



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1360

ANNO: 2014

A P P U N T I

STUDENTE: Cassano

MATERIA: Biomeccanica + temi d'esame, 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.**

Argomenti Biomeccanica

1) Caratterizz. meccanica dell'osso

Il carattere meccanico dell'osso viene stabilito mediante 4 fattori principali:

- valutazione del modulo elastico (di Young)
- valutazione della rigidità
- " delle leggi che legano le tensioni alle def. dell'osso
- " dei limiti di resistenza a sollecitazione.

Rientrano anche nell'analisi, la valutazione del comportamento a fatica dell'osso (in part. del limite a fatica)

Tali analisi possono essere effettuate in vivo o in vitro;

Le sperim. in vitro vengono condotte su ossa animali o ~~umane~~ umane (prov. da cadaveri) o su proci appositamente costruiti. Tali prove sono generalmente distruttive, nel senso che ~~il~~ termine della prova coincide con la rottura del proci/osso.*

Le sperimentazioni Un altro tipo di sperim. in vitro è l'analisi delle emissioni acustiche ~~at~~ all'aumentare del carico di sollecitazione dell'osso. Si osserva che i tratti di comportamento non lineare dell'osso coincidono con la formazione di microfratture.

*] le prove consistono ~~generalmente~~ nell'applicazione di forze di trazione, compressione, flessione o torsione ~~in modo da rilevare~~ tramite extensimetri il diagramma tens.-def. caratteristico di quel proci

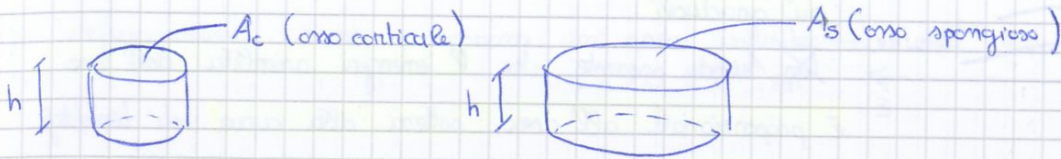
La modalità di analisi mediante ultrasuoni invece risulta essere decisamente meno invasiva e può essere applicata "in vivo". Tali analisi sfruttano la relazione tra la velocità del suono e le caratteristiche elastiche di un materiale:

$$\boxed{v^2 = \frac{E}{\rho}} \quad \left(\Rightarrow \text{conoscendo } \rho \text{ e } v \text{ è facile poi ricavare un ordine di grandezza per } E. \right)$$

(ipotesi isotropia)

4) Instabilità osso spongioso

Prendendo dagli studi sperimentali, considerando il caso di due cilindri di massa M , altezza h , sezione rispettivamente A_c e A_s e densità ρ_c e ρ_s risulta che



per $M = \rho_c V_c = \rho_s V_s \Rightarrow$ considerando che $V_c = A_c \cdot h$

si ha

$V_s = A_s \cdot h$

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

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

Inoltre, considerando i due piccoli soggetti ad eguale forza $F = \sigma_c A_c = \sigma_s A_s$ dove σ_c e σ_s sono le tensioni a rottura dei materiali, si ha che:

$$\frac{\rho_c}{\rho_s} = \frac{A_s}{A_c} = \frac{\sigma_c}{\sigma_s} \Rightarrow \frac{\sigma_s}{\sigma_c} = \frac{\rho_s}{\rho_c} \Rightarrow \text{Sostituendo i valori tale rapporto viene detto dell'ordine di 2,8;}$$

Sperimentalmente però si ricava che $\frac{\sigma_s}{\sigma_c}$ vale circa $\frac{1}{30}$; Probabilmente questo divario è dovuto ai meccanismi di instabilità elastica che si innestano per la rottura delle trabecole, durante le fasi di trazione, compressione o torsione.

5) Legge di instabilità di Eulero

Tale legge stabilisce che la stabilità elastica di una trave è direttamente proporzionale al quadrato della sua sezione trasversale (S) ed inversamente proporzionale al quadrato della sua lunghezza (L)



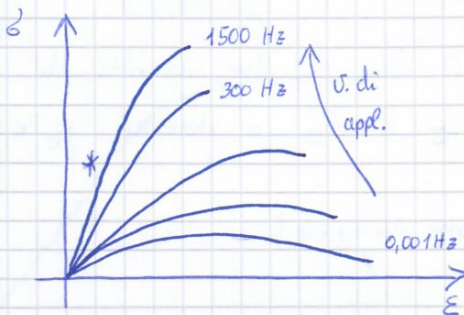
La perdita di trabecole in un osso può essere paragonata alla diminuzione della sezione trasversale: una diminuzione del 50% della massa ossea (ad es. dovuta a fenomeni di osteoporosi) induce ad un aumento pari al quadruplo dell'instabilità elastica.

$$P_{CR} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot J^A}{L^2}$$

$I =$ momento d'inerzia della trave

$P_{CR} =$ tensione critica: al di sopra della quale il solido è elasticam. instabile.

