



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 754

DATA: 30/10/2013

A P P U N T I

STUDENTE: Romeo

MATERIA: Bioingegneria Meccanica

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.**

* Bioingegneria:

- È studio del corpo umano (ed esseri viventi) con i metodi dell'ingegneria; studio dell'anatomia, fisiologia e patologia.
- È valutazione e controllo delle funzioni e delle prestazioni del corpo umano o di sue parti (importazione ingegneristica della diagnosi).
- È sviluppo di strumentazione e di dispositivi per uso medico + chirurgico.
- È progettazione e costruzione di parti di sostituzione (protesi) o ausili per coordinare funzioni qualsiasi (ortesi).

• Il sistema scheletrico

È formato da ossa, articolazioni e dai tessuti ad esso associato (cartilagine e legamenti).

La struttura ossea costituisce il 18% del peso di un individuo adulto (43% i muscoli).

Gli elementi ossei (206) sono gli organi del sistema scheletrico, ogni elemento è costituito da tessuto osseo, tessuto sanguigno e nervoso.

Le vere cellule ossee sono gli osteociti.

Esse costituiscono il tessuto osseo, immerse in una sostanza collagena intracellulare molto resistente: "fibre collageniche".

L'unione di queste sostanze forma l'osteoone, cioè l'unità fondamentale dell'osso.



Canale di Havers: in essi passano i vasi sanguigni.

Lamelle concentriche: in esse ritroviamo fibre parallele ma perpendicolari alle fibre della lamella inferiore e superiore.

• Studio dell'osso

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

La conoscenza delle sue caratteristiche meccaniche, infatti, è fondamentale per poter studiare le varie condizioni fisiologiche e patologiche, per cercare materiali di sostituzione e per studiare la possibilità di accoppiamento con altri materiali.

A seconda degli scopi che si propongono, si può studiare l'osso in diversi modi:

- considerando la valutazione delle forze che agiscono sull'intero sistema scheletrico.
- valutando le tensioni che si producono nei regimi di ossa.
- valutando le caratteristiche meccaniche del tessuto osseo.

Anche con le misurazioni densitometriche è possibile risalire al valore del modulo elastico del provino osseo, oppure alla tensione di rottura.

La determinazione delle densità locali del tessuto osseo in vivo può essere realizzata utilizzando numerose tecniche densitometriche: tomografia computerizzata, densitometria ossea dicromatica ecc.

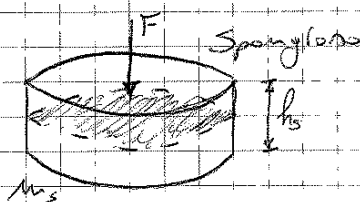
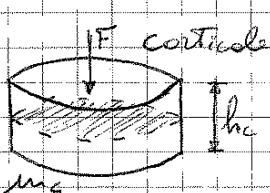
L'osso corticale è più rigido dello spongioso, può sostenere maggiori tensioni ma minori deformazioni (è fragile).

Attraverso misurazioni in vitro si è trovato che l'osso corticale, a rottura, raggiunge una deformazione massima del 2%, invece l'osso spongioso 7%.

• Rapporto densità e tensione di rottura

Il rapporto tra la densità dell'osso compatto e quella dell'osso trabecolare varia, circa, tra 2 e 8. Supponendo che il materiale osseo, nei due casi, lavori allo stesso modo, ci si aspetta lo stesso rapporto anche per le tensioni di rottura.

Verifichiamo:



$$\begin{cases} h_c = h_s = h \\ m_c = m_s = m \end{cases}$$

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

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

$$\begin{cases} m = \rho_c V_c = \rho_s V_s \\ V = Ah \end{cases} \rightarrow \rho_c A_c h = \rho_s A_s h \rightarrow \frac{\rho_c}{\rho_s} = \frac{A_s}{A_c}$$

poiché $\begin{cases} \sigma_c = \frac{F}{A_c} \\ \sigma_s = \frac{F}{A_s} \end{cases}$ segue che: $\sigma_c A_c = \sigma_s A_s \rightarrow \frac{\rho_c}{\rho_s} = \frac{\sigma_c}{\sigma_s}$

• Influenza della velocità di applicazione del carico

I valori del carico di rottura e del modulo di elasticità dipendono dalla velocità di applicazione del carico, si dice che l'osso è un materiale "viscoelastico".

È stato infatti studiato che la velocità di applicazione del carico fa aumentare il valore di modulo elastico e la tensione di rottura, questo significa che l'area sottesa dalla curva σ - ϵ è maggiore, quindi maggiore sarà l'energia assorbita dall'osso. Di conseguenza, però, diminuirà la deformazione e rottura.

• Osso umido e Osso secco

È stato osservato che entro un'ora o meno dall'esposizione dell'osso si manifestano variazioni significative delle sue caratteristiche.

