



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

**Appunti universitari**

**Tesi di laurea**

**Cartoleria e cancelleria**

**Stampa file e fotocopie**

**Print on demand**

**Rilegature**

NUMERO: 1074

DATA: 09/09/2014

# **A P P U N T I**

STUDENTE: Iannizzi

MATERIA: Bioingegneria Meccanica Riassunto

Prof. Bignardi

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.**

# Biomeccanica meccanica

11/10/13

Studio dell'anatomia, fisiologia, patologia.

Un po' di storia...

Biomeccanica nasce in Italia a Padova alla Scuola Iatromeccanica.

Sartorio Sartorio → studio sul peso.

Gian Alfonso Borelli → allievo di Galilei. Organismo dei vertebrati → macchina.

Pensa xò che l'anima faccia muovere gli animali.

Giorgio Baglivi → l'uomo è costituito da macchine più piccole.

Tutte queste intenzioni si bloccano perché manca la tecnologia.

## OSSEO

Piano frontale : davanti/dietro

≡ sagittale : dx/sx

≡ trasversale : sopra/sotto

Proximale/distale : vicino/distante dall'attaccamento al tronco

Abduzione : allontanamento dal corpo

Adduzione : avvicinamento al corpo

Sist scheletrico : ossa, articolazioni, tessuti (cartilagine e legamenti)

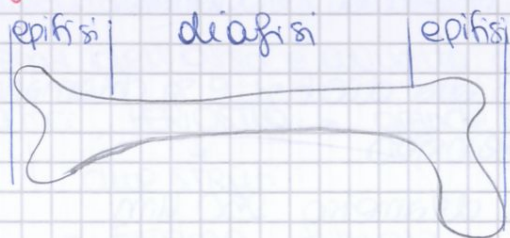
Il 18% del peso è costituito dallo scheletro. Le ossa sono ca. 206.

Elemento osseo : tessuto osseo, tess. sanguigno, tess. nervoso. Alcuni elem. hanno il midollo.

5 classi di osso:

- lunghe
- corte
- piatte e sottili (cranio)
- irregolari (vertebre)
- sesamoide (rotula)

## Osse lunghe



Funzione del singolo osso → determina la configurazione interna dell'osso e quindi anche sull'esterna.

Apo-fisi → si creano delle protuberanze x l'aggancio dei tendini. Si creano a cause di continue trazioni muscolari.

La pulsazione del cervello hanno modificato la calotta cranica.

2 tipi di osso:

1 compact bone / cortical bone : esterno

2 trabecular bone / spongy bone : interno

## RIASSUMENDO: (OSSO, ANATOMIA)

### • Sist scheletrico:

- costituito da ossa, articolazioni, tessuti associati
- struttura ossea costituisce il 18% del peso totale
- ca. 206 elementi ossei → costituzione: tessuto osseo, t. sanguigno, t. nervoso.  
alcuni contengono il midollo osseo

### • Funzioni del sist scheletrico

### • Classificazione delle ossa:

- lunghe: femore
- carpe: ossa carpali
- piatte: ossa del cranio, coste
- irregolari: vertebre
- sesamoide: rotule

### • Ossa lunghe:

- EPIFISI - DIAFISI - EPIFISI
- apofisi dovute alla costante trazione muscolare
- solchi (scatola cranica)

### • Tessuto osseo:

- OSSE CORTICALE: peso specifico ca. pari a 2, diafisi, parte esterna dell'epifisi, guscio esterno delle os. carpe e tavolo esterno delle piatte.
- OSSE SPONGIOSO: epifisi, tra l'osso corticale delle piatte e osse carpe. È costituito dalle trabecole → connessione genera il tessuto spugnoso (da cui il nome). Densità apparente è  $0,15 \div 1 \text{ kg/m}^3$ . Trabecole orientate nel verso della sollecitazione. Tra trabecole e cavità della diafisi → midollo osseo.

- Sup. esterna dell'osso è avvolta da una membrana ricca di vasi sanguigni e linfatici, PERIOSTIO → grande sensibilità nervosa.

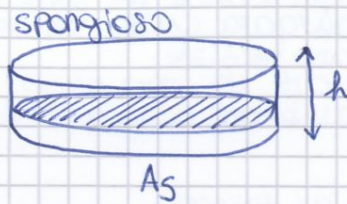
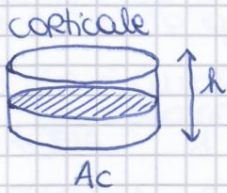
↓  
due strati:

- Esterno: fibroso
- Interno: osteoblasti (osteociti)

### • Tessuto osseo è formato da:

- cellule ossee (osteociti)
- sost. fondamentale } = sostanza intercellulare, osteoide
- fibre collagene } = parte organica
- sost. cementante }  
↳ fosfato di calcio  
carbonato di calcio
- sali minerali → parte inorganica

- Consideriamo due cilindretti di osso corticale e spongioso con altezza  $h$  uguale, massa  $m$  uguale:



$$\rho_c = \frac{m}{V_c}$$

$$\rho_s = \frac{m}{V_s}$$

$$\rho_c V_c = \rho_s V_s$$

$$\rho_c A_c h = \rho_s A_s h$$

$$\rho_c A_c = \rho_s A_s$$

$$\frac{\rho_c}{\rho_s} = \frac{A_s}{A_c}$$

Per quanto riguarda le tensioni:

$$\sigma_c = \frac{F}{A_c}$$

$$\sigma_s = \frac{F}{A_s}$$

hp: lavorano meccanicamente allo stesso modo

$$\sigma_c A_c = \sigma_s A_s$$

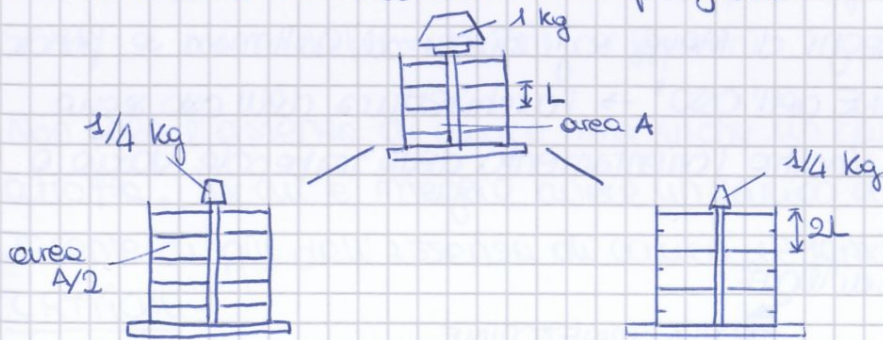
$$\frac{\sigma_c}{\sigma_s} = \frac{A_s}{A_c}$$

Quindi si arriverebbe alla conclusione:

$$\frac{\rho_c}{\rho_s} = \frac{\sigma_c}{\sigma_s} \quad \text{FALSO!}$$

l'osso spongioso resiste ca. 30 volte in più.