6) Influenza velocità di applicazione del carico



Si osserva sperimentalmente che l'osso ha diverse compen. a seconda che venga sollecitato con impulsi brevi ma intensi piuttosto che sollecitazioni meno intense ma più gradualmente.

Non avendo presente che l'energia assorbita dall'osso è proporzionale all'area sottesa alla curva di tens/def. relativa a quella specifica sollecitazione, è facile notare come, al diminuire della durata dell'impulso, la capacità di assorbimento di energia da parte dell'osso aumenta considerevolmente.

Questo comportamento è dovuto alla viscoelasticità del materiale osseo, che permette di modificare sensibilmente le proprietà elastiche a seconda del tipo di sollecitazione.

* Notare come al diminuire della durata dell'impulso, E aumenta sensibilmente.

7) Comportamento a fatica



Il comportamento a fatica delle ossa è molto simile a quello ricavato per le travi in meccanica strutturale.

All'aumentare del numero dei cicli della tensione applicata all'osso, diminuisce il numero di cicli che quest'ultimo riesce a sopportare prima di incorrere nella "rottura a fatica".

Si osserva che al di sotto di un particolare valore (σ_N) definito "Limite di fatica", l'osso ha una sopravvivenza anche per un numero di cicli "infinito".

In esperimenti eseguiti "in vivo" su roditori, è stato individuato un limite di fatica che si aggira intorno a 0,42 volte la tensione di rottura statica.

Altri esperimenti condotti su animali, riportati in letteratura, dimostrano che l'osso "risponde" essenzialmente solo a sollecitazioni di tipo ciclico. Esiste un numero di cicli minimo al di sotto del quale l'osso smette di essere sollecitato e incorre nel processo di riassorbimento (atrofia). Anche l'imposizione di carichi costanti non nulli sull'osso non dà origine ad alcun processo di ipertrofia; al contrario porta all'assottigliamento dell'osso.

Si è osservato che i tessuti ossei dotati dei canali di Havers sono soggetti a maggiore resistenza a fatica. Infatti i canali di Havers fungono da crack arrester in quanto la cricca una volta terminata nel canale, necessita di sollecitazioni maggiori per riformarsi.



- In letteratura diversi a. indagano speriment. e numer. sul comport. delle strutture once sotto sollecitazioni dinamiche. Qual è lo scopo degli studi?

Le analisi sul comportamento dinamico delle strutture once possono essere condotte e sia in vivo che in vitro. Queste si pongono due obiettivi principali:

- la valutazione di proprietà meccaniche di once intere;
- il modo di ~~inter~~ interfacciarsi delle nostre once alle sollecitazioni quotidiane dell'attività umana

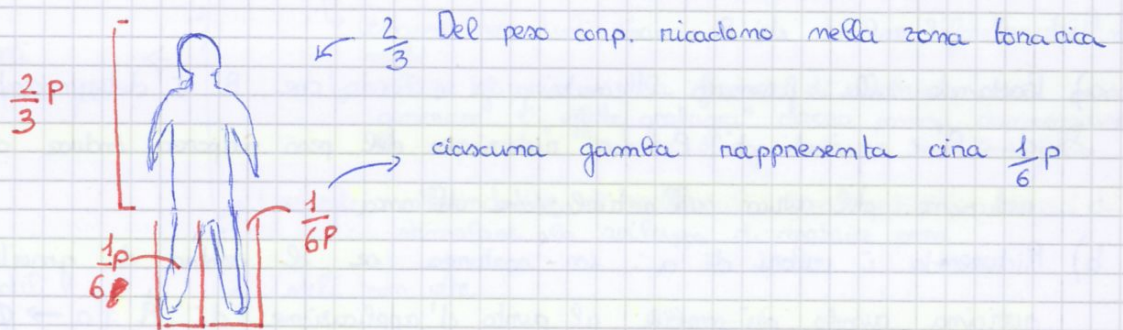
Il concetto fondamentale che unisce i due studi prevede che un sistema risponda ad un determinato impulso esterno con un modo di vibrare che dipende dalla distribuzione e config. spaziale delle masse, nonché dalle condizioni di vincolo e al contorno del sistema stesso.

Queste applicazioni hanno un* ~~ris~~ risultato diretto nell'analisi del comfort (ad. es. le vibrazioni a cui è soggetto un abitacolo di autovettura in mov.) oppure nello studio degli eventuali danni che le once possono contrarre da particolari attività lavorative (x es. l'uso di mantelli pneumatici ecc.)

Inoltre ~~il~~ ^{le} ~~embolo~~ che risentono maggiormente di atrofizzazioni, sono quelli che sono tendenzialmente più sollecitati in una condizione di "normale vita quotidiana". Un calcagno dunque, tende ad atrofizzarsi molto più intensamente di un aneno ad esempio, nel caso di un paziente allettato da diverso tempo.

