



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1890A -

ANNO: 2016

A P P U N T I

STUDENTE: Casari Silvia

MATERIA: Bioingegneria Meccanica (domande di esame svolte)
- 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.**

Domande BIOMECCANICA

④

③ Indicare i metodi utilizzati per la valutazione delle CARATTERISTICHE MECCANICHE dell'osso. Qual è l'ordine di grandezza dei valori del MODULO DI YOUNG dell'osso corticale e dell'osso spongioso?

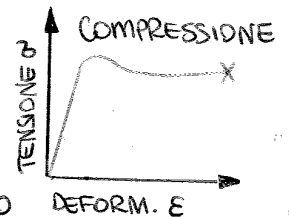
La caratterizzazione meccanica dell'osso riguarda:

- 1) la misura del MODULO ELASTICO (modulo di Young); $E = \frac{\sigma}{\epsilon}$
- 2) la misura della RIGIDEZZA;
- 3) la valutazione delle LEGGI che legano TENSIONI e DEFORMAZIONI;
- 4) la valutazione delle SOLLECITAZIONI LIMITE di RESISTENZA
- 5) la valutazione del comportamento A FATICA (LIMITE DI FATICA)

Queste caratterizzazioni possono essere condotte per l'osso *in vivo* o *in vitro*. Le misure delle proprietà meccaniche dell'osso sono effettuate soprattutto mediante prove che sollecitano segmenti ossei o provini appositamente costruiti, staticamente o dinamicamente o mediante ultrasuoni.

Le prove sui provini si basano sull'applicazione di carichi (in trazione, compressione, torsione o flessione) e sulla misurazione delle relative deformazioni tramite estensimetri.

Da queste prove meccaniche si ottiene una curva TENSIONI-DEFORMAZIONI (σ [Pa] - ϵ [$\frac{\mu m}{m} \rightarrow \frac{\Delta l}{l}$]) la cui pendenza fornisce il valore del modulo di Young.



Le prove che sollecitano l'osso sono tradizionalmente DISTRUTTIVE; vengono talvolta svolte prove non distruttive con sollecitazioni al di sotto del limite di snervamento col vantaggio di poter riusare il provino per altre prove.

Le prove con ultrasuoni permettono sperimentazioni *in vivo* non invasive. Sono basate sulla relazione che lega le velocità del suono in un materiale e le sue proprietà elastiche $v^2 \cong \frac{E}{\rho}$.

Si possono usare anche le emissioni acustiche dell'osso sotto carico. Gli "sricchiolii" opportunamente amplificati aumentano sempre di più dopo lo snervamento (\rightarrow formazione di microfessure)

Con le misure densitometriche dalla densità si risale al modulo elastico e alla tensione di rottura

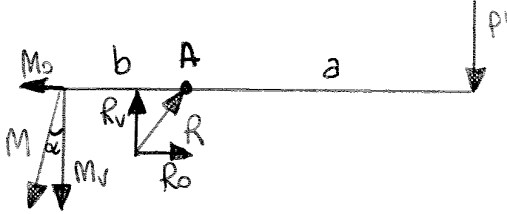
Osso compatto (corticale) $\rightarrow E \approx 20 \text{ GPa}$; è più rigido dell'osso spongioso: può sostenere maggiori tensioni ma minori deformazioni prima della rottura

Osso trabecolare (spongioso) $\rightarrow E$ variabile: va dalle centinaia di MPa a pochi GPa; sopporta maggiori deformazioni

④ Utilizzando un modello semplificato calcolare in funzione del peso gravante sull'articolazione e dei parametri anatomici la reazione articolare su un'articolazione (da definire)

ANCA IN APPOGGIO MONOPODALE

Leva di 1° genere



- A → acetabolo
- P' → parte del peso corporeo che grava sull'anca in appoggio monopodale
- M → muscoli abduttori: forza con inclinazione α rispetto alla verticale

$$A \rightarrow P'a = M \cdot b \Rightarrow M = \frac{P'a}{b}$$

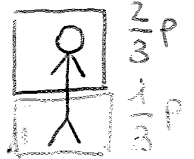
$$M_o = M \sin \alpha ; M_v = M \cos \alpha$$

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

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

$$P' = \frac{5}{6} P \quad \frac{a}{b} \cong 3$$

$$P' = \frac{2P}{3} + \frac{1}{2} \left(\frac{1}{3} P \right) = \frac{5}{6} P$$



R → risultante monopodale

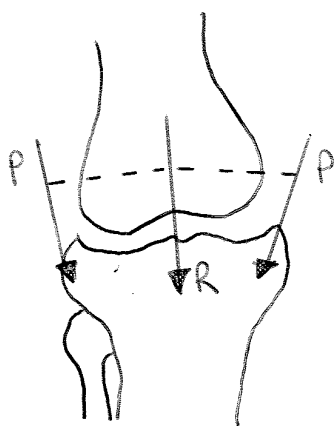
$$R = \sqrt{R_v^2 + R_o^2} = \sqrt{(P')^2 + \left(\frac{P'a}{b}\right)^2 \cos^2 \alpha + 2 P' \frac{P'a}{b} \cos \alpha + \left(\frac{P'a}{b}\right)^2 \sin^2 \alpha} =$$

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

$R \cong 3,5 \div 3,8$ volte il peso corporeo

$$\Rightarrow R \cong 3,5 \div 3,8 P$$

GINOCCHIO



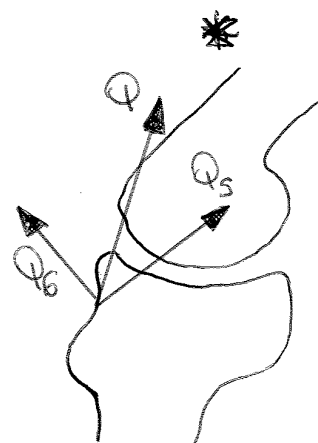
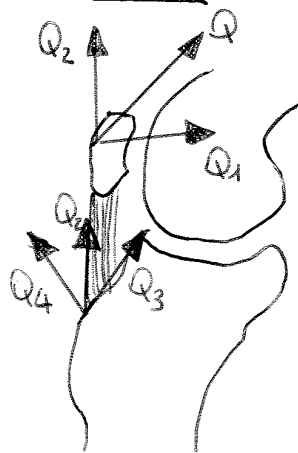
Muscoli della fascia laterale