- Instabilità elastica dell'osso spongioso:



- Influenza dell'età sulle caratteristiche meccaniche dell'osso:  
riduzione delle deformazioni a rottura e il + imp cambiamento dovuto al tempo.

2- Riorganizzazione del tessuto osseo → le fratture si rimarginano.

3- Ricambio osseo: avviene xkè le cellule muoiono, nascono... C'è chi dice che a produrre questo ricambio sono proprio dei microdanneggiamenti.

Tutto ciò è qualitativo. Si cerca ora di trovare le leggi → esperimenti per

- ATROFIA 1

- IPERTROFIA 2

1- 3 tecniche: permanenza a letto, assenza di gravità (assorbimento dell'osso) ed immobilizzazione.

Immobilizzare un arto → fissatore esterno

Sollevamento per la coda

• Raschiamento dei nervi

• tendini

BMC: bone mineral content. In tutti i soggetti si riduce (uomini)

CSA: cross section area: funzione non lineare (cani)

2- Indurre ipertrofia → maggiore carico (carico ipernormale)

Normalmente con fissatore esterno, esercizi, osteotomia = tagliare l'osso. viene fatta su essa accoppiate (ulna-radio, tibia-perone) in modo tale che il carico sia tutto su un osso.

BMC: sue fissatore invece delle barre meteo dei dinamometri

A 360 cicli/giorno → aumento massimo.

Generalmente con carico non fisiologico

CSA: microdeformazioni differenziali.

Non solo l'assenza di carico, ma anche un carico costante provoca ipertrofia e atrofia. Per cui è meglio avere un carico ciclico.

Risente di più dell'assenza di carico il femore/tibia/perone.

CRITICHE:

- Modeling: osso in crescita, che risente del carico, ma non si rimodella.
- Atrofia: quantificato → giorni di assenza del carico, ma non so di quanto l'ho ridotto. Meccanismo di on/off.
- ~~Atrofia~~ Ipertrofia: in alcuni casi si verificava in un pto ≠ da dove il carico era aumentato.

Esperimento sui maiali → un gruppo di maiali conduceva la vita normale, un altro gruppo correva tutti i giorni.

La CSA dei "corridori" era più grossa → CRITICA: erano maiali giovani.

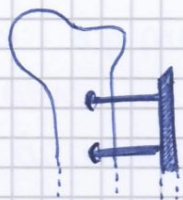
→

Il paziente politraumatizzato ha più problematiche di infezioni, ...

Trattati nello stesso modo come un paziente con una frattura singola ha il 40% ~~di~~ in più di tempo a guarire e il rischio di infezione sale al 50% in più.

→ piastra a stabilità angolare (fissatore interno)

Se la piastra sta sollevata dall'osso evita la necrosi sotto la piastra stessa (come nel caso di fissazione delle a pressione)



Fissatore interno

Fissatore esterno permette l'utilizzo di fili a fratture comminute (l'osso è frantumato)

Se la distanza tra 2 osse è  $>$  di 6-7 mm → si colma il buco prelevando dell'osso spongioso (molto nutritivo) dal bacino oppure si fanno infiltrazioni di cellule potenti ~~potenti~~ prelevate dal midollo.

I fili del fissatore esterno sono tensionati. Si può agire sull'osso senza intervenire chirurgicamente.

Svantaggi  $\left\{ \begin{array}{l} \text{gestione dei traumi di collegamento: può infettarsi (anche l'osso)} \\ \text{in quel caso l'osso necrotizzato e infetto va asportato} \\ \text{tolleranza da parte dei pazienti} \end{array} \right.$

Nel 1897 c'era molta ricerca sui fissatori

Nel 1913 → l'apparato poteva essere applicato "facilmente e velocemente", aveva una notevole rigidità. Primo fissatore di Albine Lambotte. Però le viti non erano, erano chiodi.

Fissatore esterno a rotaia di Judet → spago per tensionare

Il problema → infezioni

Nel 1934 → Roger Anderson

Nel 1938 → Hoffman: osteotomi  $\left\{ \begin{array}{l} \text{compressione} \\ \text{distrazione} \end{array} \right.$

Anni 80 → De Bastiani:

Monolaterale rigido che dà dinamizzazione (mov. assiali)

Viti da 6 mm. All'inizio la frattura deve essere rigida, poi può essere massaggiata.

A cielo aperto ho molto più problemi di infezioni.

Ematoma → silicone → silicone secco → osso

Nel 1954 → G.A. Ilizarov: usare il filo per fissatori esterni (gessi esterni)

# ARTICOLAZIONI

22/10/13

Sinartrosi: immobili. Ad es: cranio. Le ossa sono unite da fibre di collagene.

Anfiartrosi: osse tenute insieme da fibrocattilagine. Ad es: vertebre con disco intervertebrale. Oppure sinfisi pubica.

Diartrosi (articolazioni sinoviali): elementi ossei scollati tenuti insieme da legamenti e muscoli. Poi a seconda della struttura del tendine → lussazioni.

Enartrosi: sup articolari sferiche. Ad es: anca.

Artrodio: sup man. Ad es: polso e mano.