L'osso umido ha un comportamento plastico prima della rottura, richiede più energia di deformazione, mentre l'osso secco ha solo un comportamento elastico.

Esiste una differenza di comportamento a trazione e a compressione dei meccanismi di frattura dell'osso. Nel caso di trazione, la frattura si dispone trasversalmente (\perp) alla direzione del carico applicato, mentre a compressione si creano dei piani di frattura obliqui, corrispondenti ai piani sui quali le sollecitazioni di taglio erano più elevate.

* Metodi di analisi dello stato tensionale nell'osso

- (1) Analisi sperimentali e studi matematici
- (2) Analisi in vivo e in vitro

Del primo metodo fanno parte la tecnica estensimetrica per condurre ricerche sperimentali, riguarda l'uso di estensimetri, sensori elettrici in grado di misurare allungamenti e accorciamenti dell'osso. Si studiano le ossa più esposte (come la tibia) mentre il soggetto corre o cammina.

Si è rilevato che l'osso, durante la deambulazione normale, subisce una compressione in corrispondenza dell'appoggio del calcagno, trazione durante il passaggio di carico all'altro sito e ancora compressione quando spingere la punta del piede. Appaiono inoltre tensioni di taglio, dovute alla rotazione esterna della tibia.

Durante la corsa, invece, la tensione principale era di compressione, con trazione solo dovuta alla spinta del piede.

Per quanto riguarda il secondo metodo, è stata misurata in vivo la velocità di propagazione degli ultrasuoni attraverso rotula e tibia. Si è rilevato, tramite lo studio di 98 volontari (tra cui anche paralitici), che valori più elevati di velocità sono associati ad un osso idoneo ad una più elevata richiesta funzionale.

Il concetto base è l'analisi della risposta ad un impulso meccanico: una struttura risponde ad un impulso esterno con un modo di vibrare che dipende dalla distribuzione spaziale di masse e rigidità. L'applicazione diretta di questi studi riguarda soprattutto il "comfort" in autoveicoli oppure i danni potenziali provocati in ambito lavorativo (es. uso del martello pneumatico).

* Leggi di Wolff

Osservando la somiglianza tra gli andamento delle tensioni principali in una barra curva e le traiettorie seguite dall'osso spugnoso, si convinse della corrispondenza tra la struttura dell'osso e la "griglia di Culmann".

Fondò così la sua "legge della trasformazione dell'osso", insieme all'ipotesi della "struttura traiettorie" dell'osso trabecolare (sono le leggi di Wolff).

Wolff affermò che: sotto carico e in seguito a trasformazioni patologiche della forma esterna degli elementi ossei, la trasformazione dell'architettura segue leggi matematiche.

Nel caso della struttura dell'osso trabecolare egli sostiene che la distribuzione e l'orientazione delle trabecole si altera al variare dello stato del cortice.

extracellulare al fine di garantire l'omeostasi calcica nel sangue e l'integrità strutturale dello scheletro. Questo processo avviene attraverso una sequenza di riassorbimento osteoclastico, seguito da deposizione osteoblastica e successiva mineralizzazione della matrice collagenica neoformata.

Questi tre processi mostrano l'esistenza di un legame importante tra morfologia ossea e le condizioni funzionali meccaniche.

Ciononostante, risulta ancora impossibile stabilire con certezza la relazione tra carichi meccanici e stimolazione/inibizione dei processi di riassorbimento osseo.

Da questa constatazione ha preso le mosse una revisione critica degli esperimenti e delle teorie di Wolff.

Gli esperimenti condotti si possono classificare in due grandi gruppi: quelli tesi ad indurre ipertrofia e quelli tesi a produrre atrofia.

Per quanto riguarda gli esperimenti sull'atrofia, distinguiamo tre tecniche: permanenza a letto, assenza di gravità (reale o simulata) ed immobilizzazione.

Per esperimenti sull'ipertrofia si classificano due strategie: chirurgica e non chirurgica.

Nel primo caso, l'alterazione del corso fisiologico avviene osteotomizzando una delle ossa lunghe accoppiate, in modo che l'altra debba ricevere tutto il carico normalmente condiviso, oppure mediante l'inserzione di dispositivi simili a fissatori che impongono carichi esterni controllati.

Riguardo la manipolazione chirurgica per l'ipertrofia, essa stessa produce ipertrofia: la semplice inserzione di un filo di acciaio nella cavità midollare può stimolare risposte ipertrofiche con deposizione di tessuto osseo fibroso simile a calli ossei.

* Variabile di controllo

Dalle leggi di Wolff e dagli esperimenti che hanno avvalorato o contraddetto queste tesi si è arrivato a sostenere che: il rimodellamento non tende a minimizzare le sollecitazioni meccaniche ma a mantenerle entro limiti specifici, codificati geneticamente per ogni sito.