$R \cong 2$ volte il peso corporeo



$$R \cong 2P$$

ROTULA



Q → contrazione quadricipite

Q1 → tiene compatta rotula e femore

Q2 → permette il movimento (alza la tibia)

Q3 → stabilizza l'articolazione ginocchio-tibia

Q4 → forza efficace per l'estensione

* senza rotula, 2 effetti negativi:

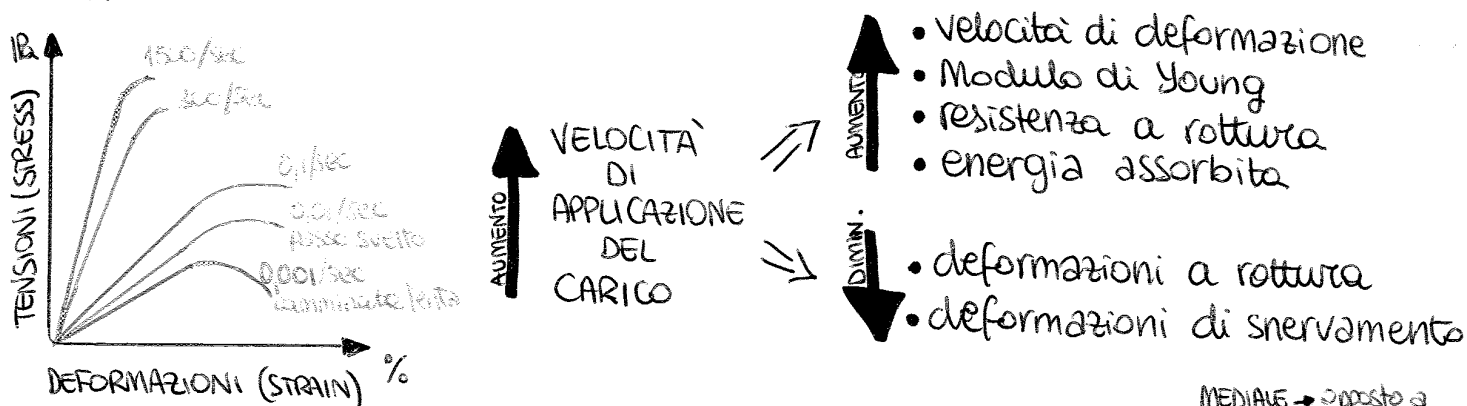
Q5 > Q3 → maggior carico sull'articolazione

Q6 > Q4 → minore forza per il movimento

5) Come variano il modulo elastico e il carico di rottura al variare della velocità di applicazione del carico? (3)

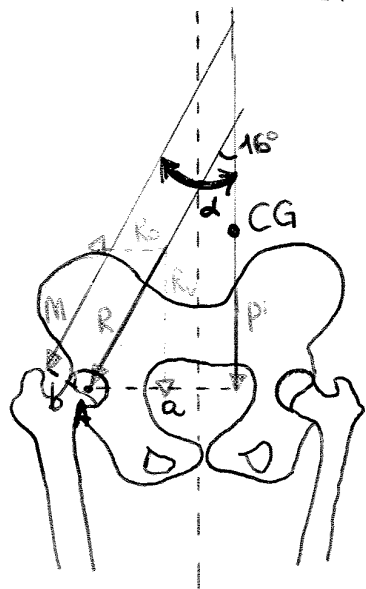
Al variare della velocità di applicazione del carico variano i valori del carico di rottura e del modulo di elasticità in quanto l'osso è un materiale viscoelastico.

Ricordando che l'energia assorbita dall'osso è proporzionale all'area della superficie sottesa dalla curva di carico nel diagramma tensioni-deformazioni si vede che all'aumentare della velocità di applicazione del carico aumenta anche l'energia assorbita. È stato calcolato che una tibia può assorbire, a velocità dell'ordine di grandezza di quelle di un trauma il 45% in più di energia rispetto a quella assorbita durante l'applicazione lenta dello stesso carico.



MEDIALE → opposto a laterale.
Rispetto a un ideale piano sagittale, sono medialmente le strutture più vicine al piano sagittale.

6) Trovare la reazione dell'anca in APPOGGIO MONOPODALE.



Durante l'appoggio monopodale il peso P' agisce medialmente all'articolazione, sulla stessa linea del centro di gravità ed è bilanciato dalle forze esercitate dagli abduttori M che agiscono lateralmente

a → distanza di P' dall'acetabolo (braccio di leva di P')
 b → braccio di leva di M

A → acetabolo

P' → peso corporeo che grava sull'anca in appoggio monopodale

M → muscoli abduttori inclinati di α rispetto alla verticale

R → forza a cui è soggetta la testa del femore

$$P' = \frac{2}{3}P + \frac{1}{2}\left(\frac{1}{3}P\right) = \frac{5}{6}P$$

$$\vec{A} \quad P' \cdot a = M \cdot b \Rightarrow M = \frac{P' \cdot a}{b}$$

$$M_o = M \sin \alpha$$

$$M_v = M \cos \alpha$$

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

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

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

$$R \approx 3,5 \div 3,8 P$$

10) Scrivere l'equazione e il grafico di Hill e spiegarli.



