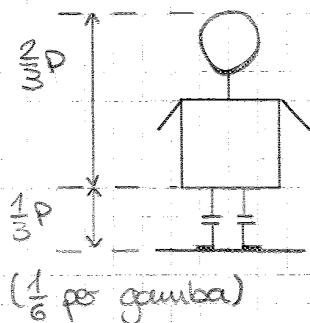


• APPOGGIO MONOPODALE con spostamento di carico per indurre a l'oppia

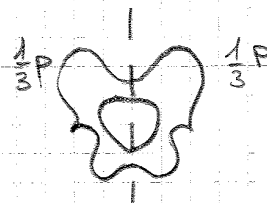


L'andatura claudicante implica però un grosso dispendio di energia.

• APPOGGIO MONOPODALE

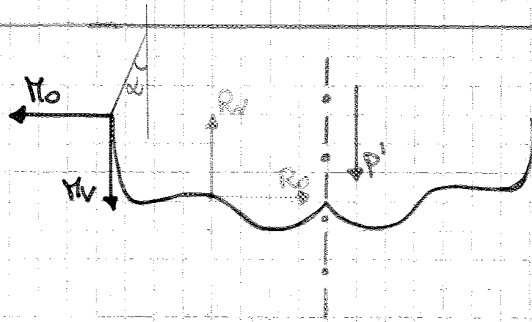


Se l'appoggio è bipodale, 2/3 del peso poggiano sulle due teste femorali.



Se P = 60kg,

su ogni emibacino ci sono 200N.



$$\begin{aligned} \uparrow P' + Mv &= Rv \\ \rightarrow Ro &= Mo \end{aligned}$$

$$Mv = M \cos \alpha$$

$$Mo = M \sin \alpha$$

$$R = \sqrt{Ro^2 + Rv^2} =$$

$$= \sqrt{\left(P' \frac{a}{b} \sin \alpha\right)^2 + \left[\left(P' + P' \frac{a}{b} \cos \alpha\right)^2\right]} =$$

$$\left(P' + Mv = P' + P' \frac{a}{b} \cos \alpha\right)$$

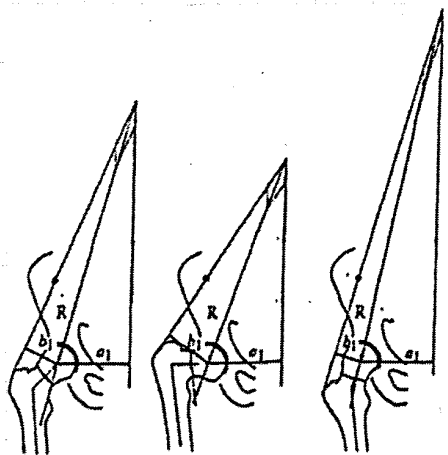
$$= \sqrt{\left(P' \frac{a}{b}\right)^2 \sin^2 \alpha + P'^2 + \left(P' \frac{a}{b}\right)^2 \cos^2 \alpha + 2P'P' \frac{a}{b} \cos \alpha} =$$

$$= \sqrt{\left(P' \frac{a}{b}\right)^2 + 2P'^2 \frac{a}{b} \cos \alpha + P'^2} = P' \sqrt{1 + \frac{a^2}{b^2} + 2\frac{a}{b} \cos \alpha}$$

$\approx 3,5/4$ volte il peso corporeo
(da 300 N a 1800 N)

Le tensioni σ e τ si sentono anche come chiodi (se il carico è applicato in modo continuativo).

È il motivo per cui, prima di interventi come protesi, si raccomanda la dieta ai pazienti.

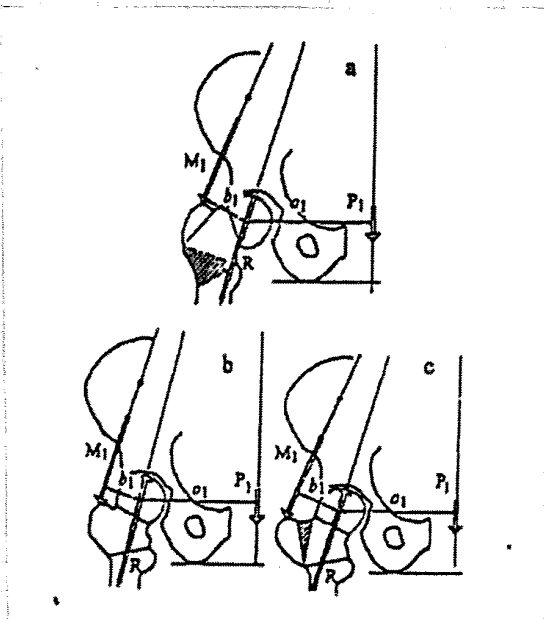


Nelle condizioni coxa vara e coxa valga vengono alterati i rapporti tra le forze agenti sulla normale articolazione.

Nella COXA VARA, essendo lateralizzato il gran trochantre, c'è un aumento del braccio b che annulla il vantaggio meccanico dell'articolazione.

fu che si erano usate tutte nella stessa direzione.

OSTEOTOMIA VALGIZZANTE



Si modifica la geometria del femore per posticipare l'impianto di una protesi: si modifica il rapporto alb ad esempio in caso di atrom non completa del femore.

Si osteotomizza il femore, creando chirurgicamente una frattura, e si affacciano le due resezioni, che poi si saldano.

Questo comporta un netto peggioramento del rapporto di forze necessario

per l'equilibrio dell'articolazione: il braccio di leva si riduce quindi aumentano la forza muscolare e la risultante articolare.

Quindi si lateralizza il gran trochantere, riempiendo lo spazio con l'osso asportato prima. Estendendo il punto d'attacco dei muscoli abduttori, si aumenta il loro braccio e quindi si riducono la forza muscolare e la risultante articolare.

RELAZIONI IN ISOSTAZIONE

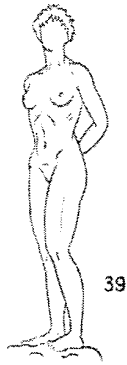
1° Picco: appoggio del calcagno

2° Picco: subito prima del distacco della punta del piede

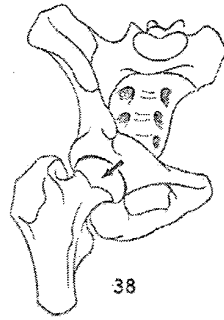
Quando il piede è completamente appoggiato a terra, la risultante eccede oltre il peso corporeo; durante l'oscillazione, peso e risultante sono circa uguali.

Per le donne, quando il piede è totalmente appoggiato, la risultante è quattro volte minore del peso corporeo.

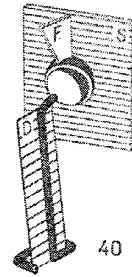
In posizione eretta, buona parte della testa del femore è scoperta.



39

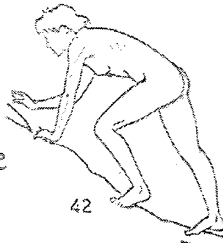


38

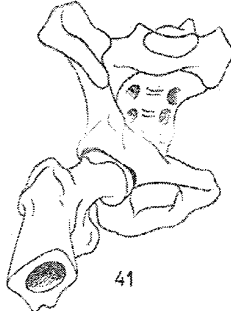


40

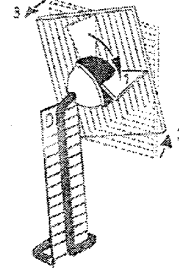
Nelle posizioni in figura, siamo più stabili poiché la testa del femore è completamente coperta.