12) Calcolo della risultante sull'anca ^(testa femore) in appoggio monopodale.

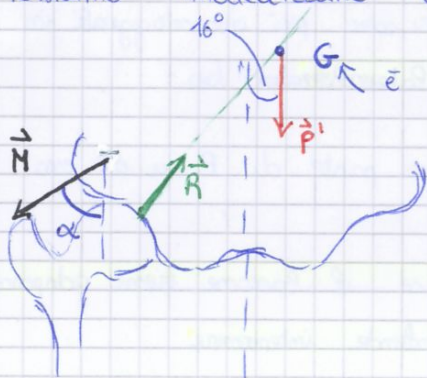
Considerando un uomo medio di peso $\vec{P} = m\vec{g}$ dove $M \approx 60 \text{ kg}$ facendo una considerazione semplicistica:



In appoggio monopodale dunque il peso che ricade su una testa femorale è:

$$P' = \frac{2}{3}P + \frac{1}{6}P$$

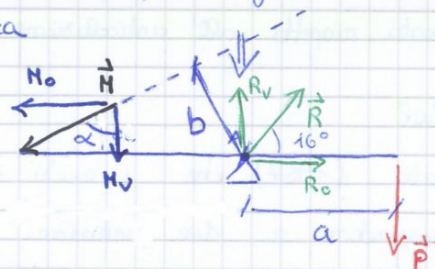
Poniamo modellizzare l'anca alla stregua di una leva di primo genere



è importante precisare che il centro di massa non è disposto lungo la verticale simmetrica del nostro corpo!!

\vec{M} = risultante muscoli adduttori

\vec{R} = risultante forze agenti sull'articolazione dell'anca



Facendo l'equilibrio dei momenti su A:

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

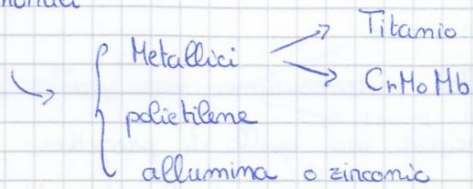
inoltre

$$\uparrow +) P' + Mv = Rv \Rightarrow Rv = P' + M \cos \alpha = P' \left(1 + \left(\frac{a}{b} \right) \cos \alpha \right)$$

$$\rightarrow +) R_o = M_o = M \sin \alpha = P' \left(\frac{a}{b} \right) \sin \alpha$$

Protesi femorali

Materiali



Il collegamento con l'osso avviene tramite:

↳ cementificazione ⇒ cemento acrilico (Polimetilmetacrilato)

parti non cementate:

Steli
press fit.

- steli con ponticelli con possibilità d'ancoraggio all'osso (molto pratiche anche in caso di eventuale rimozione);
- superfici protesiche rugose
 - ↳ vengono rese tali sprando su di esse sferette incandescenti
 - ↳ sebbene favoriscano la formaz. di matrice ossea possono generare l'"effetto grattugia" ovvero possono danneggiare la sup. ossea tramite sfregamento e non ben fissate.
- superfici osteoinduttive ⇒ materiali biocompatibili, capaci di stimolare lo sviluppo di matrice ossea.

Tipologie di cotili:

- avvitati

- avvitati con viti

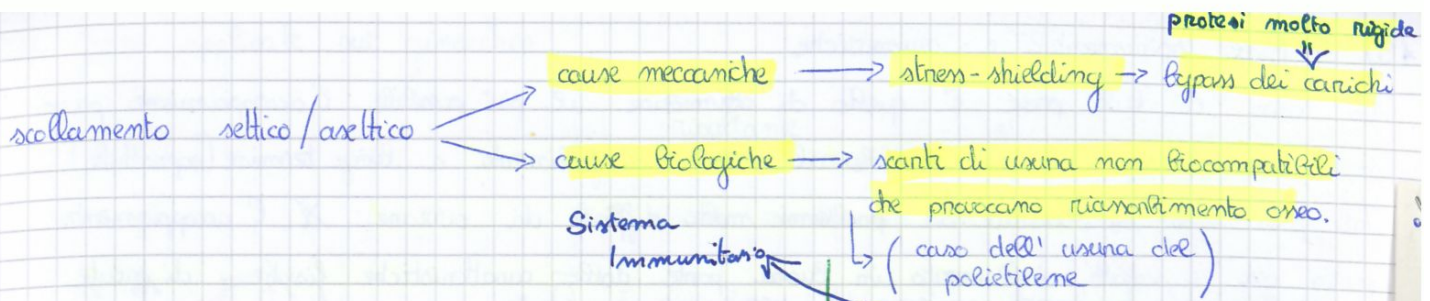
- con viti

- press-fit (il cotile artificiale è leggermente più grande dell'acetabolo naturale e viene inserito ad incastro)

- ad espansione

• steli con vite

• ~~metallici~~



17) Stress-shielding e Bypass dei carichi

S.s. si verifica quando la protesi, evidentemente mal dimensionata, fa da "scudo" alle tensioni che dovrebbero ricadere sull'osso. In pratica le tensioni di sollecitazione si distribuiscono in maniera non omogenea e, due di queste ultime tendono a concentrarsi di meno, l'osso si riassorbe e diviene \neq più sottile. Questa è una conseguenza delle leggi di Wolff: l'osso si "adatta" alla nuova disposizione dei carichi.