## CARTILAGINE

Fosfati di calcio. Famiglie

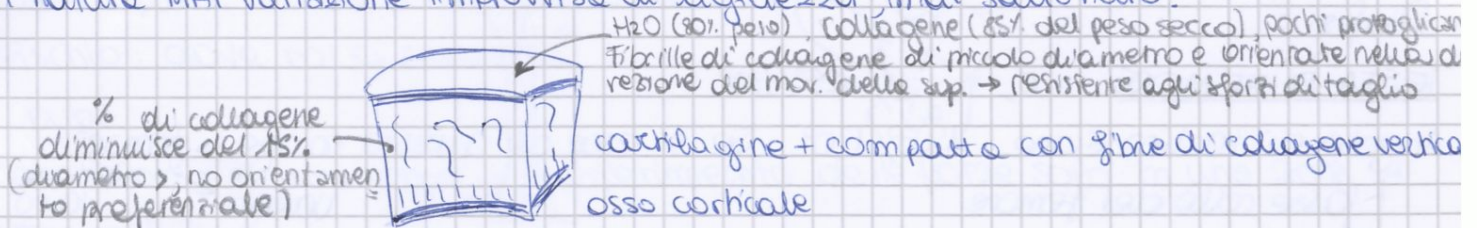
- IALINA: nelle coste, nel naso, bronchi.
- BIANCA: nelle sinfisi pubica, dischi intervertebrali, cercini articolari, ossa-tendini.
- GIALLA: molto elastina, deve mantenere le forme (orecchie, ...)

### - Cartilagine articolare

1 - 5 mm di spessore anche nella stessa articolazione.

- Ridurre l'attrito
- Distribuzione del carico
- Ammortizzatore dei carichi impulsivi (quando si protesta si perde questa capacità)

In natura MAI variazione improvvisa di rigidità, mai salto netto.



Caratteristiche IALINA:

- poche fibre di collagene → elastica. No alimentazione sanguigna, molto tempo a guarire. Non è nervata.

Caratteristiche BIANCA

- + fibre, ma poco elastica.

Caratteristiche GIALLA

- fibre elastiche, resistente ed elastica (ha la funzione di mantenere la forma) da parte che si vede: LAMINA SPLENDENS

Condrociti assumono la forma adatta a sostenere i carichi.

Cartilagine → liquido sinoviale: si interpone tra le cartilagini.

Tutte le articol. mobili hanno una capsula articolare che avvolge l'articolazione. All'interno → membrana sinoviale che produce il liquido.

Quando camminiamo → la cartilagine è piena di liquido, quando schiacciamo

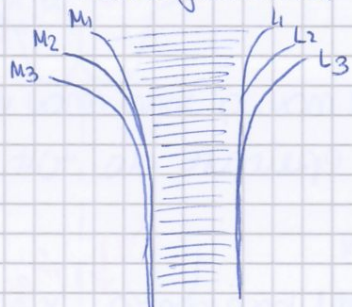


Quando devo progettare →

- offset della testa di femore: distanza dal centro delle teste all'asse di riferimento. A volte si lascia = oppure modificarlo a vantaggio o svantaggio ( $\pm$  valggo/vero) × scaricare l'articolazione
- istmo: restringimento del diametro.

Ortopedico Noble nel 1988 studio antropometrico → misuro' 200 femori (22-95 anni) per vedere le varie "tagli". Inoltre voleva vedere se c'era correlazione tra vari elementi.

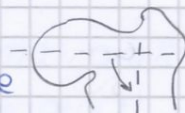
Tracciato un diagramma → "femore a trombetta"



" " " a coppe di champagne"

Tutto ciò che è vero → allontanamento dal piano mediale

" " " " valggo avvicinamento al centro



Tornando al bacino → le trabecole "trasportano" le forze.

Il bacino mantiene i nomi delle ossa separate in età infantile:

- ileo: parte in superficie, quello che si sente
- ischio: dove noi ci sediamo
- pube

L'acetabolo è una coppa → trasferimento delle forze solo in una zona (+ esterna)

Slide → 5 = cercine. Si forma uno spessore × rendere + comodo l'articolazione

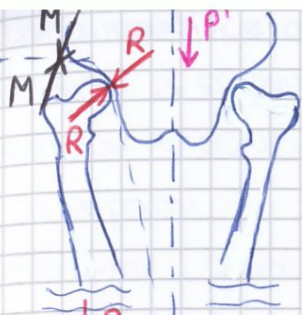
Si chiama proprio cercine (fibrocartilagine)

In posizione retta → testa di femore in parte scoperta dall'acetabolo. In un certo senso meno stabile. La posizione più sicura in fatto di stabilità è a carponi. da posizione peggiore è accavallare le gambe.

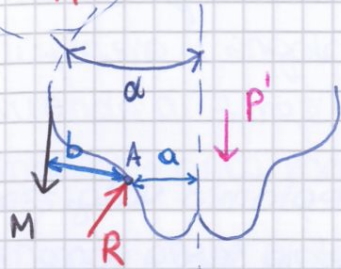
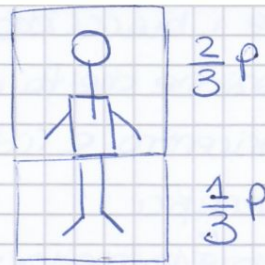
## LEGAMENTI

3 + 1 (= rotondo che nutre la testa di femore).

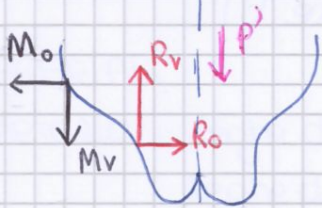
- ileo-femorale
- pube - "
- ischio - "



$$P' = P \frac{1}{6}$$



$$A) P'a = Mb \rightarrow M = \frac{P'a}{b}$$



$$M_o = M \sin \alpha$$

$$M_v = M \cos \alpha$$

$$\uparrow P' + M_v = R_v \rightarrow R_v = P' + \frac{P'a}{b} \cos \alpha$$

$$\rightarrow M_o = R_o \rightarrow R_o = \frac{P'a}{b} \sin \alpha$$

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

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

$$\frac{a}{b} \approx 3$$

$$R = P' \sqrt{1 + \frac{a^2}{b^2} + 2 \frac{a}{b} \cos \alpha}$$

R = 3,5/3,8 peso corporeo

La risultante spazza un cono:



E conferme sperimentali: Charnley (1968). Inizialmente le protesi erano metallo (testa e coppa). Qui si fa apporre una "membrana" di materia plastica. Ho sbagliato materia plastica → teflon: si usura molto velocemente. Ho così verificato che la direzione del buco nel teflon era di 16° ca., come aveva detto Pauwels.