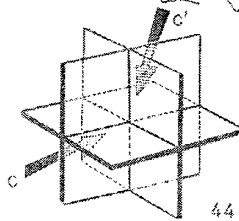
42



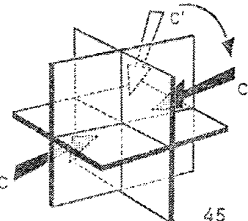
41



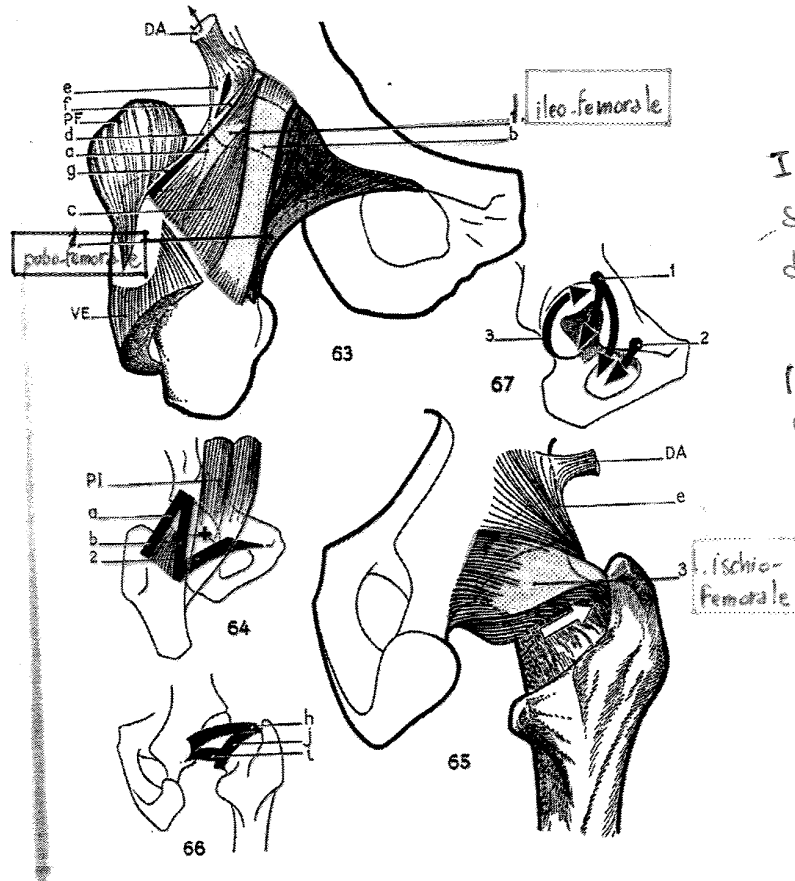
43



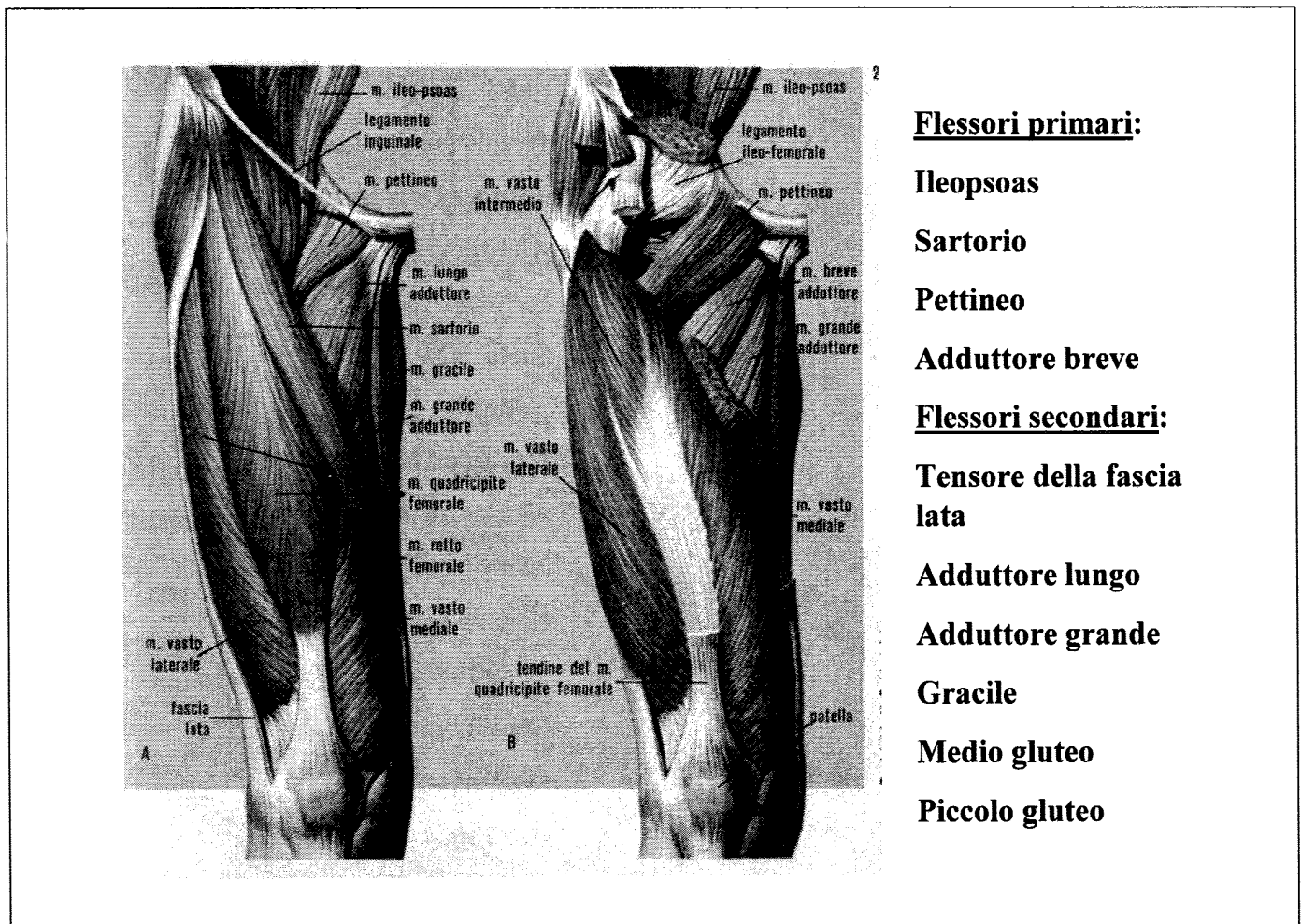
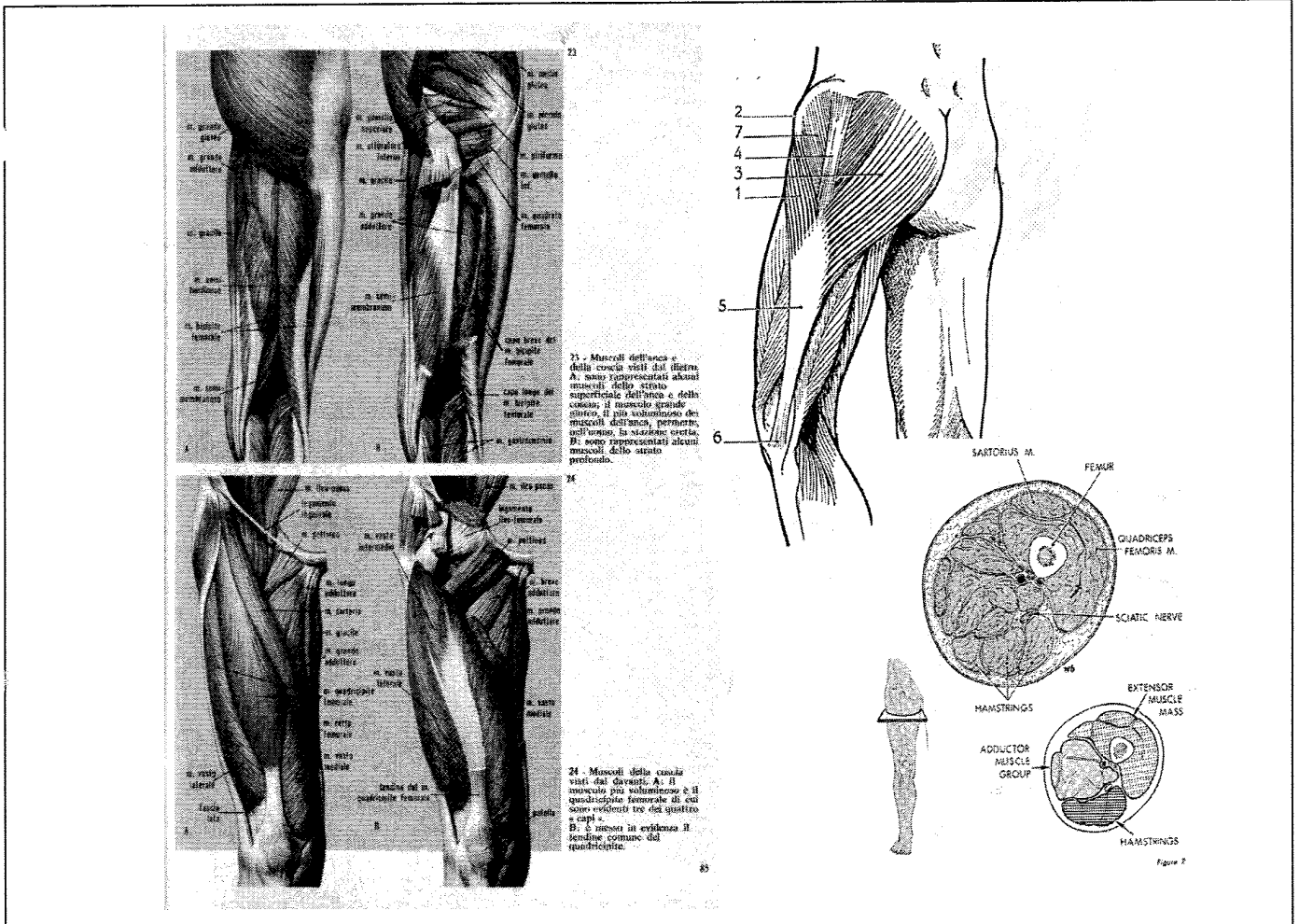
44

