



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1064

DATA: 09/09/2014

A P P U N T I

STUDENTE: Taberna

MATERIA: Bioingegneria Meccanica + riassunti + domande 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.**

BIOINGEGNERIA MECCANICA

G. Taberna

① ANATOMIA DELL'OSSO

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

In un adulto si contano circa **206** elementi ossei, ciascuno costituito da tessuto osseo, tessuto sanguigno e tessuto nervoso: alcuni elementi contengono midollo osseo, altri sono rivestiti da tessuto cartilagineo nella zona articolare.

Funzioni del sistema scheletrico:

- costituire l'impalcatura del corpo
- proteggere le strutture vitali
- fornire ancoraggio a muscoli e legamenti
- prendere parte alla formazione del sangue attraverso il midollo
- prendere parte al controllo del contenuto di calcio e fosforo nel corpo

Classificazione secondo la FORMA:

- ossa **lunghe**: hanno una **diapisi** (parte centrale) e una o più **epifisi** (parti estreme dove si articolano con un altro osso); es. femore, tibia
- ossa **corte**: non hanno una dimensione preponderante; es. carpo, tarso
- ossa **piatte**: es. cranio, coste
- ossa **irregolari**: es. vertebre, cocige
- ossa **sesamoidi**: ossa fuse con i tendini; es. rotula

La specifica funzione di un osso influenza in modo decisivo la conformazione interna ed esterna dell'osso stesso: ad esempio si possono formare apofisi più o meno massicce a seconda della trazione muscolare o sottili solchi sulla superficie ossea dovuti alla presenza dei vasi sanguigni.

Classificazione secondo la STRUTTURA:

- osso **compatto/corticale**: materiale denso che costituisce le diapisi, il guscio esterno delle epifisi, delle ossa corte e delle ossa piatte
- osso **spongioso/trabecolare**: composto da tessuto osseo organizzato in modo da formare tralci intrecciati tra loro chiamate trabecole, orientate secondo le direzioni delle sollecitazioni a cui è sottoposto l'osso; si trova nelle epifisi e tra gli strati di osso corticale delle ossa piatte e corte

Tra le trabecole e nella cavità della diapisi è contenuto il midollo osseo.

La superficie esterna dell'osso (tranne le superfici articolari) è rivestita dal **periostio**, una membrana ricca di vasi sanguigni e linfatici e di fibre nervose (responsabili della sensibilità al dolore).

Il periostio è diviso in due strati:

- esterno: fibroso
- interno: ricco di **osteoblasti**, inattivi nell'osso sviluppato (**osteociti**), ma in grado di riprendere la loro attività e riformare un nuovo osso in seguito ad esempio a una frattura

Il tessuto osseo è costituito da osteociti immersi in una sostanza intercellulare molto consistente in quanto calcificata costituita principalmente da **fibre collagene** e **sali minerali** (fosfato di calcio, carbonato di calcio, fosfato di magnesio)

In relazione alla **DISPOSIZIONE DELLE FIBRE** si possono distinguere due tipi di osso. L'osso **fibroso** si trova nell'uomo soprattutto nel periodo dello sviluppo (corrisponde al tessuto connettivo ossificato) e viene poi demolito dagli **osteoclasti** e sostituito da osso **lamellare**, tranne che nelle zone di inserzione di muscoli e legamenti.

Le prove che sottoculturano e' osso normalmente sono di struttive; le prove con ULTRASUONI, basate sulla riflessione che faga da vesocita' del suono in un materiale e le sue proprietà elastiche ($v^2 = E/\rho$), permettono sperimentazioni in vivo non invasive.

Si possono utilizzare anche le EMISSIONI ACUSTICHE ("screchiolii") dell'osso sotto carico dovute a microfessure (e opportunamente amplificate), che aumentano sempre di più dopo lo snervamento.

Con le MISURE DENSITOMETRICHE, invece, si risale al modulo di Young e alla tensione di rottura dalla densità, ricavata tramite tecniche quali la tomografia computerizzata, la densitometria ossea o l'analisi videodensitometrica di lastre radiografiche.

Da queste prove si nota che l'osso è più resistente a una sollecitazione nella direzione della normale sollecitazione fisiologica.

Si può inoltre ricavare un ordine di grandezza per il modulo di Young:

- osso corticale: $\sim 20 \text{ GPa}$ lungo la direzione fisiologica
- osso spongioso: ordine di centinaia di MPa ÷ qualche GPa.

L'osso corticale è più rigido dell'osso spongioso, quindi può sostenere maggiori tensioni ma minori deformazioni prima della rottura.

L'osso trabecolare, invece, ha una grande zona di plasticità e quindi una buona capacità di resistenza a carichi non concentrati e un'alta capacità di immagazzinare energia.

Vi è un'azione sinergica tra i due tipi di osso: il guscio di osso corticale viene reso stabile dalla presenza riempitiva della struttura trabecolare, che a sua volta acquista resistenza grazie all'azione contenitiva del guscio corticale. La combinazione dei due materiali fornisce una resistenza compressiva molto superiore a quella dei singoli componenti.