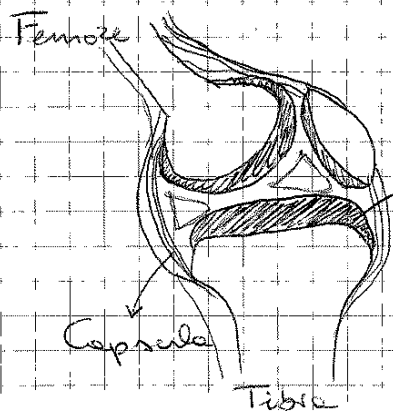
Bisogna quindi individuare la "variabile di controllo" del processo di rimodellamento: μ !

Il suo valore deve mantenersi tra μ^+ e μ^- , in modo da avere un'attività osteoplastica e osteoclastica in equilibrio; in caso contrario il rimodellamento opera per riportare la variabile entro i limiti fisiologici.

Nella cartilagine articolare si possono distinguere 4 strati:

- 1) Strato superficiale: le fibre sono parallele tra di loro e alla lamina splendide.
- 2) Strato intermedio: zona reticolare con arcate di fibre.
- 3) Strato profondo: le fibre sono disposte verticalmente e qui è presente il collagene.
- 4) Strato di cartilagine calcificata.

• Dietrarsi del ginocchio



Le articolazioni del ginocchio sono racchiuse in un manicotto di materiale fibroso che è attaccato all'osso (capsula).

Al suo interno si trova una "membrana sinoviale" che produce il liquido sinoviale; quest'ultimo riempie la cavità tra le ossa lubrificando e nutrendo la cartilagine.

L'azione smorzante è dovuta al cedimento della cartilagine, all'espulsione del liquido sinoviale e alla deformità dell'articolazione.

Il liquido bagna la cartilagine che, quindi, si comporta come una spugna, rilasciandola al momento di una compressione.

- + Angolo di inclinazione tra l'asse del collo del femore e l'asse diafisario $\rightarrow 125^\circ - 130^\circ$
- + Piano del femore (f)
- + Asse meccanico dell'arto inferiore (mm)
- + Asse diafisario o Asse del femore
- + Angolo di anteversione: angolo tra collo e testa femorali ($10 - 30^\circ$)
- + Asse del cotile $\rightarrow 30 - 40^\circ$

• Esperimento di Noble

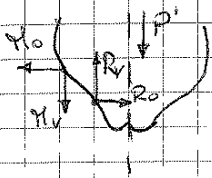
Noble ha condotto uno studio antropometrico misurando duecento femori.

La distribuzione della maggioranza dei parametri misurati si avvicinava all'andamento della curva di Gauss. Questa statistica delle relazioni tra due dimensioni indicava che la variazione dei parametri non è arbitraria, ma comunque non sono idonee per fare una previsione dimensionale di un parametro in funzione dell'altro.

• Circumduzione dell'anca: combinazione simultanea di movimenti elementari attorno ai tre assi.

- Determinanti del passo:
 - rotazione del bacino (4 cm)
 - flessione del ginocchio
 - abbassamento del bacino

Equilibrio verticale e orizzontale



$$\uparrow) P' + Rv = Rv$$

$$\rightarrow) R0 = M0$$

$$\begin{cases} Mv = M \cos \alpha \\ M0 = M \sin \alpha \end{cases}$$

$$R = \sqrt{R0^2 + Rv^2} = \sqrt{\left(\frac{P' \cdot e \cdot \sin \alpha}{b}\right)^2 + \left(P' + \frac{P' \cdot e \cdot \cos \alpha}{b}\right)^2}$$

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

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

Il risultato trovato è circa 3 volte il peso corporeo!

Casi particolari

Nelle condizioni di valgismo e varismo i rapporti tra le forze agenti vengono alterate:

- + Nella coxa vara (il trocantere è lateralizzato) si ha un aumento del braccio di M e quindi minore forza muscolare sulla testa femorale.
- + Nella coxa valga (il trocantere si medializza) il braccio di leva muscolare si riduce, la forza muscolare e il carico risultante aumentano.

Un altro effetto deleterio per quanto riguarda il valore della risultante articolare è l'aumento del peso corporeo.

Per ridurre il carico risultante sulla testa del femore è quello di usufruire dell'ausilio di un bastone. Esso deve essere posto dal lato dell'arto sano in modo da creare un momento di reazione che fa diminuire il valore di R .

• Fratture del femore

Si classificano in base alla parte del femore interessata:

- fratture dell'estremità superiore del femore
- fratture diafisarie
- fratture dell'estremità inferiore

A loro volta queste fratture possono essere mediali, laterali, intra o extracapsulari.

• Osteosintesi

Si intende la capacità di ridurre la frattura mediante un mezzo di sintesi.

Questi ultimi sono: placche, viti, fili, fissatori ecc.

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



Lezione con Dottor Aloj

- L'osso, come il fegato, è l'unico componente corporeo che si rigenera per riprendere la composizione che aveva prima di un trauma.