Un'anca vara ha angolazione minore → aumentano i bracci.

Un'anca valge → b si riduce ulteriormente (+ carica e + scoperte)

Più c'è coxico c'è dolore → quindi la prima cosa da fare è dimagrire.

I movimenti si riducono e fa male → sintomi.

ARTROSI DEFORMANTE PRIMARIA ↗

ARTROSI SECONDARIA → causate da:

- osteoporosi
  - traumi (ginocchio, ad es, quando i menischi non funzionano)
  - processi infiammatori
  - diabete, gotta
  - displasia (angolo dell'acetabolo molto maggiore. È un problema genetico)
- Quando ai 3 mesi si fanno le ecografie è proprio x individuarlo.  
Problema → anche poco protetta, zone di carico ridotta.

Tornando alle protesi → stelo: metallo

testina: metallo o ceramica

cofte: metal back (es: a maglia) + polietilene

## MATERIALI

- Metallo: leghe d'acciaio, es: CrCoMb } stelo  
leghe di titanio (metal back)
- Polimerici: polietilene (nel tempo si è trasformato e migliorato). È un po' l'anello debole.
- Ceramiche: allumina, zirconia (solo x la testina e x l'interno dell'acetabolo di solito accoppiamenti → coftide-testina)

## COLLEGAMENTO con L'OSSE

- Protesi cementate: si interpone tra stelo o metal back e del cemento acrilico (PMMA)
- Protesi non cementate: più conformi con la parte ossea. Devono permettere l'ancoraggio all'osso. Come fare?
  - rendere pr. rugosa
  - pr. filettate
  - pr. rivestite da materiale osteoinduttivo.

Cementate → ho un "centratore" per permettere di mettere la protesi al centro e avere la stessa quantità di cemento.

Non cementate → qualche anno fa erano sciolte macroscopicamente

→ oppure nido d'ape → non va bene!!

→ granulazioni varie (le sferette vengono spaccate a grandezza locale)

3 protesi → CUSTOM CASE: ogni paziente si fa fare una tac, si prendono le misure e il paziente ha una protesi su misura. Però non si hanno info di un futuro  
hamento migliore.

de non cementate → + lunghe (pazienti + giovani)

## PROGETTAZIONE

- Meccanico: metodo più vecchio. Approccio: struttura che deve ristabilire le cond. cinematiche fisiologiche, resistenza ai carichi, interfaccia con attutto e usura minimi. Meglio anche l'assorbimento degli urti

- Biomeccanico: studio dei materiali biocompatibili (materiale e prodotti di usura. Ad es: polietilene → prodotti di usura non sono x niente biocompatibili!!!), studio della forma dell'impianto (in particolare stelo) → biocompatibilità biomeccanica. Studio dell'interfaccia protesi-osso

Tribologia → scienza che studia attrito, usura, accoppiamenti

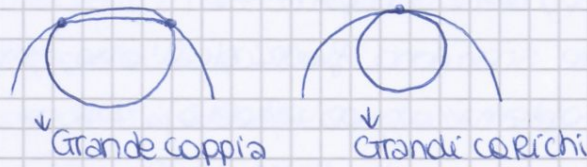
25/10/13

## Accoppiamenti articolari

1) Metallo - metallo: poca usura, ma alto coeff d'attrito

da Ricerca è andata verso materiali che avessero un basso coeff d'attrito e che attenuasse gli urti.

Problema: lavorazione:



2) Metallo - teflon - metallo: il problema fu l'usura

3) Metallo - polietilene ad altissima densità (UHMWPE): basso attrito, ma elevata usura

4) Ceramica (testina) - <sup>metallo</sup> polietilene (metal back)

5) Ceramica - Ceramica: bassa usura, basso attrito, ma altissima fragilità.

Ora c'è stato un ritorno al metallo-metallo, ma sempre con il problema dell'ammortizzare gli urti.

Metallo - polietilene - metal-back

## CAUSE di FALLIMENTO

Prima → infezioni.

Ora

- Rottura dell'impianto: si rompe lo stelo/collo. Problema: sottodimensionato. Generalmente il problema è x le piccole-medie aziende.

Prima protesi → Moore 1943. (medico-chirurgo): senza cemento, aveva creato dei fori per permettere all'osso di attaccarsi.

Successivamente → stelo + fine, curvo e cementato. In entrambi i casi il taglio è alla base del collo.

Poi → stelo dritto e avvitato (anche con sezioni non circolari). Vantaggio: - facilità di operazione: inserimento nell'osso. Resezione maggiore.

Successivamente → protesi a press-fit (non avvitate).

Anni '80 → manthane di + il collo, inserimento + complesso.

I buchi nella protesi sono stati abbandonati xkè la paura era che la protesi, muovendosi, tagliasse a ghigliottina l'osso.

(Protesi cementata è liscissima. Quella non cementata → prima l'avevano avuta, poi più corte e lavorate in modo ≠ sulla sup).

Stelo lungo → si pensava che il carico si trasferisse sulla punta e quindi avvingevano lo stelo per allungare il braccio delle forze. Poi psicologicamente riempire di + l'osso sembrava fare una protesi +icura.

Ora → rasatura // e rivestimento che crea attrito solo nella parte prossimale.

### Considerazione:

- Stelo avvitato: stelo assialmente asimmetrico quindi la protesi non tocca ovunque. Per laanza di pazienti la protesi è fallita.

Soprattutto x i colli bisogna evitare l'effetto grattugia → l'osso si taglia!

È effetto ombrello

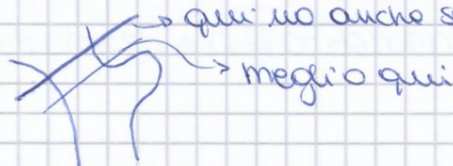


- Press-fit: non dura nel tempo e ha bisogno di un taglio maggiore.