~~Dove / invece~~ Una conseguenza dello s.s. è il bypass dei carichi: nel caso della protesi femorale, il carico principale può concentrarsi prevalentemente nella punta inferiore dello stelo. Questo dunque si comporta come un palo ~~in~~ piantato nel terreno vulnerabile alle sollecitazioni a flessione che, a lungo andare, possono causare *scollamento della protesi* dall'osso.

18) Stabilità primaria e secondaria

↳ Al fine di scongiurare il più possibile il rischio di fallimento protesico, l'impianto deve raggiungere due stati di stabilità.

- **stabilità primaria**: riguarda il periodo direttamente successivo all'operazione. Ci si preoccupa che i picchi di tensione fisiologici raggiunti nello svolgimento di una normale routine quotidiana non generino eccessivi moti relativi nello stelo. Si stima che ~~le~~ i movimenti relativi debbano essere non superiori ai 150 μ m.

Il raggiungimento della s. primaria pregiudica il raggi. della s. ~~st~~ secondaria.

- **stabilità secondaria**: stabilità a lungo termine che si raggiunge grazie all'osteointegrazione della protesi. In assenza di fenomeni di stress-shielding, l'osso ha la possibilità di crescere uniformemente attorno allo stelo permettendone un'ancorazione solida. In questa fase è molto importante che il carico venga aumentato in maniera graduale, dando l'opportunità all'osso di formarsi correttamente.

19) Prove sperimentali e numeriche

Lo scopo di tali prove è quello di ottimizzare il più possibile l'accoppiamento protesi osso limitandone il più possibile il rischio di fallimento a lungo termine (soprattutto).

Tali prove sono ~~se~~ limitate da problemi molto difficili da ovviare: ~~il~~ l'accoppiamento protesi osso è infatti influenzato in buona parte dalle caratteristiche fisiche e di salute di ciascun paziente, dunque qualsiasi risultato ottenuto con tali prove deve affrontare un numero elevatissimo di potenziali casi d'applicazione, ed è pertanto difficile approdare a soluzioni generiche. Ad ogni modo gli studi consistono in prove meccaniche ~~di~~ di resistenza a fatica degli steli, prove volte a misurare gli stadi di usura generati dai vari accoppiamenti, e infine valutazioni di resistenza strutturale con metodi numerici.

I principali problemi aperti sono:

1. valutazione dell'usura dei cotili (Trattamento sterilizzante del polietilene)
2. studio di forme apposite per evitare stress-shielding
3. studio di soluzioni miniminvasive
4. studio dei micromovimenti
5. studio di complicanze (lunazione; impingement; eppie d'attrito; ecc.)

21) Polare del moto

Dato un qualsiasi oggetto in movimento è ~~possibile~~ ricavare su di esso la polare del moto: la polare del moto è (generalmente) una curva che individua il luogo dei centri d'istantanea rotazione durante tutta la fase del moto.

Se il centro d'istantanea rotazione in un dato istante si ritrova sulla superficie di contatto delle articolazioni, ciò vuol dire che in quell'istante il moto è di puro rotolamento; in caso contrario, il moto ~~è~~ include lo strisciamento.

Nel caso del rotolamento tibia-femore è interessante notare come la polare del moto sia "raccolta" a formare una C. Questa disposizione denota che nel movimento predomina la componente di strisciamento. In caso contrario, la curva sarebbe stata molto più "aperta".

Tramite analisi radiografiche, si può analizzare la fase di ^{moto tibia-femore} ~~rotolamento~~: dall'analisi della polare del moto si può dedurre se ci siano irregolarità o meno.