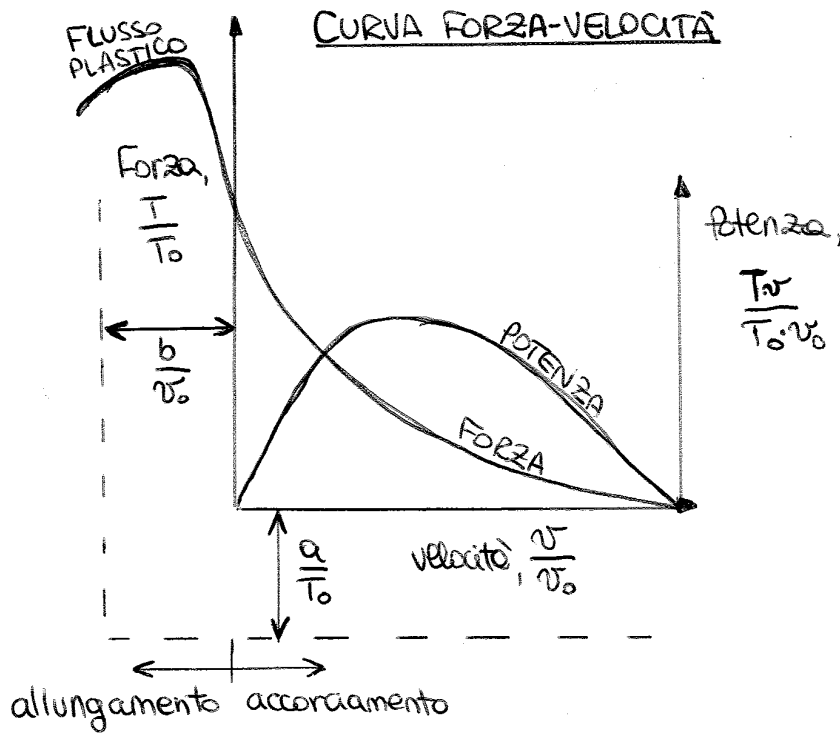
$$(T+a)(v+b) = b(T_0+a)$$

v → velocità di contrazione

T → forza esercitata dal muscolo

T_0 → forza isometrica massima (a velocità nulla)

a, b → costanti dipendenti dal tipo di muscolo



v_0 → velocità massima di accorciamento a carico nullo (a $T=0$)

L'andamento della forza T esercitata dal muscolo al variare della velocità v è di tipo iperbolico (nella zona di accorciamento).

Dato che T_0 varia al variare della lunghezza l_0 del muscolo si hanno in realtà una serie di curve

La curva forza-velocità è un'iperbole rispetto agli assi traslati di

$$k = \frac{b}{v_0} = \frac{a}{T_0}$$

La potenza sviluppata dal muscolo vale

$$P = T \cdot v = \frac{v \cdot (bT_0 - a \cdot v)}{(v+b)}$$

e ha un massimo per i valori $\frac{T}{T_0} = \frac{1}{3}$ e $\frac{v}{v_0} = \frac{1}{4}$

Nella zona di allungamento si giunge allo snervamento e poi alla lacerazione.

così provoca mobilitazione.

- CAUSE BIOLOGICHE reazione alle particelle di usura (ad esempio negli accoppiamenti metallo-polietilene), i macrofagi inglobano le particelle che si depositano nella zona di inserimento della protesi e nel frattempo inglobano anche parte dell'osso neoformato (osteolisi).
Le protesi con colletto impediscono in parte la discesa delle particelle di usura.

5

PIANO SAGITTALE → divide il corpo in parte destra e parte sinistra
PIANO TRASVERSALE → taglia in 2 metà: sup. e inferiore

13) Come si misura il grado di scoliosi?

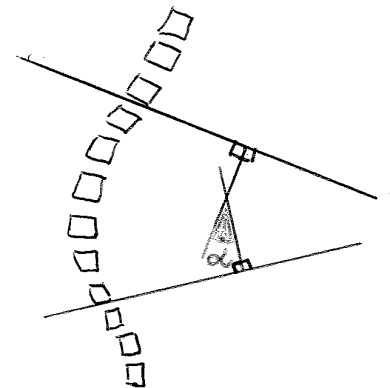
Con il termine scoliosi viene indicata una deviazione 3D della colonna vertebrale: nel piano frontale, sagittale e trasversale.

Può insorgere nella colonna dorsale, dorso-lombare o lombare.

La deviazione laterale viene generalmente accompagnata da una o più curve di compenso controlaterali.

La misurazione della deviazione scoliotica viene espressa in gradi (Angolo di Cobb).

Quest'angolo si ottiene tracciando due rette tangenti rispettivamente alla prima e all'ultima vertebra colpite da scoliosi. Si tracciano quindi le perpendicolari a queste due tangenti. Le due perpendicolari si intersecano formando l'ANGOLO DI COBB.



In base al valore di α si procede a diversi trattamenti:

- $\alpha < 15^\circ$ → si può intervenire con MASSAGGI e GINNASTICA CORRETTIVA per potenziare i muscoli paravertebrali (con cui si possono recuperare piccole variazioni di pochi gradi)
- $15^\circ - 25^\circ$ → si interviene con trattamento ORTESICO (busti, corsetti)
- $\alpha > 25^\circ$ → la scoliosi è grave: può portare alla morte perché potrebbero essere compressi gli organi vitali. Si interviene chirurgicamente con lo scopo di bloccare la deformità impedendone l'evoluzione ed evitando complicazioni respiratorie o neurologiche. Ma con il trattamento chirurgico si ha la perdita del movimento ⇒ CASI PIÙ

15) Nell'ambito della sicurezza automobilistica quali criteri vengono usati?

TORACE

URTO FRONTALE: • lesioni interne e fratture al torace

Criterio di lesione: TEMPO E ACCELERAZIONE

Tolleranza umana: $\leq 60g \cdot 3ms$ ($\Delta t_{60g} \leq 3ms$)

• rottura di costole

Criterio di lesione: SPOSTAMENTO (schiacciamento dello sterno)

Tolleranza umana: 76,2 mm (carico distribuito, con cintura)

• lesioni interne e rottura di costole

Criterio di lesione: VELOCITÀ (criterio viscoso) $v_c = \left[\frac{x(t)}{k} \cdot \frac{dx(t)}{dt} \right]_m$

Tolleranza umana: $v_c \leq 1 \frac{m}{s}$ $k = 0,229 m$

URTO LATERALE: • rottura di costole

Criterio di lesione: SPOSTAMENTO (deflessione dell'emitorace)

Tolleranza umana: $\leq 42mm$ per 50%ile M

• lesioni interne e rottura di costole

Criterio di lesione: VELOCITÀ (criterio viscoso)

Tolleranza umana: $v_c \leq 1 \frac{m}{s}$ $k = 0,140 m$ per 50%ile M

TESTA (Head Injury Criteria, HIC)

URTO FRONTALE

Criterio di lesione: DECELERAZIONE

$$HIC = g_m^{2,5} \cdot \Delta t = \left(\frac{\int_{t_1}^{t_2} g dt}{t_2 - t_1} \right)^{2,5} \cdot (t_2 - t_1)$$

Tolleranza umana

$$HIC_{36} \leq 1000$$

($HIC_{36} \rightarrow \max HIC$ su un $\Delta t \leq 36 ms$)

L'accelerazione risultante sul centro di gravità della testa deve essere tale che l'equazione non superi 1000.