- Stelo a supporto aduttabile: resistenza del "calcar" → sotto la testa, alla base del collo c'è + osso corticale:



Se il taglio è fatto dove il collo è svuotato è troppo aperto → qui no anche se c'è + tessuto



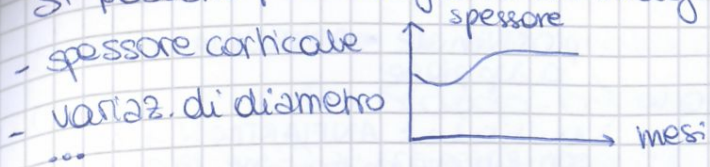
Esistono protesi che non hanno stelo → chiodo con placca laterale. Sono complicate! → Protesi di disco a compressione.

Esistono anche protesi piccole → NANOS. (lucida e satinata)

MAYO

CONSERVATIVE

Si possono poi disegnare dei diagrammi:



A.G.V = average grey value

Azienda imp → Smith & Nephew

## GINOCCHIO

Che tipo di movimento è?

- Rotolamento puro (A): dopo poche flessioni si uscirebbe dall'articolazione
- Strisciamento puro (B): impingement



Unione dei 2 movimenti

- Condilo interno → 10/15° e poi strisciamento

Legamenti → Funzione:

- quando la gamba è tesa sono lassi
- " " " è estesa sono in tensione

5/11/13

## POLARE del MOTO

Sono 2 profili → rotolamento puro: tibia e femore sarebbero 2 poli, ma non si muovono per rotolamento puro.

Le sup. articolari protesiche possono essere ≠ : profili fisiologici oppure no ma realizzano la stessa polare.

SCHEDA → Radiografie successive del ginocchio in movimento.

Individuo p.h che si ritrovano nelle varie radiografie.

↓  
p.h di REPERE

## PROTESI

Problema → non c'è abbastanza osso corticale!! Zona corticale sottilissima che va mantenuta. Altrimenti → affondamento delle protesi nell'osso spugnoso.

## CAVIGLIA

Tibia - perone - astragalo

↓  
osso corto e tozzo. Assimilato ad un uovo → spongioso

Ricoperto da un sottile strato di corticale.

Articolazione → superficie particolare chiamata TROCLEA

Sono, xò, + articolazioni → principale: tibia - astragalica (protesi) + →

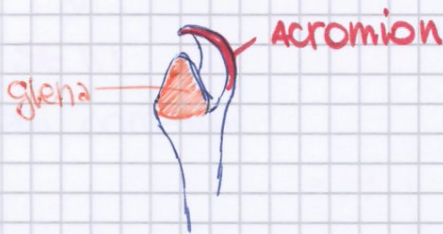
# SPALLA

6/11/13

Sistema articolare → ≠ articolazioni (4 o 5)

- Omero 1 → Scapolo-omeroale (gleno-omeroale) : unica protesizzata
- Clavicola 2 → scapolo-toracica
- Sterno 3 → Acromion-clavicolare
- 4 → Sterno clavicolare (sterno - )
- 5 → sotto-deltoides

1. A. vera principale nel senso anatomico (enartrosi = acc. sferico + coppa)
2. Seconda art. x movim → FISIOLOGICA : c'è un mov relativo tra scapola e torace. È FALSA
3. A. vera, ma secondarie
4. A. vera, ma "
5. A. fisiologica → mov. relativo tra muscoli adiacenti.



- ① Cercine glenoides : sul perimetro della sup articolare x rendere più accogliente la sede x la glena.  
Sono pochi stabili a causa della gravità. Diventano imp la CAPSULA ARTICOLARE e i tendini (TENDINE del BICIPITE)
- ② Lo scapolo scivola sulla gobba → interfaccia : muscolo sotto clavicolare.
- ③ A volte può essere molto dolorosa
- ④ forma a sella
- ⑤ Cuffia dei muscoli periartricolari, sopra è deltoide e sotto una BORSA SIEROSA che permette il movimento relativo tra deltoide e muscoli p.

Codman = fisiologo. PARADOSSO : rotazione congiunta.

Articolazione non stabile → interviene la capsula articolare e i muscoli/tendini

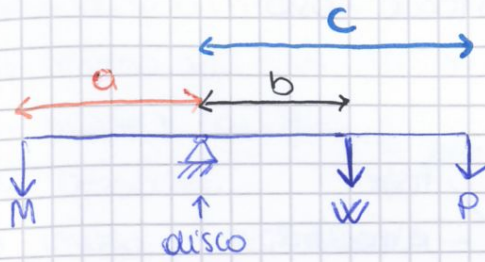
Carichi articolari → azione dei rotatori rispetto al deltoide. Dalte deltoide tende a lussare l'articolazione, per cui è imp. la presenza dei rotatori che riportano l'articolazione nella sua sede.

Ordine di grandezza del carico sulla spalla → 1 volta il peso.

→

# COLONNA VERTEBRALE

12/11/13



M = muscoli estensori

W = peso corporeo

P = peso da sollevare

a = fisso (LM)

b, c → variano  
L<sub>w</sub>      L<sub>p</sub>

3 equazioni — momento  
                  — 2 traslazione

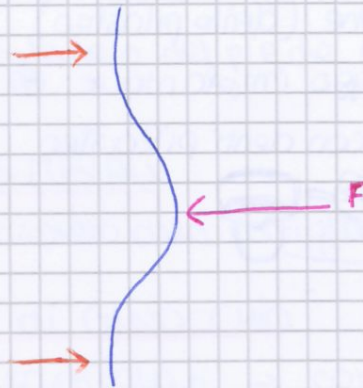
$M_a = Wb + Pc$       Troviamo M

Scomponiamo W e P e aggiungiamo le 2 componenti

Sommo le varie direzioni e trovo le comp. di taglio usando Pitagora.

## CORSETTI

Corsetti correttivi:



Bacino = vincolo fisso

Forze controllaterali

Forza x correzione

Devono esserci forze x ridurre la rotazione (forze di derotazione)

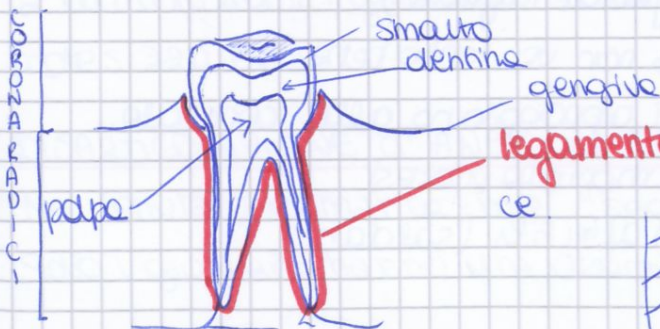
Forze controllaterali:

Nella parte superiore ho delle forze sulle gabbie toraciche, nella parte inferiore le forze spinge sui muscoli → deve esserci una grande esperienza

## IMPIANTI DENTALI

Mascellare superiore e inferiore → ossa piatte e sottili con osso corticale intorno e poco spugnoso dentro.