22) Protesi ginocchio

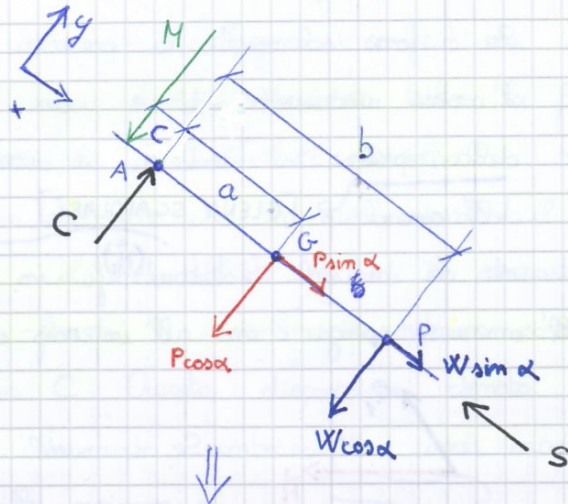
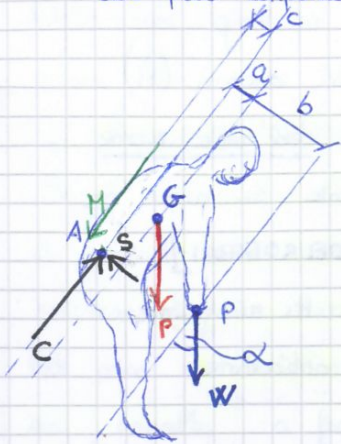
Le protesi del ginocchio si distinguono in due grandi gruppi:

- protesi monocompartimentali: sono protesi che non vanno a sostituire l'intera articolazione del ginocchio. Quando uno solo dei due condili femorali ~~risulta~~ presenta l'articolazione tibiale danneggiata, si preferisce sostituire quest'ultimo, preservando il condilo integro col rispettivo piatto tibiale.
- protesi totali: sono protesi previste per la sostituzione dell'intera articolazione del ginocchio. Prevedono l'asportazione di entrambi i condili femorali e la resezione dei rispettivi piatti tibiali con ~~è~~ l'articolazione deteriorata.

Queste ultime sono composte dunque da componente femorale, c. tibiale, e un inserto spesso in polietilene ~~il più spesso anche~~ che sostituisce l'articolazione.

~~Il~~ I componenti sono metallici; si evitano impianti in ceramica poiché non garantiscono sufficiente robustezza.

25) Calcolo della reazione vincolare sull'articolazione sacro lombare in funzione del peso corporeo e del peso sollevato e dell'angolo α



C = componente di compressione supportata dalle articolazioni lombari
 S = componente di taglio " " " " "

Facciamo formalmente l'equilibrio:

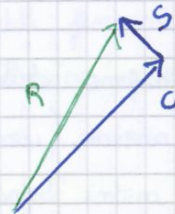
$$\left(\begin{array}{l} \rightarrow x^+ \\ \uparrow y^+ \\ \curvearrowright A^+ \end{array} \right) \quad \# \quad S = (P+W) \sin \alpha$$

$$C = (P+W) \cos \alpha + M$$

$$M_c = P \cos \alpha a + W \cos \alpha b$$

$$M = \frac{\cos \alpha (Pa + Wb)}{c}$$

$$R = \sqrt{S^2 + C^2}$$



da queste 3 equazioni è possibile ricavarsi i valori di C ed S in modulo

Risulta che il valore di R si aggira attorno a $4 \div 4,5$ volte il peso corporeo; è più intenso del carico che grava sull'anca.

Se i carichi dovessero rivelarsi troppo gravosi, interverrebbero gli addominali a sostegno delle colonne vertebrali, per evitare il collasso.

29) Cosa sono i gradi di Cobb?

I gradi di Cobb sono una misura utile per ricavare da una lastra radiografica lo stato di avanzamento e di gravità di una scoliosi.



l'angolo α espresso in gradi è definito l'angolo di Cobb.

↳ Valori inferiori ai 15° sono generalmente di importanza trascurabile e sono risolvibili mediante semplice fisioterapia.

Tra i 15° e 25° è indicata l'applicazione di corsetti correttivi o l'uso di bastoni che aiutano le articolazioni. ↳ **ORTESI**

Al di sopra dei 25° inizia ad essere valida la necessità di ricorrere alla chirurgia.

30) Esami pratici per la valutazione della scoliosi

Si valuta l'altezza del paziente in piedi e da seduto; si valuta il livello delle spalle e la sporgenza delle scapole. Inoltre si misura il grado di disallineamento della colonna sul piano coronario (frontale). È sufficiente ricorrere ad un filo al quale è attaccato un piombino ad un'estremità. Si avvicina l'estremità libera all'altezza della nuca del paziente e si lascia penzolare verticalmente il piombino all'altezza dell'estremità caudale della colonna. Si misura poi la distanza in centimetri tra il piombino e la piega interscapolare, la quale è proporzionale al grado di disallineamento del rachide.

↳ (Successivamente si ricorre alla class. secondo Cobb.)

31) Esame di Risser

Serve per valutare (soprattutto nei casi di età più avanzata) la maturità dello scheletro tramite esame radiografico. Tale esame si conduce valutando le costole iliache dell'anca sulle lastre radiografiche.

Esistono 6 livelli di Risser (da ~~0~~ 0 a 5).