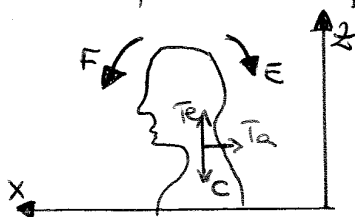
È importante per la sopravvivenza dell'uomo perché è indicativo delle lesioni cerebrali che esso può riportare

COLLO (Neck Injury Criteria, NIC)

3 diversi criteri di lesione:

• criteri legati ai singoli meccanismi di lesione (cinematica del sist. nel piano (XZ))

FLESSIONE, ESTENSIONE, TRAZIONE, COMPRESSIONE, TAGLIO



• criteri basati sull'interazione dei meccanismi di lesione nel piano (XZ)

TRAZIONE-ESTENSIONE (N_{TE})
 TRAZIONE-FLESSIONE (N_{TF})
 COMPRESSIONE-ESTENSIONE (N_{CE})
 COMPRESSIONE-FLESSIONE (N_{CF})

} 4 criteri di lesione che corrispondono ai quattro principali meccanismi di lesione combinati tra loro.

16) In letteratura diversi autori indagano sia sperimentalmente che numericamente sul comportamento delle strutture ossee o del loro accoppiamento a strutture protesiche sotto sollecitazioni DINAMICHE. Qual è lo scopo di questi studi?

L'osso può essere studiato dal punto di vista meccanico come un qualunque altro materiale dell'ingegneria.

Numerosi studi sono stati svolti sul modo di vibrare dei segmenti ossei.

L'analisi DINAMICA delle strutture ossee può essere condotta:

- in vivo o in vitro valutando con prove sperimentali le proprietà meccaniche di elementi ossei interi;
- prevedendo teoricamente la risposta degli elementi ossei in condizioni dinamiche.

In entrambi i casi si analizza la RISPOSTA A UN IMPULSO MECCANICO: una struttura risponde a impulsi esterni con un modo di vibrare che dipende dalla distribuzione spaziale di masse e rigidità, dalle proprietà di smorzamento e dalle condizioni al contorno.

Le caratteristiche di vibrazione libera di elementi ossei hanno diverse applicazioni:

- nell'analisi del comfort in autoveicoli per le interazioni con le vibrazioni che arrivano dal veicolo;
- valutazione dei potenziali DANNI di certe attività lavorative come l'uso di martelli pneumatici ecc...;
- valutazione della risposta di elementi ossei in seguito a situazioni di CARICO DINAMICO come ad esempio impatti (incidenti sportivi o automobilistici)

es. vibrazioni dal sedile al corpo di guidatore e passeggero

↳ in vivo, degli aghi situati nei segmenti lombari rilevano i movimenti intervertebrali

es. studi su risposta a impatti o vibrazioni (in seguito a traumi e infortuni automobilistici) concernenti cranio e colonna vertebrale

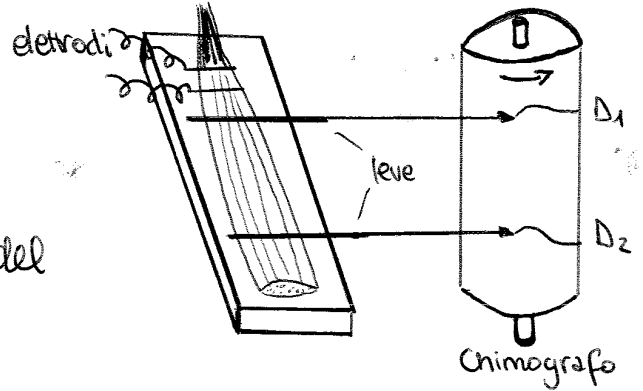
↳ criteri di lesione e livelli di tollerabilità umana per esprimere le sollecitazioni sufficienti a produrre danni su un elemento corporeo

18) Descrivere il dispositivo di Marey utilizzato per determinare la velocità di propagazione della contrazione muscolare. ⑧

In questo dispositivo il muscolo viene posto su un piano rigido;
(sartorio che è lungo e a fibre parallele)

due leve scriventi aventi la parte terminale appoggiata su un cilindro che ruota a velocità costante nota, vengono disposte parallele tra loro e distanziate e trasversalmente all'asse longitudinale del muscolo.

Le punte scriventi rivelano il momento del passaggio dello stimolo di contrazione (stimolo effettuato dagli elettrodi).



Conoscendo la distanza tra le due leve e l'intervallo di tempo tra le deflessioni D_1 e D_2 si può calcolare la velocità v dell'onda di contrazione ($v \approx 10 \frac{m}{s}$).

La lunghezza d'onda sarà:

$$\lambda = v \cdot T$$

$v \rightarrow$ velocità onde di contrazione
 $T \rightarrow$ periodo dell'onda, ovvero la DURATA DELLA SCOSSA

La lunghezza d'onda (ovvero il tratto di muscolo che in ogni istante è occupato dall'onda) è sempre molto maggiore della lunghezza del muscolo; solo così si può avere la contrazione simultanea del muscolo in tutte le sue parti.

19) Nell'ambito della sicurezza automobilistica descrivere la severità della scala di lesione AIS.