- Le forme di guarigione possono essere dirette o indirette.

• Como Morse

Protesi sostitutiva del collo femorale - Ogni caso costruttivo ne progetta un tipo diverso a cui poter adattare solo teste della stessa caso costruttiva.

• Cupole di rivestimento

Lavorano solo la parte superficiale e rivestono la parte lesa con una cupola (testa femorale).

Le cupole non sono più adottate con molta frequenza poiché lavoravano l'osso internamente, sulla zona spongiosa, rendendola inutile.

Per lo più, oggi sono, sono utilizzate come primo intervento per allontanare (anche di molto) la completa sostituzione dell'articolazione.

* Endoprotesi

Sostituiscono solo la parte del femore - Distinguiamo:

+ a teste fissa: componente unica (stelo - collo - testa)

+ articolari: doppia teste, una più grande per muoversi dentro l'acetabolo e una più piccola che gira sotto quella più grande. Questa tipologia di protesi diminuisce fortemente gli attriti.

{ Steli corti "press-fit": il elemento protesico viene inserito per interferenza (a martellate) }

• Scollamento artico

È causato sia da ragioni biologiche che meccaniche.

- **Regioni biologiche:** reazioni alle particelle di usura; si ha sia per protesi cementate che non cementate. I macrofagi si attivano appena si formano i frammenti dell'usura (poiché il corpo è stato riconosciuto estraneo) e distinguono il corpo protesico. Il problema è che distinguono anche l'osso appena formato.

+ **Regioni meccaniche:** dovute alle strutturazioni del sistema meccanico finale osso-protesi. Una protesi lunga non trova trasferimento di carico nella zona centrale e superiore dell'osso (tipo ombrellone - spiaggia). Si viene a creare un addensamento osseo nella zona finale della protesi, cioè la zona più sollecitata, mentre la parte superiore rimane labile.

* Stabilità

Vi sono due tipi di stabilità: primaria e secondaria.

- La stabilità primaria valuta l'esistenza delle condizioni meccaniche per cui, subito dopo l'intervento e prima dell'accrescimento osseo, il contatto osso-osso assicura che le tensioni non portino ad eccessivi movimenti relativi.

- La stabilità secondaria si raggiunge attraverso l'osteointegrazione, ossia l'accrescimento osseo e il suo collegamento alla protesi. Questa stabilità dipende quindi da quella primaria.

Il carico totale deve essere allora rilasciato solo a stabilità secondaria ottenuta!

Prima di mettere in commercio una protesi, bisogna effettuare prove sperimentali e numeriche tra cui:

- prove di resistenza statica e a fatica sotto sollecitazioni di flessione e torsione;
- prove di usura con simulatori;
- valutazioni di resistenza strutturale con metodi numerici.

• Osservazione

Durante il cammino, nelle fasi di flessione del ginocchio, la tibia subisce una certa rotazione di circa 20° .

• Legamenti e menischi

Il legamento crociato anteriore parte dalla zona antero-mediale della tibia e raggiunge il condilo femorale da dietro; impedisce la lussazione posteriore della tibia.

Il legamento crociato posteriore si aggancia posteriormente alla tibia; contrasta la lussazione della tibia anteriormente.

"I legamenti crociati non sono mai lassi, quelli laterali invece sì: a flessione ed estensione."

I menischi sono invece delle strutture di cartilagine che servono per uniformare l'articolazione tibia-femorale e distribuire i carichi, evitando la formazione di osteofiti.

• La Rotula

Si trova anteriormente tra femore e tibia ma è attaccata solo a quest'ultima tramite una serie di legamenti. Ha la funzione di distribuire le forze nelle varie direzioni del muscolo quadriceps e potenziare quest'ultimo.

* Articolazione della Caviglia

Formata da tre ossa:

- tibia distale
- perone
- astragalo: osso piccolo, interamente spugnoso ma con un guscio corticale.

È un'articolazione molto vasta, in cui si distinguono "sotto-articolazioni": flessione del dorso, estensione Tibio-Tarsica, malleolo laterale e mediale ecc...

Importanti sono la Tibio-peroneale proximale (è una articolazione cattedra) e la Tibio-peroneale distale (è una enfiartriosi, permette movimenti limitati durante la rotazione del perone).

Durante i movimenti di fless-estensione il perone ruota: internamente se in flessione, esternamente se in estensione.

* Sistema articolare della spalla

Formato da 4-5 articolazioni, è il più mobile sistema articolare del corpo.

Distinguiamo:

- + Scapolo-omeroide (o gleno-omeroide) {principale}
- + Scapolo-Toracica (posteriore)
- + Acromion-Clavicolare {falsa principale}
- + Sterno-Clavicolare {vera secondaria}
- + Sotto-deltoidica {falsa secondaria}

La principale è simile all'articolazione femorale; l'acromion è una parte della scapola.