• Classificazione delle antropotesi esistenti nel mercato:

Le antropotesi attualmente disponibili in ambito clinico sono da distinguere in due grandi gruppi:

- a) antropotesi portanti: anca, ginocchio, tibio-astagalica, intervertebrale;
- b) antropotesi non portanti: spalla, gomito, polso e dita;

E' chiaro che i maggiori problemi legati a fallimento dell' impianto riguardano le antropotesi portanti in quanto sono destinate a reggere carichi che arrivano ad essere pari a 5 volte il peso corporeo e sono inoltre soggette ad intenso fenomeno di usura.

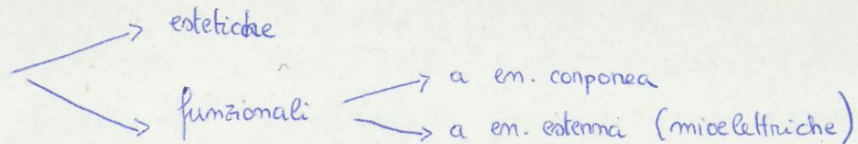
Una garanzia del non fallimento di una protesi portante è gen. la finità dell' impianto
Le antrop. ~~non portanti~~ si distinguono ancora in:

- c) a. che consentono il normale movimento dell' ant. che vanno a sostituire
- d) a. che consentono solo il grado di libertà (ritenuto il + importante) per l'articolazione che sostituiscono.

• Protesi di arto (amputato)

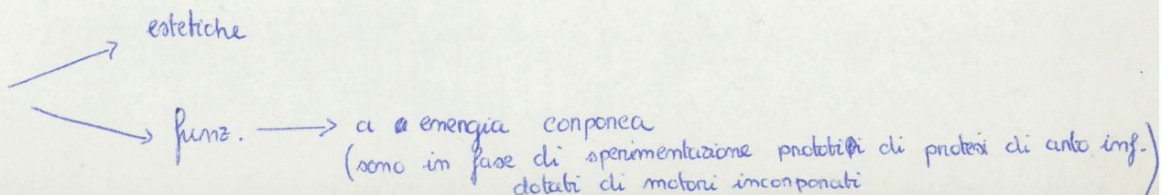
Arti SUPERIORI

- dita
- mano
- polso
- avambraccio / braccio
- spalla

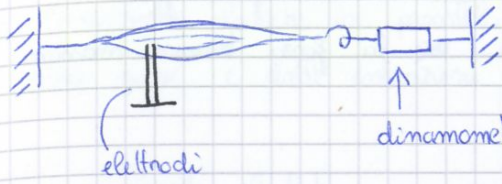


Arti INFERIORI

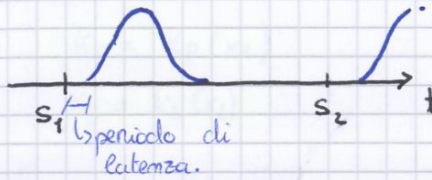
- Dita
- Piede
- Transtibiule
- Ginocchio
- Trasfermer.
- Anca



35) Valutazione della forza esercitata dal muscolo



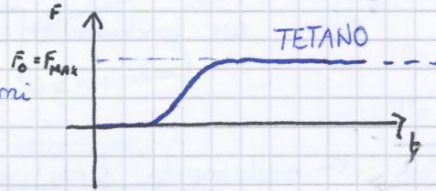
È possibile valutare il comportamento del muscolo sottoposto a n stimoli, ad esempio, collegando una delle due estremità ad un dinamometro. Dopo che la fibra viene sollecitata da S_1 , essa si contrae istantaneamente dopo un breve periodo di latenza. Tale risposta, se gli stimoli sono dati ad intervalli di tempo sufficienti, è sempre uguale nel tempo.



Accade che se S_1 e S_{1+1} sono molto ravvicinati, le due forme d'onda si sommano e si raggiungono picchi di tensione più elevati.

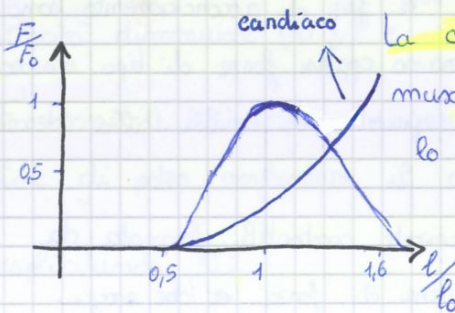
Questo è il principio base della somministrazione a scala: se un numero elevato di impulsi si susseguono ad int. di tempo sufficientemente brevi, il livello di forza generata cresce fino a raggiungere un valore massimo (plateau) che corrisponde alla contrazione tetanica del muscolo.

Tale fenomeno si ha per stimolazioni intorno ai 50-60 Hz.



36) Relazione tra lunghezza del muscolo e forza tetanica massima.