Uno degli indicatori di gravità di un trauma [sviluppato a livello internazionale] è l'AIS (Abbreviated Injury Scale). Nato in ambito traumatologico stradale, è basato su una valutazione di tipo anatomico del danno. Classifica le lesioni secondo la regione del corpo su una scala ordinale di gravità:

- 1 MINORE - è poco importante (contusioni, ematomi, abrasioni)
 - 2 MODERATO - temporanea perdita dei sensi, piccole fratture
 - 3 SERIO - nello studio degli urti ci si impone di non superare questo limite
 - 4 GRAVE/SEVERO - fratture multiple, danni neurologici gravi
 - 5 CRITICO - probabilità di morte del 50%; forti emorragie, perdita dei sensi ($\gg 12$ ore)
 - 6 MASSIMO - morte, paralisi completa
 - 7 SCONOSCIUTA
- } Perdita dei sensi senza dai
} fratture scompos

20) Come possono essere classificate le PROTESI PER ARTI INFERIORI per amputati?

Una protesi di arto inferiore è un insieme di componenti che possono essere integrati con qualsiasi componente prodotto individualmente ~~offrire~~ per offrire una gamma di protesi differenziata.

Gli elementi individuali e i componenti principali possono essere così classificati:

- 1) PROTESI PARZIALI DI PIEDE (inclusa protesi del dito)
- 2) PROTESI PER DISARTICOLAZIONE DI CAVIGLIA
- 3) PROTESI TRANSTIBIALI (per amputazioni sotto il ginocchio)
- 4) PROTESI PER DISARTICOLAZIONE DEL GINOCCHIO
- 5) PROTESI TRANSFEMORALI (per amputazioni sopra il ginocchio)
- 6) PROTESI PER DISARTICOLAZIONE DELL'ANCA
- 7) PROTESI PER EMIPELVECTOMIA (→ asportazione chirurgica di metà del bacino e dell'arto inferiore omolaterale)
- 8) PROTESI COSMETICHE E NON FUNZIONALI DI ARTO INFERIORE INCLUSI RIEMPITIVI PER COSCIA E POLPACCIO

APPOGGI PER ARTO INFERIORE AMPUTATO
 CUFFIE PER ARTO INFERIORE AMPUTATO
LINER PER PROTESI DI ARTO INFERIORE

↳ rivestimento per il moncone simile a una cuffia; protegge e riduce l'impatto sul moncone; collega il moncone alle protesi.

PROTESI ESTERNA TOTALE DEL PIEDE
 PROTESI ESTETICA DI PIEDE PLURIASSIALE

Sono tutti dispositivi non sterili usati per sopperire con più elementi artificiali all'amputazione (o alla disarticolazione), ripristinando alcune funzioni essenziali. Hanno forme e dimensioni diverse a seconda della gravità e dell'estensione dell'amputazione. Vengono adattate alle caratteristiche del paziente. Sono riutilizzabili.

Le protesi di arto inferiore si suddividono in:

TRADIZIONALI → hanno una struttura portante rigida ed eventuali elementi articolari

MODULARI → hanno una struttura ~~articolare~~ scheletrica portante ed eventuali elementi articolari e sono rivestite da estetizzazioni in materiale elastico.

- Artroprotesi di ginocchio:

(10)

- Protesi A CERNIERA (VINCOLATE) sono costituite da un perno che guida il movimento di componente tibiale e componente femorale. Vengono impiegate quando si ha lassità legamentosa e un'estesa distruzione dell'osso tibiale o femorale. La cerniera permette la SOLA FLESSIONE.
- Protesi SEMI-VINCOLATE hanno un vincolo che blocca i movimenti che vanno oltre la normale deambulazione.
- Protesi A SCIVOLAMENTO ^{DI SUPERFICIE} si usano quando i legamenti articolari hanno una buona tenuta e non c'è una grande distruzione ossea

3 tipi:

- conservazione dei 2 legamenti crociati
 - conservazione del solo legamento crociato posteriore
 - Stabilizzazione posteriore a scapito dei legamenti crociati
- } più stabilità
più vincoli

• Protesi MONOCOMPARTIMENTALI (dette anche protesi di ginocchio "parziali") vengono usate per sostituire il solo compartimento danneggiato da artrosi. Se l'artrosi progredisce e si sviluppa anche in altri compartimenti viene rimossa e sostituita da una protesi totale di ginocchio.

• Protesi FEMORO-ROTULEA

↳ protesi parziali, NO ARTROPROTESI

- Artroprotesi della caviglia

Viene protesizzata l'articolazione tibio-tarsica.

Non c'è molto materiale osseo a cui ancorarsi (solo osso spongioso).

L'accoppiamento più frequente è metallo + propilene + metallo.

Se la protesi si usura si può passare a immobilizzare l'articolazione (ARTRODESIS)

- Artroprotesi della spalla

Viene protesizzata l'articolazione scapolo-omerale. Le protesi possono essere suddivise a seconda del grado di vincolo (+ movimento => - stabilità) in

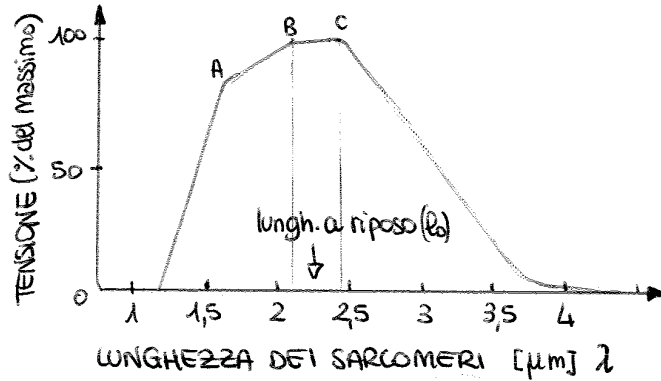
- PROTESI DI RICOPRIMENTO → riveste la testa omerale dopo che è stata preparata con frese sferiche. Sostituisce solo la superficie articolare e non aggiunge ulteriore stabilità
- PROTESI PARZIALMENTE VINCOLATE → aggiunge stabilità a causa della forma delle superficie di rivestimento (x es. più avvolgente)
- PROTESI TOTALMENTE VINCOLANTE O A FULCRO FISSO → articolazione sempre in contatto totale (tipo sfera e coppa)

22) Qual è il legame tra la lunghezza del muscolo e la forza tetanica?

Consideriamo una CONTRAZIONE ISOMETRICA: il muscolo (nello specifico il sarcomero) è stimolato mentre è mantenuto a lunghezza costante.



La forza tetanica massima dipende dalla lunghezza imposta al muscolo.