• Protesi del gomito

Esistono endoprotesi in acciaio, rivestite di ebanite (gomma naturale) in sostituzione dell'estremo distale dell'omero.

Come protesi vere e proprie esistono cerniere parzialmente vincolate o completamente vincolate.

Sebbene i risultati a breve termine fossero molto buoni, successivamente (dopo poco tempo) sorsero seri problemi come la mobilizzazione dell'omero, il riassorbimento osseo e fratture del segmento osseo. Poterono quindi ipotizzarsi diverse soluzioni al problema dello scollamento: rinforzare le protesi e cerniere con ulteriori dispositivi di fissazione esterna, utilizzare protesi più piccole ecc.

Gli ideatori hanno cercato di risolvere i problemi in così tanti modi che possono essere suddivisi in 9 classi.

* Colonna vertebrale

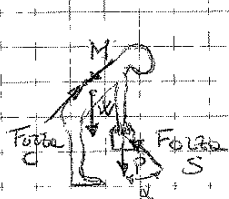
Insieme di articolazioni, non può essere tutta protesizzata.

Ogni vertebra ha un "cuscinetto" che permette la distribuzione del carico su tutta la superficie vertebrale: è il disco vertebrale, la superficie di contatto. Evita inoltre la formazione di osteofiti.

"Lo schiena è una leva di primo genere, sempre svantaggiata"

Il maggior carico sulle vertebre si ha quando stiamo seduti e incurvati.

• Forze scambiate per una situazione generica



$\alpha = 35^\circ$ Forze C (compressione) e S (Foglio) sono la scomposizione alle forze muscolari della reazione

Equilibrio \Rightarrow

$$\begin{aligned} \text{I)} \quad W - C + W \cos 35^\circ + P \cos 35^\circ &= 0 \\ \text{II)} \quad S - W \sin 35^\circ - P \sin 35^\circ &= 0 \\ \text{III)} \quad W l_m &= W l_m + P l_p \end{aligned}$$

* Patologie del disco

+ **Ernia**: è il rigonfiamento e lo fuoriuscita del nucleo provocando uno schiacciamento della radice del nervo; è questo che provoca il dolore. Molto più frequente nella zona lombare.

+ **Discopatia degenerativa**: si riduce la percentuale di acqua nel disco drasticamente, rendendo lo così più rigido. Aumenta il tessuto fibroso che si dispone disordinato. Le cause sono ancora da chiarire.

+ **Protrusione discale**: è una sorta di ernia, solo che non si ha la fuoriuscita di materiale nucleico; questo crea una protrusione che schiaccia il nervo.

• Artroplastica vertebrale

Si può avere la sostituzione completo del disco, cioè uso di dischi artificiali (preserva il movimento del rachide), oppure una sostituzione parziale del disco: si protesizza solo il nucleo poiché, in questi casi, l'anello è rimasto intatto.

* Corsetti

Sono classificati in due grandi categorie:

1) Corsetti ortopedici di tipo correttivo

Sono principalmente per scoliosi; con questo termine si indica una deviazione tridimensionale di uno o più tratti della colonna vertebrale.

Generalmente la deviazione laterale è accompagnata da altre curve di compensazione contralaterali.

Un corsetto per scoliosi deve svolgere una duplice funzione: stabilizzare la colonna che si trova in fase di instabilità e trasmettere ezioni idonee in modo da ripristinare la normale configurazione geometrica.

2) Corsetti ortopedici di tipo conservativo

Sono esoscheletri, ornature, busti gessati che mirano a mettere a riposo o sostenere il rachide.

→ **Gibbo**: è la gobba; non è di origine cifotica ma scoliotica, è dovuta alla sporgenza in avanti della scapola.

• Azione correttiva dei corsetti

Va' perseguita con atti diretti a modificare il modello di distribuzione delle sollecitazioni nel rachide scoliotico.

+ Tecniche di correzione principali

- 1) Trazione: efficace per scoliosi di grado elevato, mentre le curve minori sono scarsamente influenzate.
- 2) Deflessione laterale: si ottiene mediante spine trasmesse attraverso l'arcata costale e le masse muscolari lombari. A queste vanno associate le opportune contropunte in corrispondenza delle estremità inferiori e superiori della curva principale.
- 3) Derotazione: viene ottenuta mediante cinghie inducenti una rotazione della colonna, attorno al suo asse verticale, per mezzo di un'ampia pressione avvolgente.

* Protesi ortopediche

Invasetura: unica parte (ormai) fatta su misura. È un astuccio che deve essere in grado di sostenere il carico trasmesso dal mancone a terra. È di dimensioni leggermente inferiori rispetto al mancone per garantire aderenza. La più utilizzata è l'invasetura "pneumatica": il mancone si inserisce creando il vuoto e viene utilizzata una valvola per staccare la protesi in seguito. Se così non fosse la materia sarebbe inutilizzabile!