Si osserva in generale che per la maggior parte dei muscoli conosciuti vale questo andamento:



La contrazione tetanica massima si ha in pratica solo se il muscolo è a riposo; se lo si contrae o lo si allunga modificando lo stato a riposo, esso non riuscirà più a generare una tensione sufficientemente intensa.

Per il muscolo cardiaco il discorso presenta un'importante differenza: di fronte ad uno stiramento ($l > l_0$) la fibra muscolare cardiaca è capace di sviluppare una forza addirittura maggiore rispetto a quello che è il valore di forza tetanica raggiunta per $l = l_0$. Questo aspetto è molto importante per il mantenimento della giunta premiale anteriore. (Legge di Starling)

La tensione (specifica) massima che ciascuna fibra muscolare sopporta in fase di contrazione si aggira intorno ai 0,2 MPa

- 2) Componenti ~~contrattili~~ ^{elastiche} in serie, responsabili della contrazione istantanea del muscolo, che dipende dal comportamento dei tendini e dalle strutture fibrose alle estremità del muscolo.
- 3) Componenti elastiche in parallelo che dipendono dal sarcolemma, dal tessuto connettivo delle fibre musc. e dalle interazioni fra i filamenti.

Le componenti elastiche in serie ed in parallelo dipendono da costanti k_s e k_p che non hanno comportamento lineare, bensì dipendono dal grado di allung. del muscolo:

$$k_p = k_p(x_1)$$

$$k_s = k_s(x_2)$$

39) Equazione di Hill e grafico forza/velocità.

I risultati derivanti dall'esperimento del quick-release sono descritti da una relazione empirica ricavata da A.V. Hill:

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

(nel terzo a sinistra)

relazione iperbolica

dove

v = velocità di contrazione

T = forza istantanea sviluppata dal muscolo

T_0 = forza tetanica massima sviluppabile

a, b = costanti che dipendono dal tipo di muscolo.

Trascurando le costanti b, a , l'equazione in sostanza esprime ~~che la potenza esercitata dal muscolo risulta costante indipendentemente dal tipo di carico applicato:~~

Se ~~diminuisce~~ il carico è maggiore ($T \uparrow$) la velocità diminuisce ($v \downarrow$) e viceversa ($T \downarrow \Rightarrow v \uparrow$)

È possibile ricavare un'espressione della formula di Hill adimensionalizzata, al fine di poter confrontare il comportamento di più muscoli:

esplicitando v :

$$v = \frac{b(T_0 - T)}{T + a} \Rightarrow v_0 = v(T=0) = \frac{b}{a} T_0 = \text{velocità di contrazione a carico nullo } (v_{MAX})$$

quindi definisco l'espressione adimensionalizzata come

$$v' = \frac{1 - T'}{1 + \frac{T'}{k}}$$

dove $v' = \frac{v}{v_0}$

$$T' = \frac{T}{T_0}$$

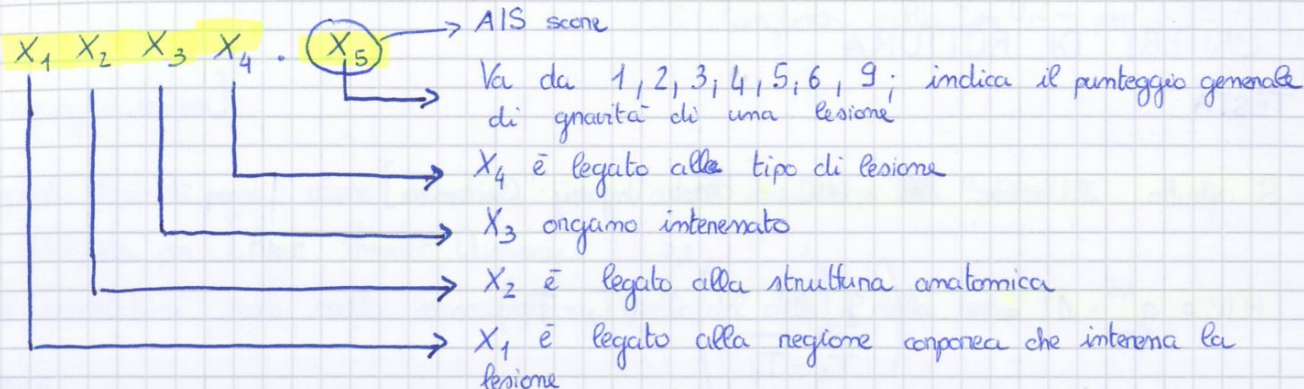
oppure

$$T' = \frac{1 - v'}{1 + \frac{v'}{k}}$$

$$k = \frac{a}{T_0} = \frac{b}{v_0} \Rightarrow \text{valori che variano tra } 0,15 \text{ e } 0,25$$

40) Scala AIS [Abbreviated Injury Scale]

La scala AIS viene usata nell'ambito della medicina legale per definire lo stato di gravità di una singola lesione di un infortunato, nell'ambito dei sistemi strutturali. L'AIS relativo alla singola lesione è associato ad altri 4 valori:



I valori di X_1, X_2, X_3, X_4 vengono stabiliti facendo riferimento ad apposite tabelle ben dettagliate; il valore di X_5 viene scelto in base alla gravità di una lesione: più elevato è il valore di X_5 , più grave è la lesione. In genere per valori di pericolosità critica (con prob. di morte pari al 50%) si attribuisce valore 5. Il valore 6 generalmente si associa ad una lesione mortale.