$\lambda = \frac{l}{l_0}$ lung. muscolo / lung. a riposo
 TENSIONE $\rightarrow \frac{F}{A}$
 A \rightarrow area media della sezione trasversale del muscolo

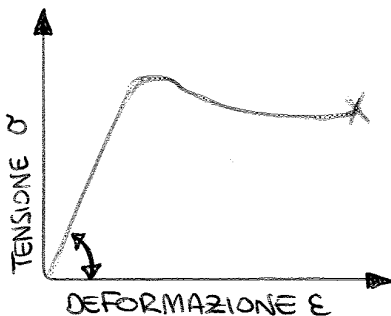
Dal grafico si nota come la tensione dipende dalla lunghezza del sarcomero che condiziona il numero di interazioni actina-miosina.

- Alla lunghezza dei muscoli a riposo (2-2,2 μm) tutte le teste della miosina sono legate all'actina. Massimo n° di interazioni => massima forza tetanica.
- A lunghezze maggiori o minori si ha il minor numero di interazioni tra actina e miosina => minor forza sviluppata.

La tensione massima che deriva da una contrazione è $\sigma_{max} \cong 0,2 \text{ MPa}$

23) Descrivere la curva tensioni-deformazioni

Con i risultati ottenuti dalle prove meccaniche effettuate sui provini ed elaborati grazie agli estensimetri si possono ricavare le curve σ - ϵ .



Si possono effettuare prove di trazione, compressione, torsione o flessione.

La curva σ - ϵ si può dividere in:

1) Comportamento elastico \rightarrow 1ª fase di deformazione del materiale; le deformazioni che avvengono in questa fase sono REVERSIBILI;

2) snervamento \rightarrow fase in cui si iniziano a formare microcricche nel materiale dà inizio al comportamento non lineare;

3) comportamento plastico \rightarrow alle deformazioni elastiche reversibili si aggiungono quelle plastiche permanenti: il provino non ritornerà più allo stato iniziale.

4) rottura \rightarrow il provino si rompe perché si supera la massima sollecitazione sopportabile.

Dalla curva si possono ottenere:

- TENSIONE DI SNERVAMENTO σ_s

26) Descrivere l'influenza dell'età sull'osso.

Analizzando le proprietà dell'osso di diverse età si trovò che:

- RESISTENZA A TRAZIONE e MODULO DI YOUNG crescono fino ai 40 anni;
- le DEFORMAZIONI A ROTTURA decrescono con l'età.

Perciò l'osso di un bambino ha un minor modulo di elasticità e una minore resistenza a flessione dell'osso adulto, tuttavia è in grado di sopportare una maggiore deformazione totale prima della frattura ed è in grado di assorbire una maggiore energia.

DEFORMAZIONE A ROTTURA → in prove a trazione, decresce del 5% ogni 10 anni nel femore, del 7% ogni 10 anni nella tibia;

ENERGIA ASSORBIBILE → prima della rottura a trazione, tra la 3ª e la 9ª decade di vita si riduce del 32% per il femore, del 42% per la tibia;

RESISTENZA A TRAZIONE → decremento del 2% nel femore (ogni 10 anni), dell'1% nella tibia (ogni 10 anni);

RESISTENZA A ROTTURA → in prove a compressione su femori e tibie, si è dedotto che intorno ai 130-140 anni la struttura scheletrica non sarebbe più in grado di autosostenersi.

27) Protesi a vite del femore. Quando usarle e definirne le applicazioni.

È importante la conservazione del collo femorale nell'ambito della protesizzazione dell'anca.

Il mantenimento del collo femorale porta innumerevoli vantaggi:

- preservazione di una buona quantità di osso (utile in caso di revisione);
- maggiore stabilità primaria e secondaria; (in previsione di reimpianti successivi)
- rispetto del naturale equilibrio e della giusta tensione muscolare.

Generalmente vengono utilizzate protesi con stelo corto e non cementate.

Si risparmia così il patrimonio osseo e si genera un'integrazione stabile con un trasferimento dei carichi il più fisiologico possibile.

(la conservazione del collo garantisce stabilità all'impianto e sicurezza di durata nel tempo).

Soluzioni meno convenzionali ricorrono, per mantenere la conservazione del collo femorale, al collegamento protesi-osso mediante vite.

In questo caso si utilizzano PROTESI SENZA STELO, con ancoraggio extracorticale, simili a dei mezzi di sintesi.

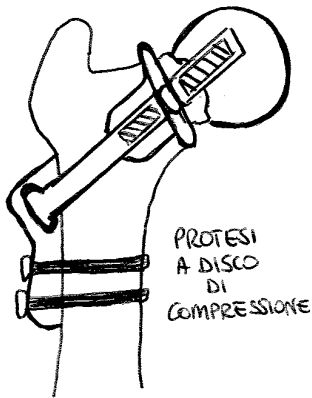
Tra questo tipo "alternativo" di protesi la più utilizzata, in quanto tra le meno invasive, è la PROTESI A DISCO DI COMPRESSIONE.

Le caratteristiche fondamentali di questa protesi sono:

- la CONSERVAZIONE del collo FEMORALE ;
- il rispetto assoluto del CANALE MIDOLLARE.

12
bis

Si evitano quindi il bypass dei carichi e la concentrazione dello stress all'ace dello stelo che sono fenomeni tipici delle protesi più tradizionali. La conservazione del collo permette di trasferire carichi e tensioni direttamente sull'osso corticale in maniera quasi sovrapponibile alle condizioni fisiologiche.



La protesi è costituita da un robusto colletto alla base del collo che continua con un corto fittone alla cui estremità vi è una piccola placca con una robusta vite.

Il fittone viene inserito senza cementazione, viene ancorato lateralmente con la placchetta esterna e infine la protesi viene fissata al femore con 2 viti transcorticali.

Tali protesi sono indicate per le osteoartrosi idiopatiche coxo-femorali, per le necrosi della testa femorale. Sono invece controindicate nei femori con collo varo o molto valgo.

L'utilizzo di tale protesi è sicuramente vantaggioso per pazienti giovani perché, in caso di fallimento, permette l'applicazione di una protesi tradizionale.

stabili. Degenerano solo quelle con angoli superiori a $40-45^\circ$.