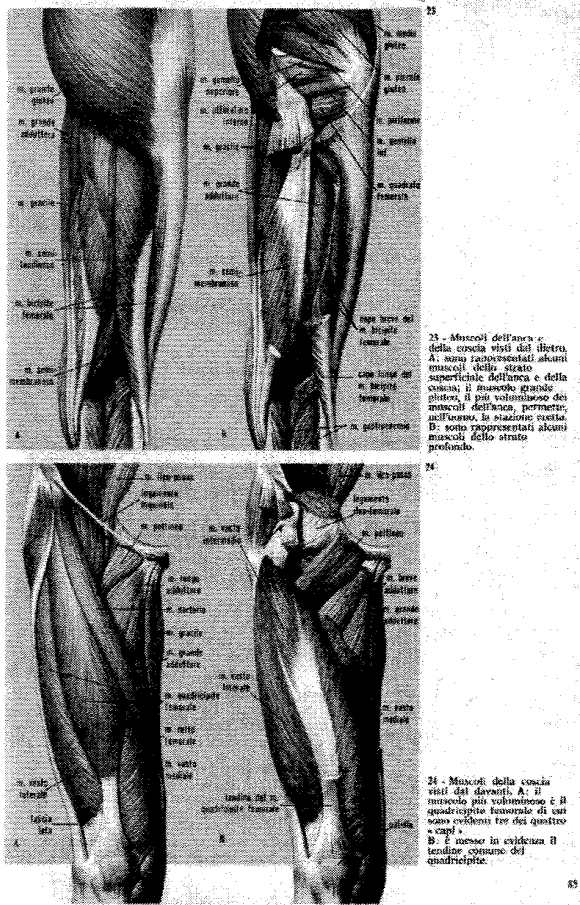


45



I legamenti sono responsabili del limite di alcuni movimenti (aspetto positivo per le articolazioni); però i legamenti possono essere LASSI, più deboli in risposta ai traumi, o più TIRATI.



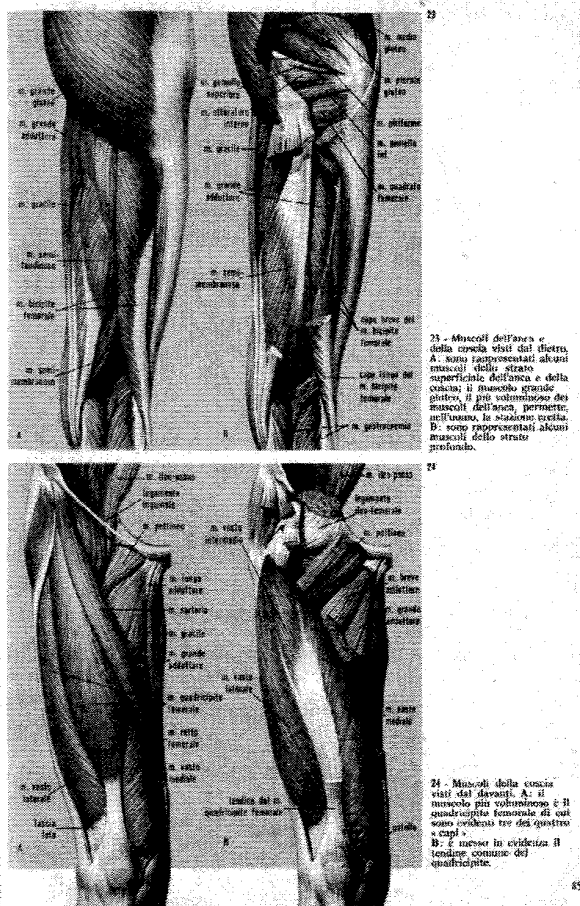


Rotatori esterni primari:

- Grande gluteo**
- Otturatore esterno**
- Otturatore interno**
- Piriforme**
- Quadrato femorale**

Rotatori esterni secondari:

- Adduttore breve**
- Adduttore lungo**
- Adduttore grande**
- Bicipite femorale**
- Medio gluteo**
- Piccolo gluteo**
- Ileopsoas**
- Pettineo**
- Sartorio**
- Gemello inferiore**
- Gemello superiore**



Rotatori interni primari:

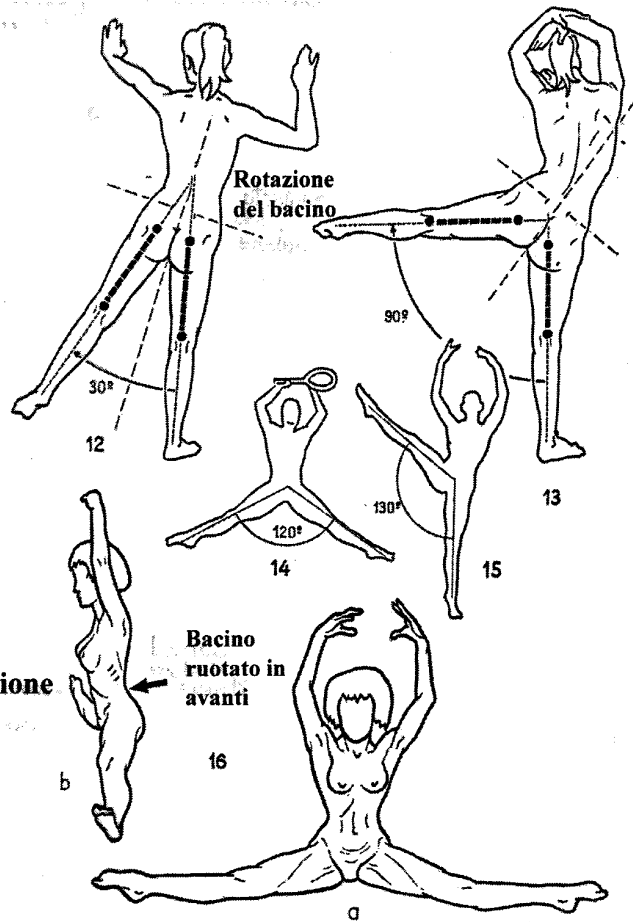
- Medio gluteo**
- Piccolo gluteo**
- Tensore della fascia lata**

Rotatori interni secondari:

- Adduttore grande**
- Semitendinoso**
- Semimembranoso**

Abduzione

L'abduzione di un'anca si accompagna automaticamente ad una abduzione identica controlaterale

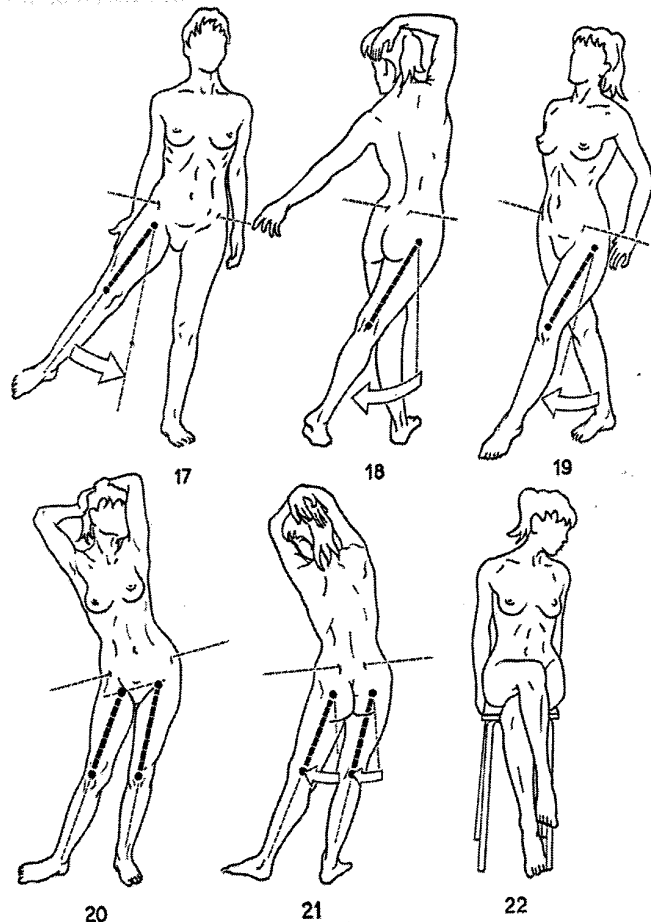


Abduzione-flessione

L'abduzione è limitata dal fatto che il collo femorale urta contro il ciglio cotiloideo e prima ancora dai muscoli adduttori e dai legamenti ileo e pubo-femorali

Adduzione

Non esiste adduzione pura, ma adduzione relativa, movimenti combinati di adduzione-flessione e adduzione-estensione



Inclinazione del bacino, incurvamento della colonna vertebrale, ampiezza massima dell'adduzione: 30°

OSTEOSINTESI

Le fratture del femore si classificano in base alla PARTE del FEMORE INTERESSATA:

- fratture dell'estremità superiore;
- fratture diafisarie;
- fratture dell'estremità inferiore.