Infine il valore 9 si usa quando la lesione è talmente scomposta da essere ^{di}impossibile classificazione.

41) Injury Severity Score (ISS)

A ciascun infortunato possono essere associati più valori di AIS, ciascuno per ogni lesione da esso riportata. Per ottenere una valutazione globale della compromissione dello stato di salute del paziente si ricorre dunque alla ISS.

Per ricavare il valore della ISS di un paziente si individuano dapprima i valori di AIS più alti riguardo a 6 regioni del corpo in particolare:

- | | |
|---------------------|---------------------|
| 1) capo e collo | 4) torace + rachide |
| 2) viso | 5) arti e bacino |
| 3) addome + rachide | 6) altri traumi |

Tra questi valori individuati si selezionano i 3 maggiori (AIS_1, AIS_2, AIS_3) dunque il valore di ISS sarà dato da:

$$ISS = AIS_1^2 + AIS_2^2 + AIS_3^2$$

Il valore di ISS va da 1 a 75. ISS pari a 75 decretano praticamente la totale inutilità di qualsiasi intervento medico (il paziente è talmente compromesso che ha altissime probabilità di morte). IMP! Se almeno 1 dei 3 AIS è pari a 6, si imposta automaticamente il valore di ISS pari a 75.

3) Criterio fluidodinamico, si sfrutta il valore dell' NIC:

$$NIC = (a_n \cdot L + V_n^2) \quad \text{dove} \quad a_n = \text{componente longitudinale dell'accelerazione}$$

$$V_n = \int_0^T a_n dt$$

Si ha tolleranza fino ad un

$$NIC \leq 15 \frac{m^2}{s^2}$$

[Neck Injury Criterion]

L = lunghezza collo = 0,2 m per i 50%ile

Per questo tipo di prova viene adoperato un manichino BIO-RID dove RID sta per [Rear Impact Dummy]

Questi manichini sono molto sensarizzati a livello del collo e della testa.

TORACE

Il torace viene considerato sotto due diversi carichi: unto frontale e unto laterale.

a) URTO FRONTALE

1) Criterio per lesioni interne e fratture al torace

Tolleranza $\Rightarrow \leq 60g \cdot 3ms$ ($\Delta t_{60g} \leq 3ms$) \Rightarrow valido in USA

2) rottura di costole

\hookrightarrow schiacciamento a carico conc. $\leq 50mm \Rightarrow$ EU

3) lesioni interne e rotture costole

$$\hookrightarrow \boxed{\text{criterio viscoso}} \quad VC = \left(\frac{x(t)}{k} \cdot \frac{dx(t)}{dt} \right)_{\max} \leq 1m/s$$

dove $x(t)$ = compr. costole

$$k = 0,229 m$$

b) URTO LATERALE

1) frattura torace \Rightarrow valutazione di deflessione delle costole

2) lesioni interne e frattura torace

\hookrightarrow criterio viscoso $k = 0,140 m$

oppure T.T.I. (Thoracic Trauma Index) (accelerazioni/decelerazioni $\leq 90g$)

45) Manichini

I manichini ideati per le simulazioni di incidenti stradali (crash test) devono rispondere ad una serie di requisiti particolari:

- Biofedeltà → devono riprendere le caratteristiche antropomorfe
- Semilità → devono essere sensibili alle opportune sollecitazioni a cui sono sottoposti
- Riproducibilità → devono essere riproducibili su vasta scala
- Durabilità → devono poter essere riutilizzati per più prove ~~di~~ successive.
- Ripetibilità

I modelli più diffusi oggi sono gli Hybrid 3 50%-ile (che rappresentano avere le proprietà fisiologiche del 50% della popolazione); esistono poi 95%-ile, 5%-ile e poi i manichini usati per i "bambini" (1y, 3y, 6y in USA; Q1, 3, 6, 10 in UE)

Vengono usati ~~in~~ nell'urto frontale ~~che in quello laterale~~.

* Nell'urto laterale vengono usati i modelli EUROSID 2 in UE; negli USA lo stesso modello è dotato di Rip extension (torace allungato).

Ultimamente sono in via di testing dei prototipi valichi sia per i test USA che per quelli europei: i WorldSID.

Infine esistono i BIO-RID [Rear Impact Dummy] che viene usato per lo più per i test inerenti ai criteri di lesione sul collo.