* Biomeccanica dei Traumi da urto

Si studiano gli effetti di rapide decelerazioni sui principali apparati del corpo (la forza è misurata in base all'accelerazione di gravità, g)

La grossa differenza tra lo studio biomeccanico dei Traumi da urto e le altre tipologie è la durata dell'evento meccanico in esame.

Infatti, l'urto è un evento dinamico in cui l'inerzia dei corpi gioca il ruolo principale nel produrre lesioni.

La prima cosa da fare è individuare qual'è l'incidente più pericoloso, quindi parte alle lesioni peggiori.

Si costruisce così il "tavolo da laboratorio" per riprodurre la situazione critica in modo più veritiero possibile.

• Metodologie

+ Sperimentazione: fatta tramite volontari umani, animali, cadaveri e manichini.

+ Simulazione Matematica: modelli di elementi finiti e modelli a corpi rigidi articolari.

• Sicurezza Traffico Stradale

Determinata da 3 campi: ambiente (7-10%), veicolo (3-5%) e uomo (85-90%).

Si divide in:

- 1) Sicurezza Preventiva: riduce il rischio e la severità dell'incidente; riguarda il benessere alla guida, la visione, la concentrazione.
- 2) Sicurezza Attiva: riduce il rischio e la severità dell'urto; tenuta di strada, stabilità ecc.
- 3) Sicurezza Passiva: a parte della severità dell'urto, riduce il rischio di lesioni severe; cinture di sicurezza e airbag.

• Tecniche di scala

Siccome la maggior parte degli studi effettuati sugli incidenti riguarda il 50%ile maschile, si sta manifestando l'esigenza di non limitare questo approccio biomeccanico ma di estenderlo all'intera popolazione.

Ciò è però contrastato dalla mancanza di dati sperimentali biomeccanici su questi altri soggetti (bambini, donne e anziani).

Ci si è allora orientati verso una nuova tecnica: "Scaling techniques". Essa consente di calcolare i criteri ignoti di prestazione degli altri manichini, a patto che si conoscano i fattori di scala che legano fra di loro le grandezze fondamentali.

+ Fattori di scala

Si è partito dai valori del 50%ile maschile scalando il valore agli altri manichini.

- fattore di scala di lunghezza $\rightarrow L = L_1 / K_L$

- fattore " " di massa $\rightarrow m = (L)^3$

\rightarrow Derivato dalla considerazione che, con l'età, non cambia il peso specifico ma il volume soltanto.

- fattore di scala di resistenza a rottura $\rightarrow f = f_1 / f_2$

\rightarrow Non disponendo di dati relativi alla resistenza a rottura del tessuto cerebrale con l'età, si è ipotizzato che fosse identico a quello misurato sui tendini.

- fattore di scala del tempo $\rightarrow T = L$

Da essi derivano:

+ fattore di scala di accelerazione $\rightarrow a = \frac{F}{m} = \frac{f(L)^2}{(L)^3} = \frac{f}{L}$

+ fattore di scala HIC $\rightarrow HIC = \left(\frac{f}{L}\right)^{2.5} (T) = \frac{(f)^{2.5}}{(L)^{1.5}}$

L'indice z è riferito al 50%ile Maschio.

[3] Torace

Urto frontale, per criteri di lesione relativi all'urto:

a) lesioni interne e fratture al Torace

Criterio di lesione → acc. massima di 3ms o Δt_{acc}
 Tolleranza umana → AIS ≤ 3 e $\leq 60g \times 3ms$

b) rottura di costole

Criterio l → schiacciamento dello sterno
 Tolleranza u. → AIS ≤ 3, 76,2 mm (USA) e 50mm (Europa)

c) lesioni interne e frattura delle costole

C. l. → criterio viscoso: $VC = \left[\frac{x(t)}{K} + \frac{dx(t)}{dt} \right]_{max}$
 T. u. → AIS ≤ 3, $VC \leq 1 m$
 con $K = 0,229 m$

d) Criteri di prestazione per la famiglia di manichini H₁

Sono state definite le caratteristiche che ogni manichino deve avere prima di affrontare un test.

e) Criterio di lesione combinato

Basato sull'interazione dei 2 criteri; acc. x 3ms e schiacciamento del torace.

Urto laterale, distinguiamo:

1) Rottura delle costole

C. l. → deflessione dell'emitorace
 T. u. → AIS ≤ 3, $\leq 30\%$ dell'emitorace (= 42mm)

2) Per lesioni interne e rottura costole

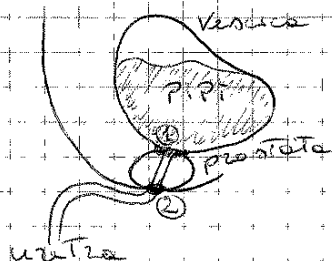
a) T.T.I. (Thoracic Trauma index) = $1,4 \cdot aT_0 + 0,5 (RIB y + T12 y)$
 T. u. → $\leq 90g$

b) Criterio viscoso → $VC = \left[\frac{x(t)}{K} + \frac{dx(t)}{dt} \right]_{max}$ dove $x =$ flessione costole
 T. u. → $VC_{max} \leq 1 m$
 $K = 0,440$

* Urologia

• **Minzione**: stimoli fisiologici, volontari e involontari, che determinano l'espulsione dell'urina raccolta nella vescica tramite l'uretra.