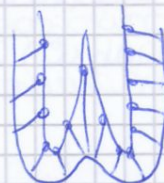
I carichi sui denti sono imponenti: 400 N, 500 N e anche migliaia.



**legamento para-dontale**: interfaccia tra osso e radice  
ce

non si riesce a protesizzare (forze di compressione)

come se fossero tiranti.  
A seconda dei carichi si spostano, d'osso è tendenzialmente in trazione





# PROTESI

19/11/13

Protesi = disp. artificiale atto a sostituire una parte del corpo mancante

Svolta intorno agli anni '50 → sistema modulare : 3 parti.

- a → piede e caviglia
  - b → ginocchio
  - c → invaso (personale)
- } prodotte industrialmente

Inizialmente in legno, ma x crisi OTTO BOCK cercò resine possidiche.

## AMPUTAZIONI di PIEDE

- LISFRANC : difficile protesizzarla perché il calcagno è libero, ma le lunghezze delle gambe cambia xkè l'invaso ha uno spessore.

- CHOPART : amputazione maggiore.

↓  
pazienti diabetici.

PROTESI → "sportello" laterale x calzare la protesi.

- SYME : componenti di piedi a bassa restituzione di energia

- PIROGOFF : non + utilizzata, ma nata x dare un appoggio fisiologico.  
Parte cutanea del piede poco vascolarizzata → lunga cicatrizzazione.

## AMPUTAZIONI TRANSTIBIALI

1/3 dal ginocchio rispetto alla caviglia. + qui che amputazioni sulla coscia

## DISARTICOLAZIONE di GINOCCHIO

Tibia e perone disarticolati → condrici femorali atti ad appoggiare sulle protesi. Braccio di leva molto lungo.

Unico problema : quando seduto un ginocchio è più lungo dell'altro.  
Ginocchio protesico policentrico a controllo idraulico.

Inizio anni '90 → asse del piede molto avanti rispetto all'invaso

Ora al contrario

## AMPUTAZIONI TRANSFEMORALI

2 articolazioni : ginocchio e caviglia. Amputazione alta → difficile da protesizzare.

## DISARTICOLAZIONE d'ANCA ed EMIPLEWECTOMIA

No tenuta pneumatica, ma "seggiolino" con garci.

Solo i giovani hanno una deambulazione autonoma.

- 4) Rilevazioni di punti critiche x sopportare l'invaso (ad es: perone sporgente, cresta tibiale)
- 5) Scanner a distanza a miscolo. Qualche min
- 6) PC con software
- 7) Prendiamo così le info NECESSARIE → File in macchina a controllo numerico

Invaso → costruito sul moncone e non come il moncone. Ad es sul perone avrà una maggiorazione di materiale.

Pressione alta → tendine sotto rotuleo! 60% del peso è scaricato lì!

## BIOMECCANICA del MUSCOLO

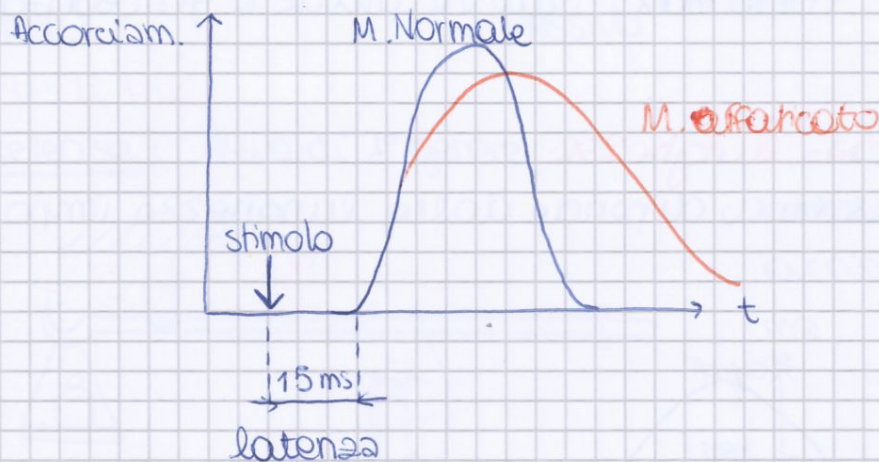
10/11/14

### Caratteristiche attive

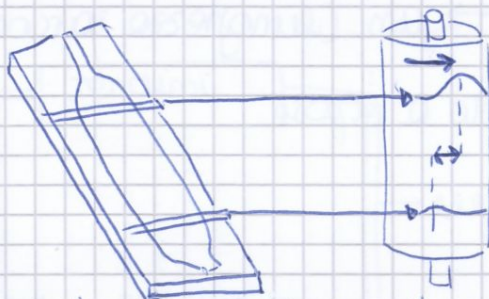
Ogni singola fibra si comporta con la legge del "tutto o nulla". Però se il muscolo viene lasciato inattivo x un po' di tempo, la prima contrazione è + debole.

### ESPERIMENTO:

Contrazione isotonica. Scossa semplice (1 impulso)

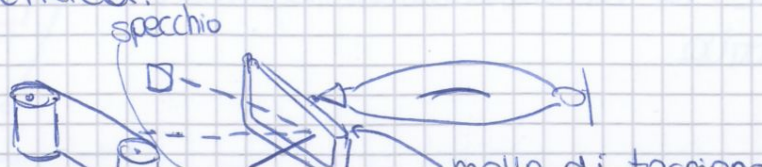


Fisiologo MAREY → dispositivo x misurare la velocità di propagazione dello stimolo/contrazione.