Le fratture dell'ESTREMITÀ SUPERIORE si suddividono in:

◦ MEDIALI O INTRACAPSULARI:

- sottocapitule;
- transcervicali;
- basiscervicali;

◦ LATERALI O EXTRACAPSULARI:

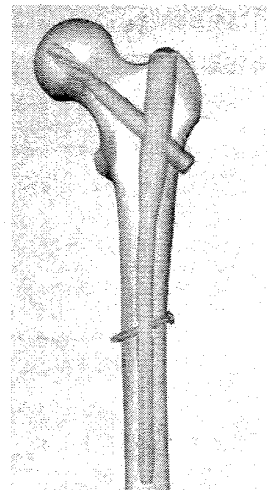
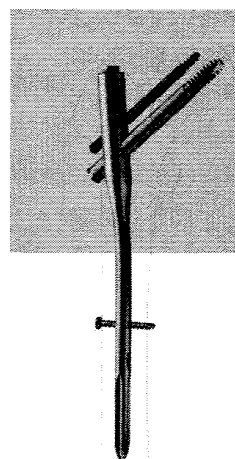
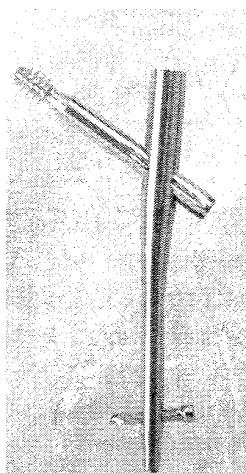
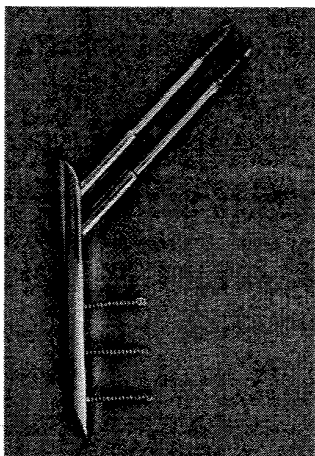
- peritrocantarie;
- isolate nei trocanteri.

Per OSTEOSINTESI si intende la RIDUZIONE di UNA FRATTURA MEDIANTE UN VEZZO di SINTESI.

I VEZZI di SINTESI sono:

- placche, viti, fili;
- chiodi endomidollari;
- fissatori esterni.

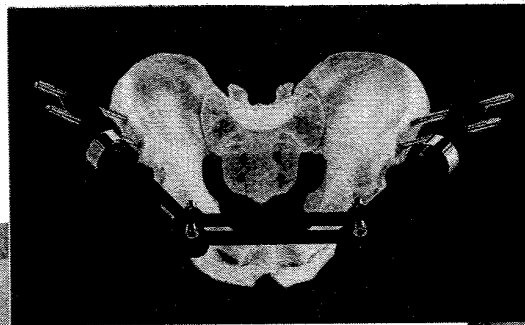
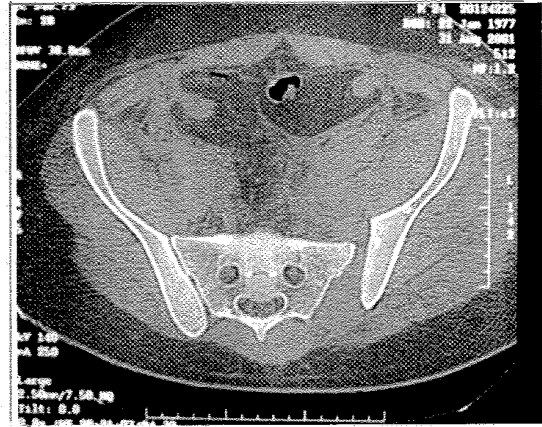
La scelta dipende dalle caratteristiche della frattura, dalle condizioni dell'osso e dall'età del paziente.



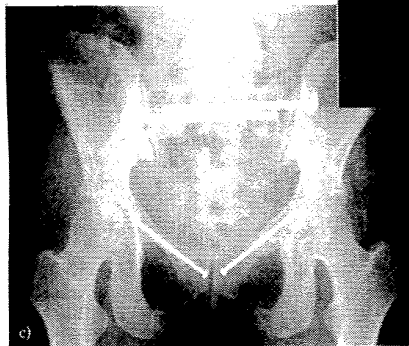
Snehammento, la vite diventa impossibile da togliere.

Per le fratture di bacino, esiste una vera e propria classificazione:

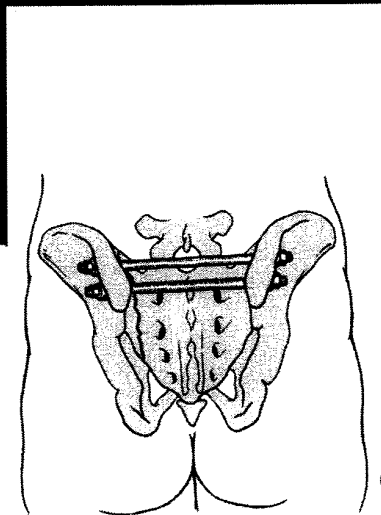
esempio di frattura dell'anca →



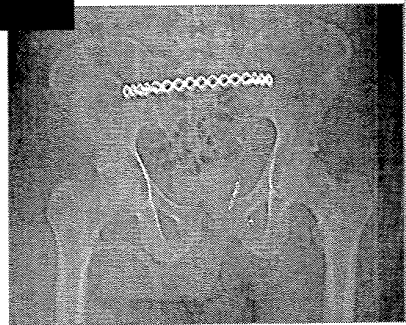
Con fissatore esterno



Con viti



Con barre



Con placca

Mezzi di osteosintesi per le fratture d'anca

ARTROPLASTICA dell'ANCA

L'Artroplastica dell'anca può essere di due tipi:

- **ARTROPROTESI** o **PROTESI TOTALE d'ANCA** (indicata come PTA, THA o Total Hip Arthroplasty, Arthroprosthesis) da cui non viene protesizzata solo una superficie articolare. Ha due componenti:
 - 1) Componente femorale: uno stelo, collo (con o senza colletto), una testina;
 - 2) Componente acetabolare: cotile
- **ENDOPROTESI** composta da una sola componente femorale (uno stelo più un testone).

Le prime protesi nascevano in un pezzo solo; ma dato che le unire proe al paziente unendo le testine e i colli possono essere diverse da quelle già accoppiate, è meglio che siano modulari.

I MATERIALI possono essere:

- **METALLICI** leghe di Cromo, Cobalto e Niobio (CrCoNb) o di Titanio (Ti);
- **POLIMERICI** polietilene ad altissima densità;
- **CERAMICI** allumina

Il collegamento all'osso viene garantito da punti:

- **CEMENTATE** in cui viene usato il cemento acrilico (PMMA)
- **NON CEMENTATE** Superfici protesiche con possibilità di ancoraggio, rugose, filettate, rivestimenti ossidinduttivi.