• **Stenosi dell'uretra**: restringimento del lume dell'uretra.



1) Muscolatura liscia, sfintere involontario (autonomo)

2) Muscolatura striata, sfintere volontario

I due sfinteri devono lavorare sinergicamente per permettere la fuoriuscita dell'urina.

te dell'urina.

* Biomeccanica del muscolo

Due sono le modalità di comportamento dei tessuti muscolari: attivo → capacità contrattile

passivo → risposta meccanica da parte dei costituenti dei tessuti.

Dalle due modalità dipendono anche le sue due tipologie: tessuto muscolare striato, organizzato in unità motrice controllate dai motoneuroni del sistema nervoso volontario (scheletrico e cardiaco) e tessuto liscio, controllato dal sistema nervoso autonomo.

Il movimento muscolare è effettuato grazie all'unità motrice: il sarcolemma, suddiviso in actina e miosina.

* Dispositivo di Marey

Il muscolo da studiare è appoggiato su un piano z_0 glob, due leve con parte terminale appoggiate su un cilindro in rotazione e parte parallele fra di loro. Le due estremità delle leve sono scriventi e registrano l'attività muscolare sulla carta posta sul cilindro. Conoscendo la distanza fra le leve e l'intervallo di tempo fra le due deflessioni, si potrà calcolare la velocità dell'onda di contrazione $\rightarrow v = r \cdot f$.
 Se per esempio $T = 100 \text{ ms} \rightarrow r = 1 \text{ m}$

+ Prova quasi isometrica

Il muscolo stimolato è collegato ad un dinamometro. Tra i due è posta una specie di specchio che eccoglie un raggio luminoso. Quando il muscolo viene fatto contrarre la molla e torsione si muove, di conseguenza anche lo specchio. La luce viene poi raccolta su fotochimografato.

Si è osservato che, ad ogni scossa semplice, le onde generate dai muscoli avranno ampiezze diverse e recando della tipologia ma tutte esauriranno lo stesso valore massimo.

Se invece applico una serie d'impulsi, la forma d'onda dipenderà dalla frequenza d'impulsi; si avrà la condizione di tetano incompleto o di tetanizzazione.

Sono presenti componenti elastiche in parallelo (K_p) che dipendono dal sarcolemma, tessuto connettivo che circonda le fibre e le interazioni tra filamenti. Infine vi sono le componenti elastiche in serie (K_s) che dipendono dal comportamento dei tendini. Sia le K_p sia le K_s hanno un comportamento non lineare $\rightarrow K_p = K_p(x_1)$ e $K_s = K_s(x_2)$.

+ Equazione di Hill

Hill ricavò, dai risultati ottenuti, che vi poteva essere una formula empirica in grado di descrivere il comportamento di ogni tipo di muscolo (escluso quello degli insetti):

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

Dove: T = forza sviluppata dal muscolo
 v = velocità di contrazione
 T_0 = forza isometrica massima (quando $v=0$)
 a, b = costanti dipendenti dal tipo di muscolo

Al fine di confrontare più muscoli si possono ottenere i seguenti rapporti:

$$\frac{v}{v_0} = \frac{\left(1 - \frac{T}{T_0}\right)}{\left(1 + \frac{T}{T_0 K}\right)} \quad \frac{T}{T_0} = \frac{\left(1 - \frac{v}{v_0}\right)}{\left(1 + \frac{v}{v_0 K}\right)} \quad K = \frac{a}{T_0} = \frac{b}{v_0} \rightarrow 0,15 = 0,25$$

È possibile esplicitare anche la potenza meccanica

$$P = Tv = v \frac{(bT_0 - av)}{(v+b)}$$

Si può osservare che la potenza sviluppata dal muscolo ha un massimo per valori di forza e di velocità pari a $\frac{1}{3}$ e $\frac{1}{4}$ dei loro valori massimi rispettivi.