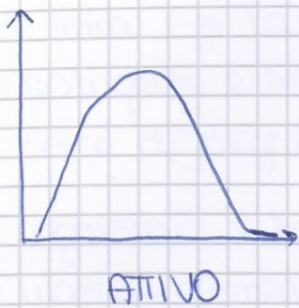
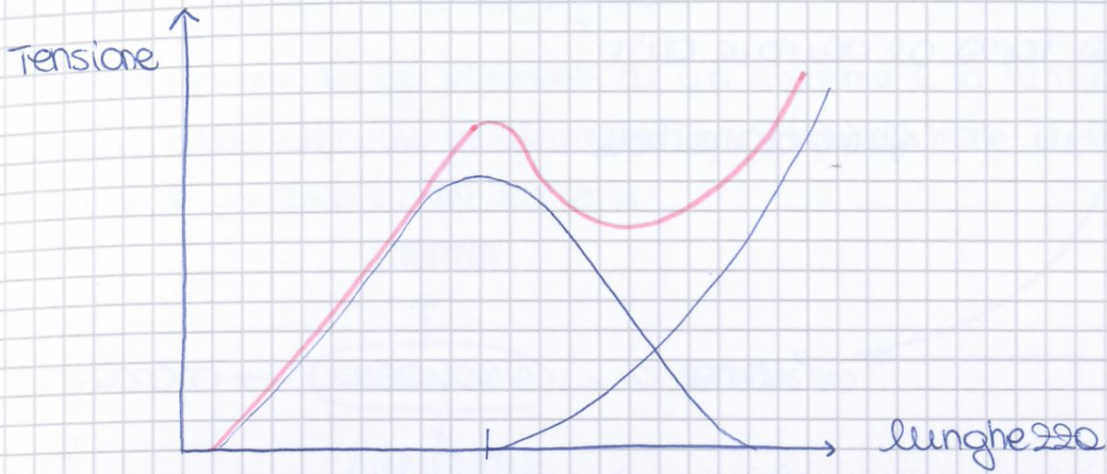


Si ottiene l'andamento dell'onda di propagazione. È una certa uniformità →  $\approx 10$  m/s. Conoscendo il periodo dell'onda, valore  $\lambda$

Contrazione isometrica.



Obiettivo: caratteristica globale del comportamento attivo e passivo.

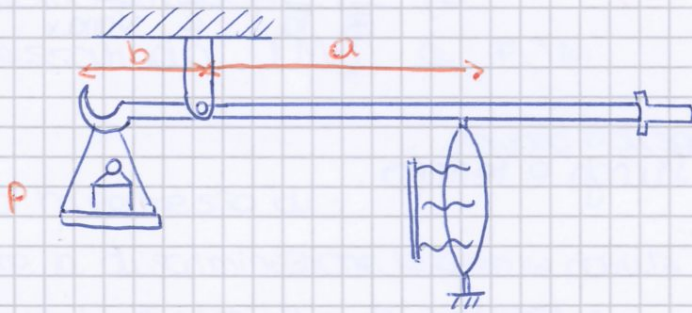


⊕

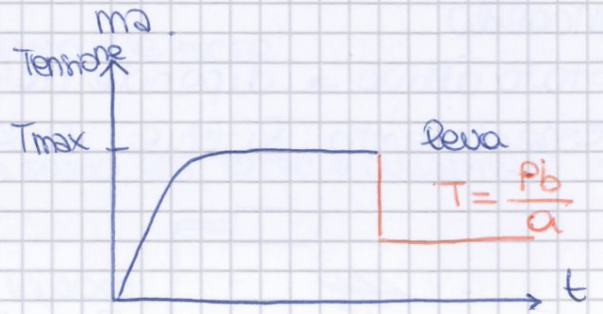


Esperimenti di Hill

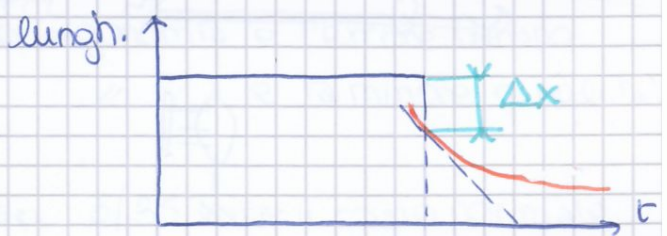
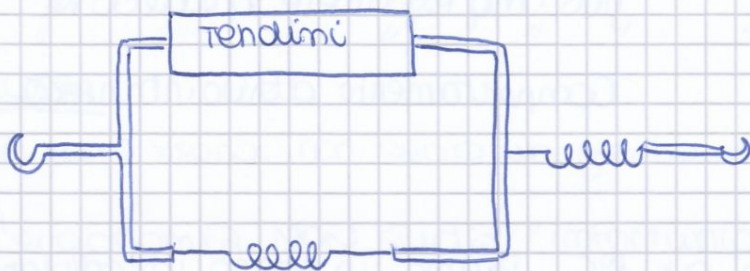
Quick-Release: leva di 1° genere



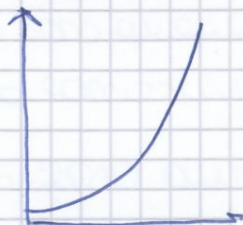
Stimolando tetanicamente: arrivo alla forza massima



Modello del muscolo:



Tendini: tanti quick-release in cui hanno valutato  $\Delta x$  cambiando P.



Come il muscolo

# ERGONOMIA

Vogliamo che l'oggi sia una produzione di massa

Studia l'interazione tra gli elementi di un sistema e la funzione x cui vengono progettati, allo scopo di migliorare la soddisfazione dell'utente e l'insieme delle prestazioni del sistema.



\* E. fisica: si basa sulle caratteristiche umane anatomiche, antropometriche, fisiologiche e biomeccaniche in relazione all'attività fisica.

Si cerca di migliorare il posto di lavoro in base all'età

E. cognitiva: si basa sui processi mentali e su come intervengono sull'interazione uomo - elementi del sistema.

E. organizzativa: definisce tempistiche del lavoro

## EVOLUZIONE STORICA

Si è passati da FMJ a FJM

↓  
lavoro ridisegnato x le persone.

Questo ha permesso di:

- evitare la discriminazione lavorativa dovuta a sesso, età, etnia e disabilità
- compensare i costi dovuti alle MSDs
- sottolineare imp dell'umanizzazione del lavoro
- // la relazione tra una scarsa ergonomia e l'errore umano
- // " " " " " " " " e la minore qualità.