Talvolta l'aggravamento negli adulti è di tipo degenerativo, interessa la zona lombare e si associa a dolore da instabilità, artrosi e stenosi foraminale (→ restringimento del canale spinale).

I corsetti mirano perciò ad azioni di:

- lenimento o prevenzione del dolore;
- protezione postoperatoria;
- prevenzione dei crolli osteoporotici o metastatici;
- controllo instabilità vertebrali

Sono tutte azioni di tipo contenitivo e non correttivo. Non portano a guarigione

Generalmente si suddividono in corsetti di:

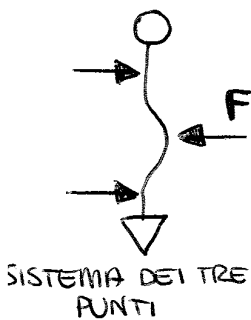
- immobilizzazione dorso-lombare
- immobilizzazione lombo-sacrale
- iperestensione

CORSETTI ORTOPEDICI DI TIPO CORRETTIVO → hanno una grossa importanza nelle scoliosi evolutive: permettono di ottenere valori di curva $< 25^\circ-30^\circ$ e portano quindi il paziente a una vita normale.

Questi corsetti devono svolgere una doppia funzione:

- STABILIZZARE una colonna in fase di instabilità
- TRASMETTERE forze idonee a ripristinare, in un rachide in accrescimento, la normale configurazione geometrica.

Azione correttiva: si va a modificare la distribuzione delle sollecitazioni nel rachide scoliotico tramite:



- trazione lungo l'asse del rachide (per scoliosi di grado elevato)
- deflessione laterale → si trasmettono spinte attraverso l'arcata costale e i muscoli lombari facendo attenzione a non schiacciare le coste. Secondo il "sistema dei 3 punti" oltre alla spinta al centro della curva si devono aggiungere due contropinte in direzione opposta, alla estremità craniale e caudale della stessa per evitare uno spostamento traslatorio del tronco. La deflessione è efficace solo su curve a lieve angolazione; è scarsamente incisiva su quelle ad angolazione accentuata.
- derotazione → delle cinghie inducono una rotazione della colonna attorno al suo asse verticale per mezzo di un'ampia pressione avvolgente. Viene rimodellata anche la gabbia toracica, si effettua una spinta sul gibbo e una contropinta toracica anteriore e controlaterale per provocare la coppia torcente.

I corsetti correttivi vengono rimossi quando si raggiunge la maturità ossea (determinabile tramite il test di Risser).

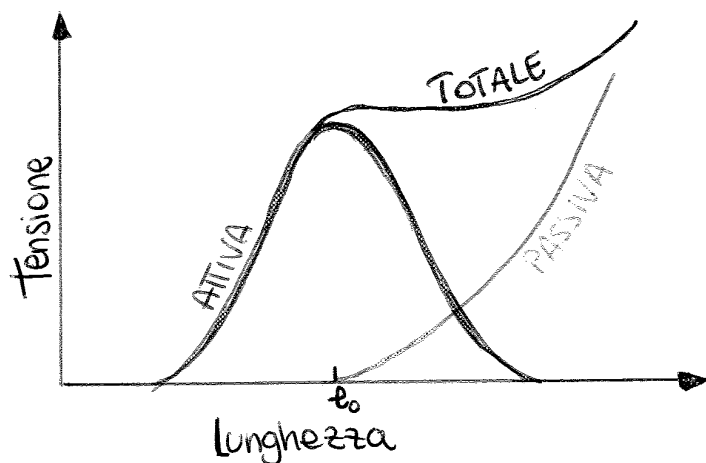
3) TENSIONE ATTIVA → si sviluppa durante la contrazione del sarcomero; dipende dal numero di interazioni tra actina e miosina
 La massima tensione attiva si ha alla lunghezza l_0 del muscolo in condizioni di riposo.

(14)

Si definisce caratteristica attiva del muscolo la capacità delle fibre muscolari di rispondere sempre al massimo a uno stimolo in grado di eccitarle. → LEGGE DEL "TUTTO O NULLA"

La caratteristica meccanica esterna del muscolo è la somma dei 2 stati attivo e passivo.

$$T_{\text{totale durante la contrazione}} = T_{\text{passiva}} + T_{\text{attiva}}$$



l_0 → lung. del muscolo a riposo

T_{PASSIVA} → aumenta a partire da l_0

T_{ATTIVA} → ha un massimo in l_0 diminuisce per lunghezze maggiori o minori

31) Leggi di Wolff: studi letterari ed esperimenti per confermare le teorie Julius Wolff, osservando la somiglianza tra gli andamenti delle tensioni principali in una barra curva e le traiettorie seguite dall'osso spongioso, si convinse della corrispondenza tra la struttura dell'osso e le traiettorie disegnate da Cullmann. Nel 1892 egli elaborò due ipotesi che prendono il nome di "legge di Wolff":

TEORIA GENERALE DELLA TRASFORMAZIONE OSSEA

Ad ogni variazione dei requisiti funzionali corrisponde una variazione architettonica del tessuto osseo; tale corrispondenza può essere descritta in forma matematica.

TEORIA TRAIETTORIALE DELL'OSSO

La distribuzione e la direzione delle trabecole ossee si altera dinamicamente al variare della storia di carico esterna e in condizioni di equilibrio l'organizzazione delle trabecole riflette la storia di carico media a cui quel volume di tessuto osseo è soggetto.

Esistono 3 processi in cui si osserva una correlazione tra azioni meccaniche e struttura del tessuto osseo.

Bone modeling → (PROCESSO DI FORMAZIONE PER ACCRESCIMENTO) la forma delle ossa

Rimane l'incertezza anche sugli esperimenti di resezione ossea di una di due ossa accoppiate (radio-ulna, tibia-perone). Non si può escludere che il tessuto osseo rimasto sia sovraccaricato e sia callo osseo, quindi che sia in processo riparativo (bone healing) e non adattativo.