L'ancoraggio si preferisce nella zona prossimale

PROTESI CEMENTATA

Cemento
Centra-
tore per
non far
ballare
la protesi
e centrarla

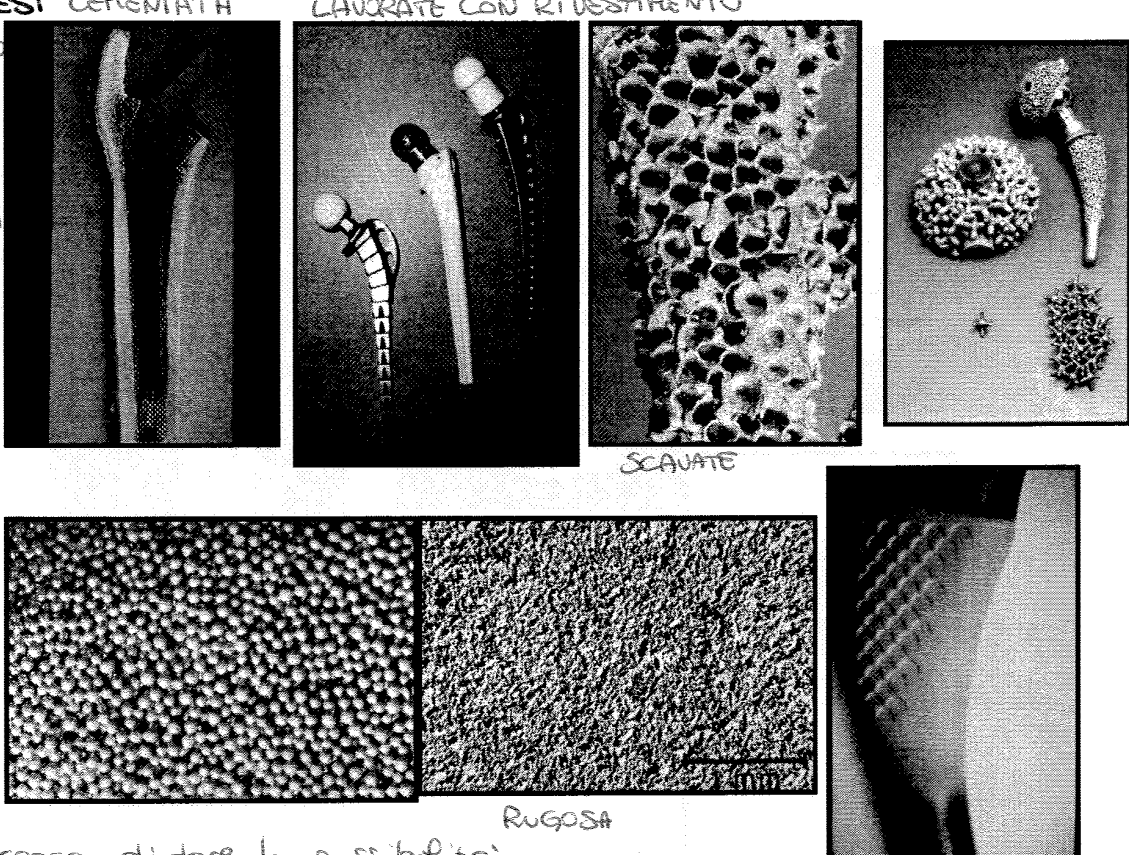
LAVORATE CON RIVESTIMENTO

SCAVATE

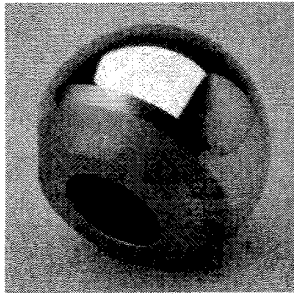
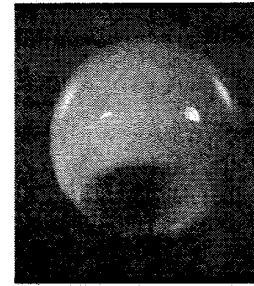
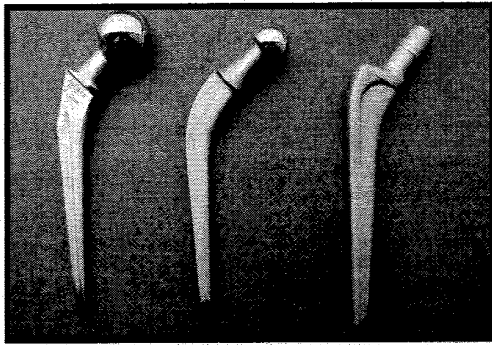
RUGOSA

STRUTTURATA

Si cerca di dare la possibilità
all'osso di crescere e aggrapparsi alla protesi.
La superficie non è tutta trattata (ma fino alla punta dello stelo)



Cono Morse



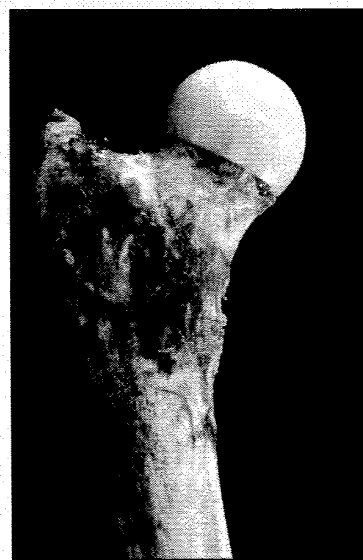
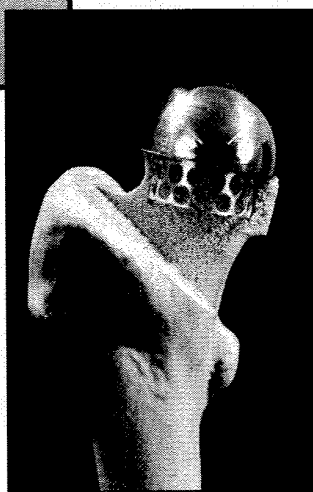
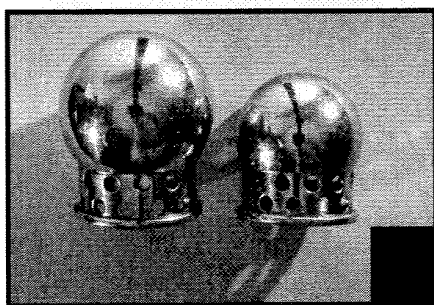
TESTINE CON LA gONNA : allungano
ulteriormente il collo della protesi.

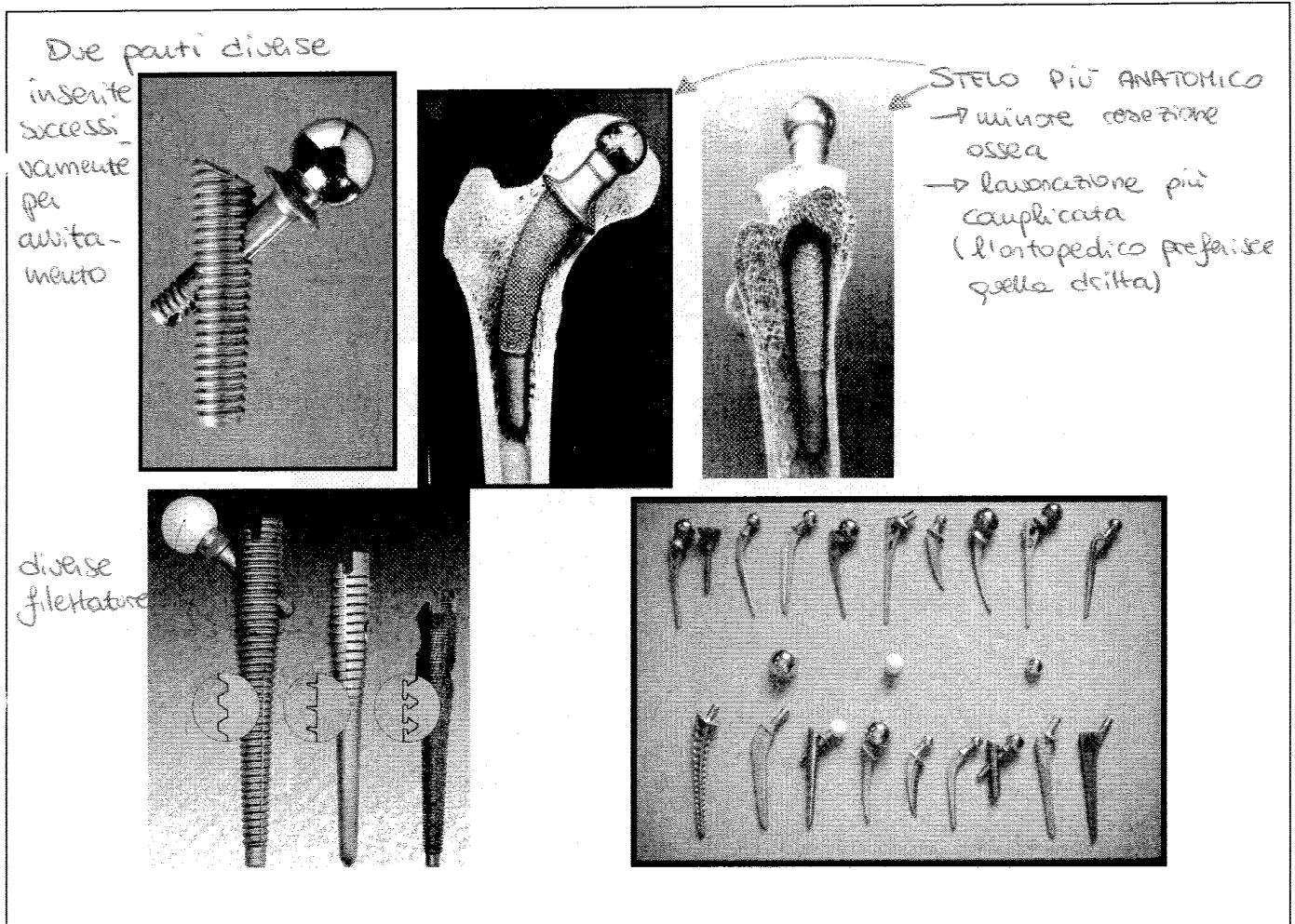


Il collega-
mento
si ottiene
con il
CONO
MORSE.