## COSTI

Se una persona non lavora un giorno costa 3/3,5 volte il costo normale.

L'ergonomia NON studia l'infortunio perché, salvo rari casi, è un evento imprevedibile.

Gli infortuni sono quelli che si vedono mentre le malattie professionali sono ancora poco conosciute.

MSD → 2006-2010 aumento del 2800%

## MOVIMENTAZIONE MANUALE dei CARICHI

Sollevare o abbassare, tirare o spingere, maneggiare basti carichi.

### MAL di SCHIENA

80% incidenza del mal di schiena  $\xrightarrow{\text{causa}}$  99,8% mov. manuale dei carichi

Quando si alza un peso...

Rischi. peso massimo = 20 kg x le donne in salute  
(18-45 anni) 25 kg x gli uomini (America: 23 kg) } in cond. ideali

Prima, fino al 2008, si arrivava a 35 kg.

Spostare un oggetto solido o liquido è ben  $\neq$

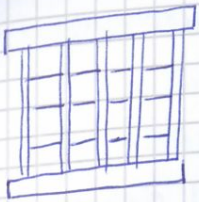
Un disco può sopportare al max 33 kN.

Bisogna applicare l'ergonomia in tutte le fasi:

DESIGN

modello 3D

- Le trabecole dell'osso spongioso cedono a compressione X instabilità.  
 L'invecchiamento causa la perdita di trabecole orizzontali nella parte centrale del corpo vertebrale, mentre in periferia rimangono uguali.



## INFLUENZA dell'ETA'

- $E$  cresce fino a 40 anni, Deformazioni a rottura diminuiscono con l'età.

BURSTEIN (1946) suggerì che da un p.to di vista strutturale la riduzione delle deformazioni a rottura costituisce il più importante cambiamento dell'osso che avviene nel tempo.

## INFLUENZA della VELOCITA' di APPLICAZIONE del CARICO

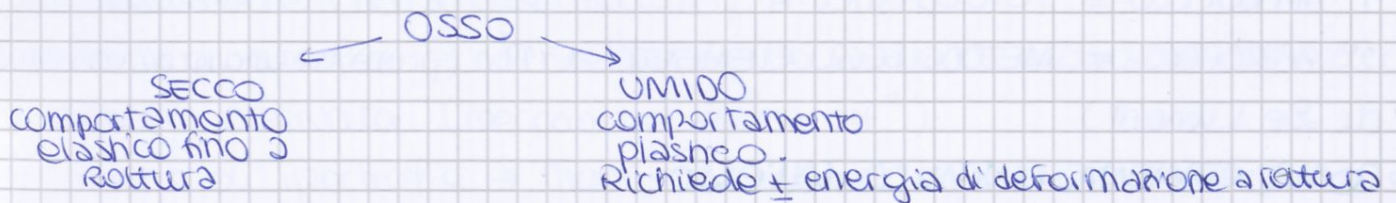
L'osso è un materiale viscoelastico.

Ess. di area sottesa da  $\sigma - \epsilon$

All'aumentare della velocità di applic. del carico aumenta l'energia assorbita, quindi aumenta  $E$ , resistenza a rottura, deformazioni di snervamento.

Se sull'osso viene applicato lentamente il carico, si rompe prima che non con un carico applicato velocemente.

## OSSO UMIDO e OSSO SECCO



## MECCANISMI DI FRATTURA

SWEENEY (1965) → sup di frattura dell'osso corticale ~~non~~ in direzione longitudinale sono  $\perp$  alla direzione del carico applicato.

REILY → a compressione si creano piani di frattura obliqui (dove le sollecitazioni sono + elevate).

CURREY, BREAR (1974) → materiale caricato a flessione o a compressione, a volte in campo elastico, a volte oltre le limite di snervamento, e volte fino a rottura.

Flessione in campo elastico  $\Rightarrow$  no linee di frattura (solo vicino ai vasi sanguigni)  
 Snervamento  $\Rightarrow$  numerose linee di frattura.

CARTER HAYES → danno all'osso sottoposto a carichi ciclici di flessione.  
 1977

## RESISTENZA A FATICA

Soceccitazione a fatica. Prove sulle h'm'a dei topi (in vivo).

$\sigma_s \approx 0,42 \sigma_r$  Quasi come l'acciaio

L'osso con più alta densità di canali di Havers si comportano come  $\rightarrow$

## Rimodellamento

• **BONE MODELING**: processo di formazione per accrescimento. È un processo epigenetico. Simulazioni di Carter da matrice cartilaginea indifferenziata.

• **BONE HEALING**: processo di riparazione delle fratture. Evidenza delle leggi di Wolff

• **BONE TURNOVER**: ricambio osseo.

### ESPERIMENTI (a sostegno di Wolff)

• Atti ad indurre **IPERTROFIA**: vengono adottate due strategie:

- **CHIRURGICHE** → per alterazione chirurgica dell'anatomia (osteotomia)  
↓  
inserzione di dispositivi esterni (≅ fissatori esterni)

- **NON CHIRURGICHE**: allenamento marciatori, x es.

• Atti ad indurre **ATROFIA**: 3 tecniche:

- **PERMANENZA A LETTO**

- **ASSENZA DI GRAVITÀ** (reale o simulata)

- **IMMOBILIZZAZIONE**

Valutazione del BMC = bone mineral content (permanenza a letto)

del CSA = cross section area (immobilizzazione zampa)

### CRITICHE

• Processi di bone modeling e riparazione di fratture → tessuto osseo in fase di maturazione (non su osso maturo)

• Esperimenti di atrofia → no correlazione tra livello di riduzione del carico e l'atrofia osservata. (meccanismo di "on/off")

• Esperimenti di ipertrofia → manipolazione chirurgica = di per sé produce ipertrofia.

Esperimenti di Lanyon e Rubin (1984 ÷ 1985) → le zone di massima iper-

trofia non coincidono con le zone di massima alterazione delle sollecitazioni.

Idem per osteotomie → si pensa più ad un processo riparativo che non adattivo.

Manipolazione non chirurgica = esperimento sui marciatori; erano tutti marciatori giovani (diametro endosiale diminuito, invece di aumento di tessuto osseo per osialmente)

- Individuazione della "variabile di controllo" (w).