(15)

Woo condusse uno studio di un anno su giovani suini sottoposti a un programma di corsa giornaliero; al termine del periodo i suini mostrarono un aumento di spessore della diafisi femorale rispetto a un gruppo di controllo sottoposto a regime sedentario. Alcuni considerano tale esperimento come prova a favore della teoria di Wolff. Per altri si tratterebbe di semplice modellamento osseo (bone modeling) anziché rimodellamento perché gli animali, avendo solo un anno di vita, erano in fase di accrescimento osseo.

32) Principali problematiche delle protesi di arto portante

Le principali problematiche riguardanti le protesi di arto portante sono legate al fallimento delle stesse.

Le cause di fallimento possono essere:

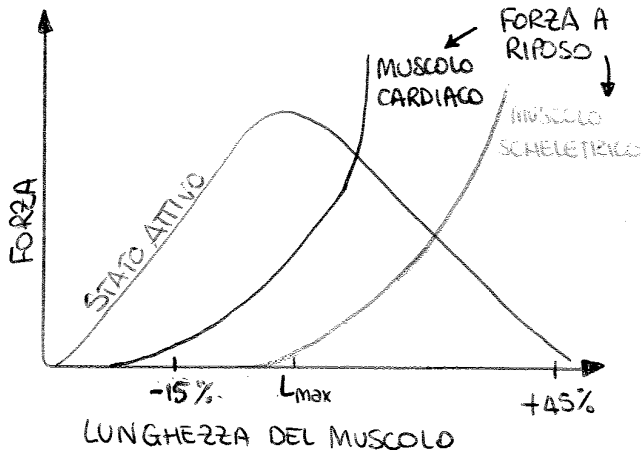
- ROTTURA DELL'IMPIANTO (a fatica) per sottodimensionamento o mancato collegamento osso-protesi;
- USURA DEI COMPONENTI PROTESICI;
- LUSSAZIONE, cioè fuoriuscita della protesi dalla sede per errore chirurgico (es. coppa troppo verticalizzata), per accoppiamento errato coppa-testina, perché i legamenti non sono messi bene in tensione;
- FRATTURA DELL'OSSO per via di un riassorbimento osseo o per osso osteoporotico;
- MOBILIZZAZIONE della protesi all'interno della sede perché soggetta a scollamento (loosening) settico o asettico.

Inoltre, problematiche ancora irrisolte, sono:

- USURA DEI COTILI - STERILIZZAZIONE POLIETILENE - DIMENSIONE TESTINA
↳ può alterare le proprietà del materiale
- FORMA DELLO STELO per evitare lo stress shielding
- ENTITÀ DEI MICROMOVIMENTI che impediscono il collegamento osso-protesi;
- MINI INVASIVITÀ CHIRURGICA
- EFFETTO DEGLI IDRI METALLICI
- IMPINGMENT → conflitto femoro-acetabolare: se una o entrambe le componenti non sono speculari si crea attrito.
Cause:
 - ERRATA CURVATURA DEL COLLO
 - ACETABOLO TROPPO ANVOLGENTE
 } => rottura guarnizione, } => artrosi
 } => lesioni cartilaginee

Se aumento la frequenza posso avere una riduzione della forza massima perché l'impulso cade nel periodo di latenza. Se ho una frequenza di 100 Hz, per esempio, un impulso su due viene perso. (16)

35) Disegnare e commentare la curva tensione-lunghezza negli stati attivo e passivo per il muscolo scheletrico e per quello cardiaco e dire perché è importante quello passivo per il muscolo scheletrico.



Le fibre muscolari cardiache sviluppano una tensione di riposo (tensione passiva) maggiore rispetto a quelle scheletriche cioè si comportano come una struttura più rigida (per via del collageno). Questo impone un limite al grado di tensione cui può essere sottoposto il miocardio.

Il muscolo scheletrico è capace di sostenere una contrazione prolungata in regime tetanico; il muscolo cardiaco non può assolutamente giungere in regime tetanico (in condizioni fisiologiche) e la sua contrazione è solo transitoria, per poi rilassarsi nuovamente.

Nel cuore la relazione TENSIONE-LUNGHEZZA va sotto il nome di legge di Starling. Questa dice che:

"La forza di contrazione sviluppata dalle fibre cardiache durante la sistole e quindi la quantità di sangue espulsa dal ventricolo dipendono dalla lunghezza iniziale delle fibre, cioè dal volume telediastolico (→ alla fine della diastole)."

Risulta quindi chiara l'importanza della caratteristica meccanica della fibra a riposo: la legge di Starling dice che più il volume telediastolico è elevato, più le fibre sono stirate, più sono in grado di contrarsi e quindi di spingere il sangue dal ventricolo nell'aorta.

36) Cuffia dei rotatori

La spalla è costituita da tre ossa: omero, scapola e clavicola. L'articolazione che la costituisce è molto mobile ma poco stabile: necessita perciò di essere tenuta in sede. Quest'azione è svolta dalla cuffia dei rotatori.

La cuffia dei rotatori è una rete di quattro muscoli con i rispettivi tendini che formano un rivestimento attorno alla testa dell'omero (per questo è detta "cuffia"). I 4 muscoli che la compongono sono:

- muscolo SOVRASPINATO
 - muscolo SOTTOSPINATO
 - muscolo PICCOLO ROTONDO
 - muscolo ROTONDO MINORE
- } hanno tutti una funzione rotatoria (per questo è detta "dei rotatori")

POLARI DEL MOTO

- 1) SCEGLIERE SUL CORPO IN MOVIMENTO DUE PUNTI FISSI A E B.
- 2) INDIVIDUARE I PUNTI A E B NELLE VARIE POSIZIONI DEL MOTO ($A_1, B_1, A_2, B_2, \text{ECC.}$).
- 3) TRACCIARE I SEGMENTI $A_1A_2, B_1B_2, A_2A_3, B_2B_3, \text{ECC.}$
- 4) TRACCIARE LE PERPENDICOLARI AI SEGMENTI NEL LORO PUNTO MEDIO.
- 5) INDIVIDUARE I CENTRI DI ISTANTANEA ROTAZIONE C_i ALL'INTERSEZIONE TRA LE PERPENDICOLARI AI SEGMENTI A_iA_{i+1} E B_iB_{i+1} .
- 6) RACCORDARE I PUNTI C_i TROVATI.