Ogni azienda produce il proprio
Stelo e le cavità secondo
per forza diverse.

Cupole di rivestimento



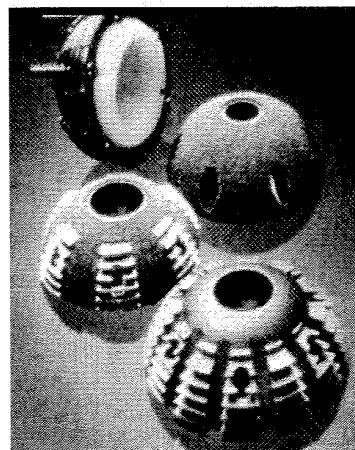
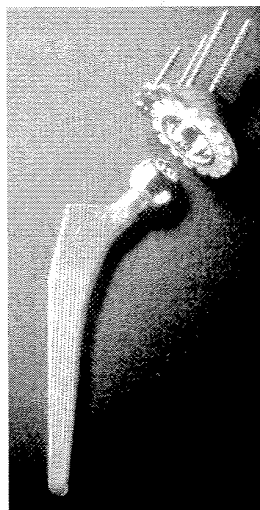
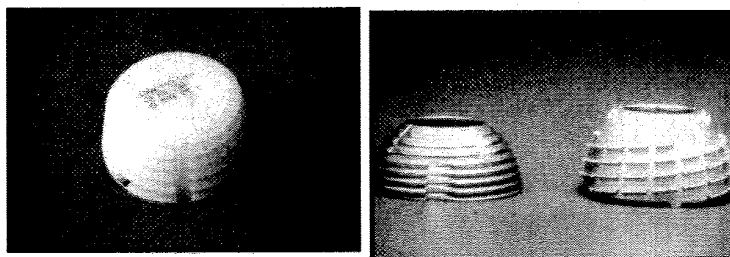


Cotili non cementati:

- avvitati
- con viti
- avvitati con viti
- press-fit
- ad espansione

Nella progettazione, è utile ricordarsi che il cotile serve ad accogliere una parte che compie lavoro

Insieme il cotile e lo stelo è un'operazione che viene eseguita forzandoli.
L'osso, che è un po' elastico, li "abbraccia"



Vengono avvitati e fissati per le viti per evitare enormi spostamenti

L'ACCOPPIAMENTO ARTICOLARE richiede basso attrito, bassa usura e capacità di assorbire gli urti.

I primi accoppiamenti erano ~~METALLO-METALLO~~. Le superfici devono essere lavorate a specchio, con le tolleranze necessarie non si riusciva a lavorare cotili e testine in modo da avere un buon accoppiamento. Succedeva che la testa toccava solo su i lati. I cotili erano soggetti a essere avvitati, c'è mancanza di complementarietà tra i due pezzi, o c'era un contatto puntuale o laterale. Se nel cotile viene messa una testa di gomma, resta più rigida e si adagia. Va ad accoppiare bene la testa, distribuzione di carico su una superficie, portando ad una usura minore.

Gli altri accoppiamenti sono:

- METALLO - ~~POLIETILENE~~ AD ALTA DENSITA'
 - il più utilizzato
 - basso attrito, elevata usura, alto smorzamento
- CERAMICA - POLIETILENE AD ALTA DENSITA'
- CERAMICA - CERAMICA
 - bassa usura, basso coefficiente di attrito, fragilità, affaticamento del materiale.

La CERAMICA è più sensibile ai difetti o agli accoppiamenti. Se l'accoppiamento non è più che preciso, si crea subito gioco e parte laacca, naupeudosi.

CAUSE DI FALLIMENTO

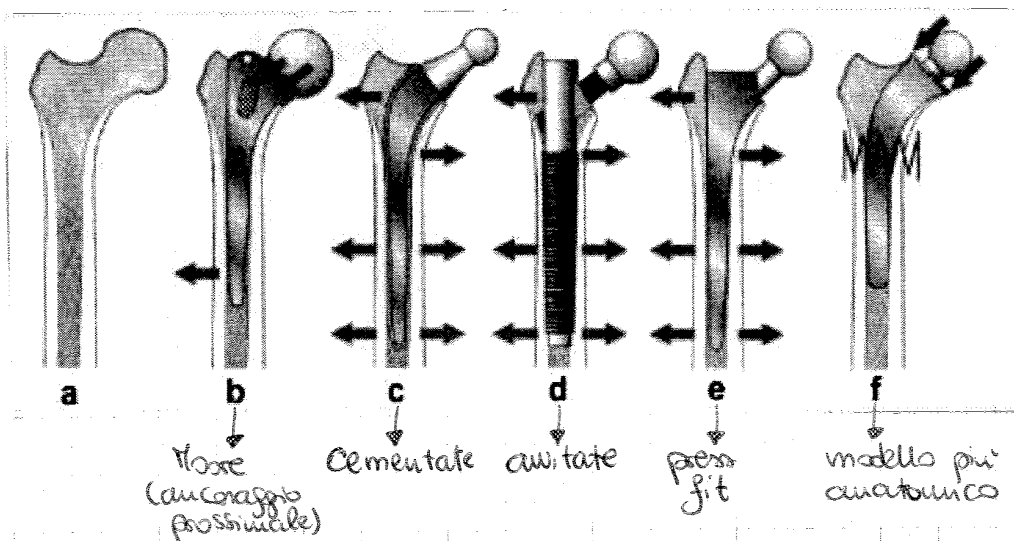
L'osso è molto sensibile ai batteri.

Possono essere bolle d'aria inglobate nel cemento che si indebolisce, rendendo l'impianto meno resistente in quella zona e si naupe.

Un'altra causa di fallimento è la MOBILIZZAZIONE: la protes inizia muoversi, si perde la stabilità primaria.

meccanico finale osso-protesi: dopo l'impianto viene a crearsi un sistema bio-meccanico, diverso da paziente a paziente poiché è basato sulla geometria del femore. Bisogna evitare di inserire nell'osso qualcosa di troppo rigido altrimenti tutto il carico viene trasferito in punta, che con il passare del tempo regge sempre meno fino allo scollamento.

EVOLUZIONE del COMPONENTE FEMORALE dell'ARTROPROTESI dell'ANCA



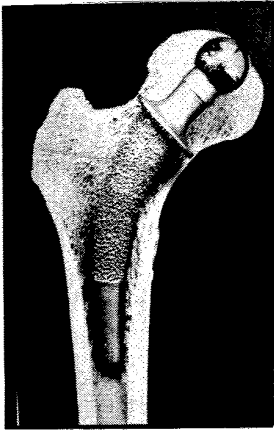
La differenza tra queste sei protesi è zona in cui si butta il carico e la reazione ossea.

- b. Protesi di Moore (1943): ancoraggio prossimale;
- c. Protesi di Charnley (1960): ancoraggio distribuito lungo steli corti;
- d. Ancoraggio mediale e distale tipico degli steli avvitati e lunghi non cementati;
- e. Steli a press-fit con ancoraggio prossimale;
- f. Stelo a supporto adattabile (1980) con ancoraggio spostato in un'area ancora più prossimale includendo così anche il collo del femore.

Lo stelo b. presenta delle asole dove l'osso si crea ancorando femore e stelo

- il carico viene trasmesso inferiormente;
- c'è tranquillità chirurgica che il canale midollare sia ben riempito ma tanto metallo può indebolire la struttura biologica su cui si interviene.