+ Protesi

Nel caso odontoiatrico, le protesi non entrano a diretto contatto con l'osso

Hanno scarsa stabilità, creano parziali lesioni e strutture sane e, anche per questo, devono essere sottoposte a manutenzione

+ Impianti

Sono parti di diverso materiale biocompatibile che entra a contatto con l'osso

"È un dispositivo progettato per essere collocato clinicamente all'interno dell'osso mandibolare o maxillare"

Tipologie:

- a lama (la parte interna ha la forma di un foglio o lama, in titanio)
- ad aghi (utilizzati in caso di creste ossee basse)
- a vite o root-form

+ Tecniche impiantologiche

• Bifasica: due interventi separati, in tempi diversi

• Monofasica: si basa sulle leggi del rimodellamento osseo di Wolff

* Obiettivi dell'ergonomia

- + Evitare discriminazioni dovute al sesso, età, etnia ecc.
- + Compensare i costi dovuti alle malattie muscoloscheletriche (MSDs)
- + Sottolineare l'importanza dell'unificazione del lavoro per una stabile e motivata forza lavoro
- + Sottolineare la relazione tra scarse ergonomia ed errore umano
- + Sottolineare la relazione tra scarse ergonomia e la minore qualità lavorativa

L'infortunio è una evento fisico che produce danno al lavoratore la cui causa è riconducibile a motivi derivanti dallo svolgimento del lavoro.

→ Malattie professionali da sovraccarico biomeccanico conosciute con l'acronimo inglese di MSDs, comprendono infiammazioni e degenerazioni di nervi, tendini, muscoli e nervi periferici.

→ Mal di schiena: incidenza maggiore dell'80%

È causato maggiormente dalle movimentazione manuale dei carichi ma è comune anche in ambienti di lavoro dove non c'è nessuna movimentazione manuale.

• Metodi per valutare l'attività di movimentazione

- 1) Checklist e osservazioni della postura
- 2) Equazione NIOSH
- 3) Modelli matematici basati su principi biomeccanici
- 4) Software

DM: coefficiente della distanza; Tiene conto della fatica che comporta il sollevamento del peso verso la destinazione.

AM: coeff. di asimmetria; indica l'angolo di torsione rispetto al piano sagittale

FM: coeff. di frequenza

CM: coeff. dell'accoppiamento, tra mani e l'oggetto

L'equazione di mosh comprende comunque alcuni limiti dovuti principalmente alla "variabilità" della popolazione. Questi fattori comprendono sesso, età, posizione del corpo (postura), vestimenta ecc.

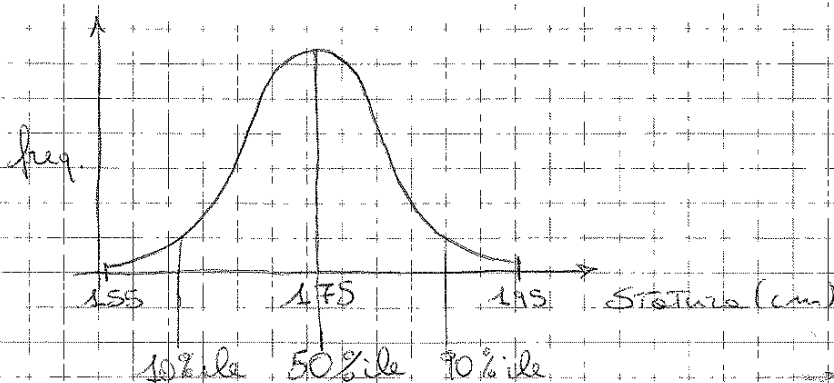
* Modelli biomeccanici

Vengono utilizzati per valutare la forza limite che una persona può esercitare in una specifica postura.

Le caratteristiche fisiche utilizzate nel modello sono dati antropometrici.

+ Percentili

Corrispondono al valore della variabile al di sotto del quale ricade una specifica percentuale della popolazione



Vacanze di Natale

- **Bisturi**: operano l'incisione, si dividono in mano usata e in quelli con manico e lama intercambiabile
- **Punte**: si suddividono in anatomiche (zigomate ma non strappano membrane e muscoli) e chirurgiche (all'estremità hanno due denti in modo da poter praticare la sutura)
- Emostasi** = atto chirurgico che si compie per chiudere un vaso che sanguina o che potrebbe sanguinare.
- **Punte vascolari**, dette "clamps", sono utilizzate quando si vuol fermare momentaneamente un flusso sanguigno.
- **Fettucce**: sono utilizzate per raccogliere vasi, nervi e tessuti tutti insieme in modo da liberare la zona sottostante ed intervenire. Sono colorate di rosso (arterie) e azzurre (vene) e bianche (nervi).
- **Pessa fili**: si usano per bypassare i vasi, isolarli e metterli intorno le fettucce.
- **Sonde**: serve per tenere a riparo i tessuti che non devono essere operati.
- **Porta aghi**: vengono montati su di essi gli aghi per la sutura.
- **Drenaggi**: si mettono alla fine dell'intervento per verificare la presenza di sanguinamenti e svuotare l'eventuale ematoma.
- **Aspiratori**: usati durante l'intervento per aspirare i liquidi che si sono formati.

- Tempi chirurgici

- 1) Posizionamento e preparazione del paziente
- 2) Incisione e dissezione (divisione dei tessuti)
- 3) Emostasi
- 4) Parte specifica dell'intervento
- 5) Emostasi (se necessaria)
- 6) Chiusura (sutura)
- 7) Medicazione