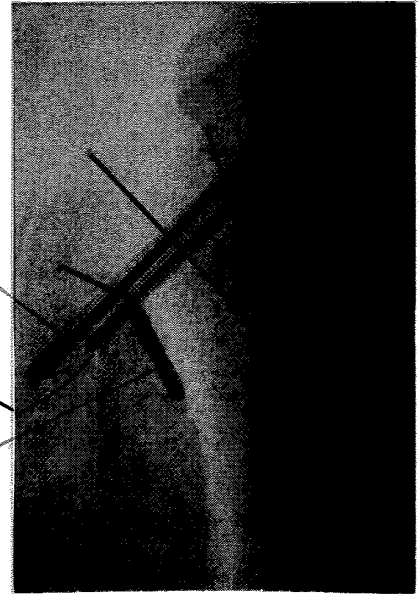
o STELO A SUPPORTO ADATTABILE



Questa resezione più (*) alta tende ad aprire la sezione

Una resezione in questa zona non apre la sezione

CALCAR, zona dove appoggia il colletto

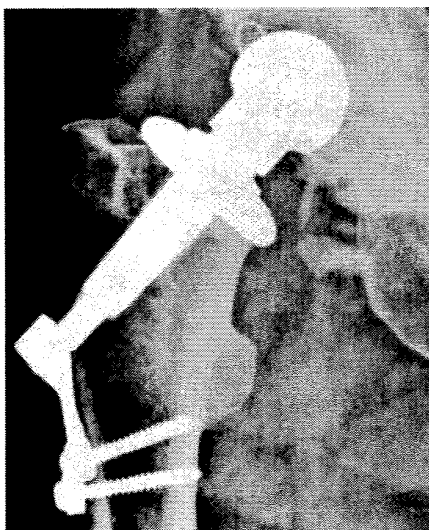


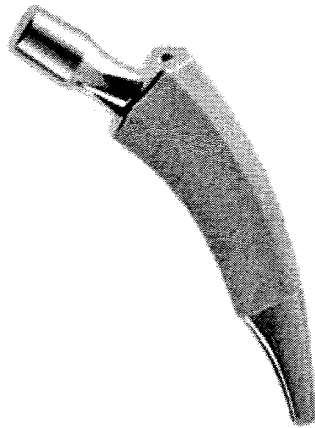
Appoggia il colletto su una sezione trasversale del collo del femore che ha ancora la forma di un anello chiuso: la continuità circonferenziale della struttura non è interrotta. L'ancoraggio avviene anche sull'osso spongioso fornendo così un alto grado di "elasticità". Si sfrutta la resistenza del calcar.

Sono progettati sempre più corti per evitare stress shielding e per indurre l'ossificazione in zona prossimale. È importante il livello di resezione (*).

La resezione del collo femorale può essere anche parziale per poter introdurre steli un po' più lunghi con forma non anatomica. In questo modo viene a mancare il benefico effetto della continuità circonferenziale del collo che, se conservato, sostiene effettivamente lo stelo nelle parte mediali inducendo così le sollecitazioni di flessione e le deformazioni in vario.

3^a generazione



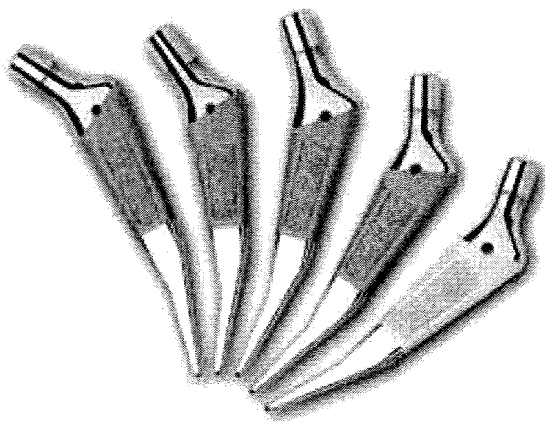


punta della
stelo lucida
e assottigliata

 **PLUS
ORTHOPEDICS**

NANOS®

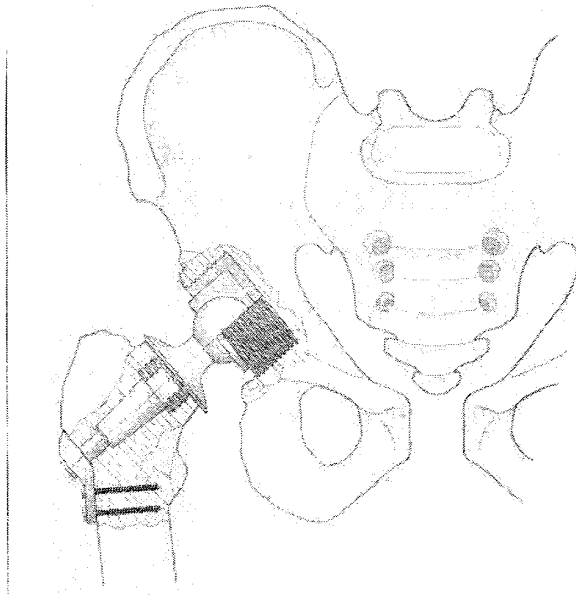
lucida e
assottigliata
punta della
stelo
usata per pazienti
giocattoli
PZ + giocattoli



 **zimmer**

MAYO®

no interferenza
osso
stelo per il
fuso
Il forellino non serve
nell'interfaccia con l'osso
ma al chingo per
estrarre la protesi.



5



PROTESI TOTALE

Conservazione del collo del femore

con coppa a profilo super ribassato (\varnothing 38mm)



COSA VA EVITATO?

STRESS SHIELDING

Si verifica quando la strutturazione del sistema biomeccanico favorisce da scudo delle tensioni ad una certa zona dell'osso

BYPASS dei CARICHI

Si verifica quando si inserisce una protesi molto rigida: i carichi

un tessuto fibroso all'interfaccia: di per sé non è un segnale di fallimento.

La rottura a fatica e quindi lo scollamento dell'impianto avviene quando i micromovimenti determinano tensioni che superano il limite di fatica d'osso.

Si possono eseguire prove sperimentali (ad esempio di resistenza a fatica o statica, sotto sollecitazioni di flessione o torsione, a secco o in fisiologica) o con stimolatori o con tecniche innovative per la valutazione della resistenza strutturale.

Restano però aperti alcuni problemi:

- l'usura dei cotili: i metodi di sterilizzazione del polietilene ne modificano le caratteristiche e maggiori dimensioni comportano migliori coppie d'attivo e migliore usura;
- la forma dello stelo per evitare lo stress shielding;
- l'entità dei micromovimenti;
- l'innovazione della chirurgia;
- la lussazione: testine più grandi implicano coppie più assolute e impingement.

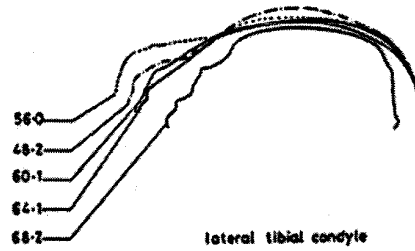
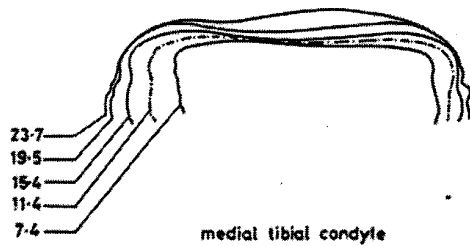
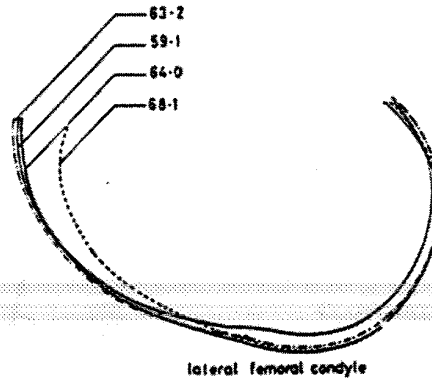
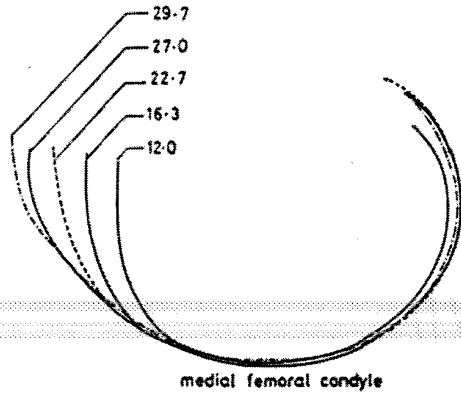


Fig. 10.5 Contours of sections of the knee joint in the sagittal plane (distances in mm of the planes of the contour from a reference plane are indicated on the individual contours)

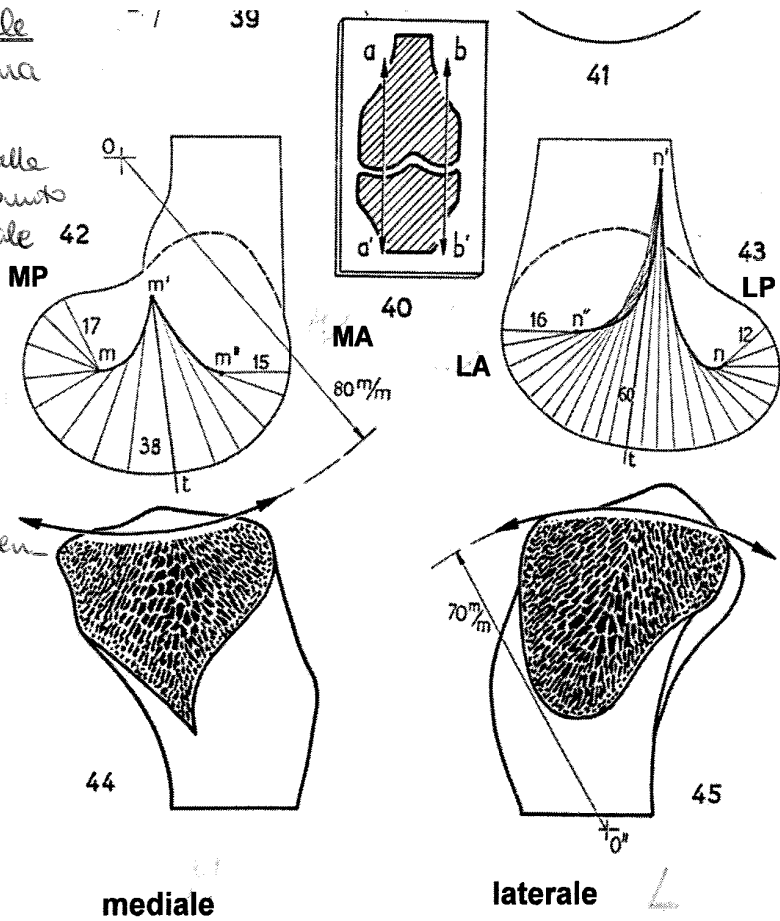
Fig. 10.6 Contours of sections of the knee joint in the sagittal plane (distances in mm of the planes of the contour, from a reference plane, are indicated on the individual contours)

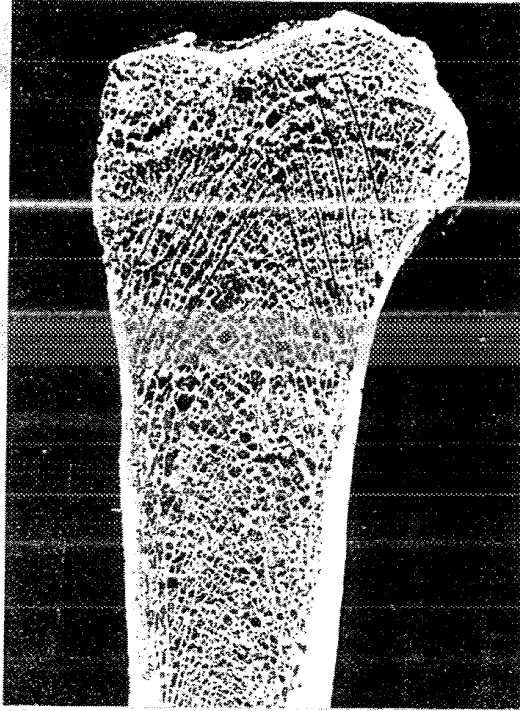
Picco trasversale

- protezione interna ed esterna
- influenzata dalla posizione del punto in piano sagittale

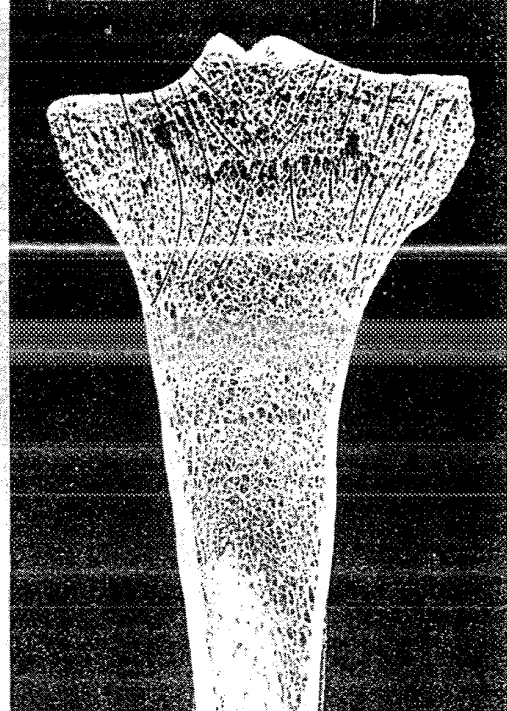
Picco frontale

- abduzione e adduzione
- una totale estensione preclude un picco massimo nel piano frontale





SEZIONE SAGITTALE DELLA TIBIA PROSSIMALE CON LA DIREZIONE PRINCIPALE DELLE TRABECOLE IN EVIDENZA.



SEZIONE FRONTALE DELLA TIBIA PROSSIMALE CON LA DIREZIONE PRINCIPALE DELLE TRABECOLE IN EVIDENZA.

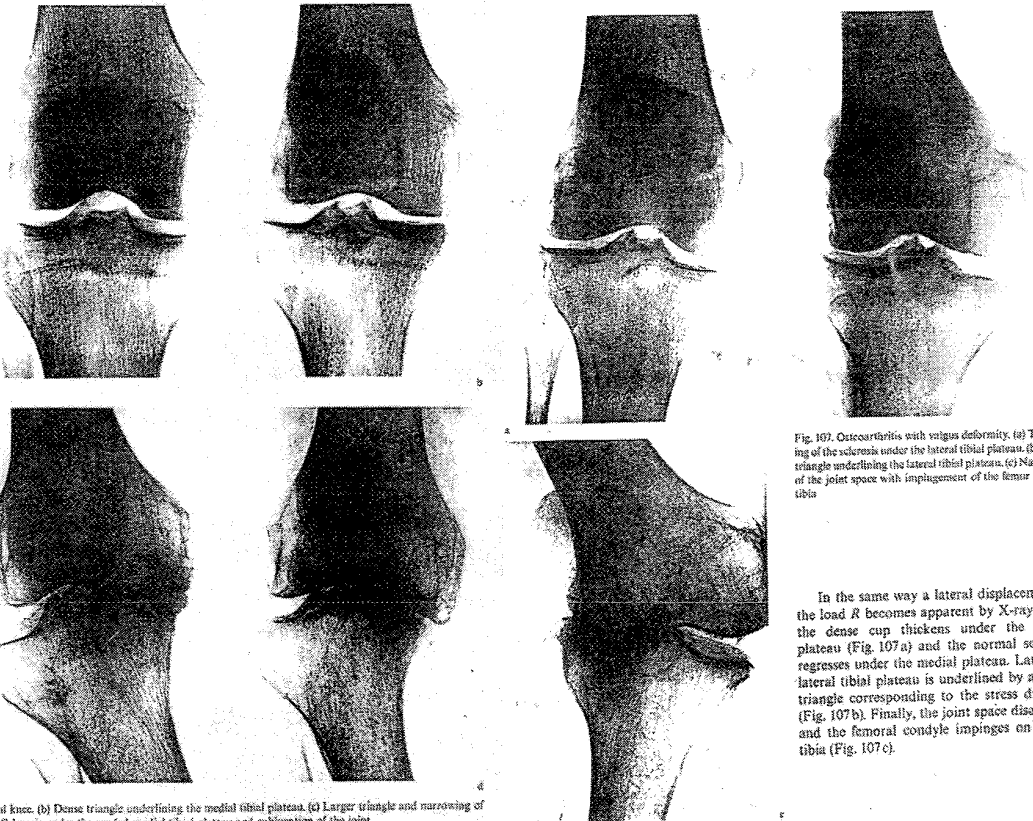


Fig. 106. (a) Normal knee. (b) Dense triangle underlining the medial tibial plateau. (c) Larger triangle and narrowing of the joint space. (d) Sclerosis under the eroded medial tibial plateau and subluxation of the joint

Fig. 107. Osteoarthritis with valgus deformity. (a) Thickening of the sclerosis under the lateral tibial plateau. (b) Dense triangle underlining the lateral tibial plateau. (c) Narrowing of the joint space with impingement of the femur into the tibia

In the same way a lateral displacement of the load R becomes apparent by X-ray. First, the dense cup thickens under the lateral plateau (Fig. 107a) and the normal sclerosis regresses under the medial plateau. Later, the lateral tibial plateau is underlined by a dense triangle corresponding to the stress diagram (Fig. 107b). Finally, the joint space disappears and the femoral condyle impinges on to the tibia (Fig. 107c).