Il rapporto tra la densità dell'osso compatto e quella dell'osso spongioso vale circa $2 \div 8$; per due porzioni di osso dei due tipi, con la stessa massa e soggette allo stesso carico, dovrebbe valere che:

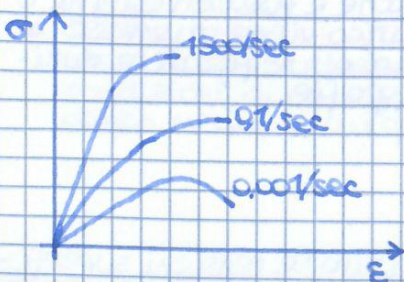
$$\begin{aligned} m &= \rho_s V_s = \rho_c V_c \rightarrow \rho_s A_s h = \rho_c A_c h \rightarrow \frac{\rho_s}{\rho_c} = \frac{A_c}{A_s} \\ F &= \sigma_s A_s = \sigma_c A_c \rightarrow \frac{\sigma_s}{\sigma_c} = \frac{A_c}{A_s} \end{aligned} \quad \left. \vphantom{\begin{aligned} m &= \rho_s V_s = \rho_c V_c \\ F &= \sigma_s A_s = \sigma_c A_c \end{aligned}} \right\} \rightarrow \frac{\sigma_s}{\sigma_c} = \frac{\rho_s}{\rho_c}$$

Sperimentalmente però, si trova che invece la tensione di rottura a compressione dell'osso spongioso non è da 2 a 8 volte inferiore a quella dell'osso compatto ma circa **30** volte inferiore.

Si pensa che ciò sia dovuto a cedimenti per **INSTABILITÀ**: secondo la teoria di Eulero, la resistenza di una trave caricata a compressione lungo l'asse longitudinale è $\propto A^2$ della sezione trasversale e $\propto (1/e^2)$. Quando l'osso diventa osteoporotico, la diminuzione di tessuto osseo è dovuta alla riduzione dell'area della sezione delle trabecole verticali e/o al collasso di alcune trabecole orizzontali; una riduzione della massa ossea del 50% porta quindi al 25% di resistenza residua.

INFLUENZA DELL'ETA': la resistenza a trazione e il modulo di Young crescono fino ai 40 anni, le deformazioni a rottura invece decrescono (maggiore cambiamento dell'osso nel tempo); in quanto a resistenza a rottura a compressione intorno ai 130-140 anni la struttura scheletrica non sarebbe più in grado di autosostenersi.

INFLUENZA DELLA VELOCITA' DI APPLICAZIONE DEL CARICO: all'aumentare della velocità di deformazione crescono il modulo di Young, la resistenza a rottura e l'energia assorbita, mentre diminuiscono le deformazioni a rottura e di snervamento; l'osso è più resistente a un carico applicato in modo impulsivo rispetto allo stesso carico applicato lentamente.



isostatiche, curve che individuano lo stato di sollecitazione e alle quali sono tangenti le tensioni principali.

ANALISI TEORICHE

Possono essere equazioni in forma chiusa scritte per modelli semplificati, cioè schematizzando l'osso con modelli di trave a sezione costante, oppure tramite la suddivisione in ELEMENTI FINITI si possono analizzare deformazioni e tensioni di strutture complesse (materiale anisotropo, non omogeneo e non lineare, carichi e vincoli complicati).

Si possono creare MODELLI 3D da radiografie e TAC in cui si cercano di ricostruire anche le caratteristiche meccaniche: si attribuisce a ogni piccola parte della struttura la caratteristica di solido di de Saint Venant e tramite semplici equazioni analitiche si mettono in relazione le varie parti. In output si possono avere spostamenti, deformazioni o tensioni, indicati con una scala di colori.

ANALISI DEL COMPORTAMENTO DINAMICO

Analisi della risposta a un impulso meccanico: la 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.

Applicazioni:

- analisi del COMFORT negli autoveicoli
- valutazione dei danni potenziali provocati da attività lavorative (es. martello pneumatico)
- valutazione della risposta a specifiche situazioni di carico dinamico (es. IMPATTI, INCIDENTI)

Il "livello di criterio di lesione" / "livello di tollerabilità umana" denota la condizione di sollecitazione (forza, accelerazione, deformazione, pressione) sufficiente a produrre uno specifico tipo di danno su un particolare elemento corporeo.

③ RIMODELLAMENTO OSSEO

Nelle ossa, i fasci trabecolari sono disposti in direzioni diverse a seconda delle direzioni dei carichi fisiologici da sopportare (es. nel femore i fasci si incrociano nella testa).

Follow-up: evoluzione dopo un intervento chirurgico; l'osso man mano si ispessisce e riceve più carichi, è importante e che l'osso non si riassorba.

Il primo tentativo di spiegare la struttura dell'osso spongioso dal punto di vista meccanico fu fatto da Meyer nel 1867.

Metodo della statica grafica: la "gru di Culmann" è una barra curva su cui sono riportati gli andamenti delle tensioni principali, in seguito a un carico distribuito sulla punta a sbalzo.

Wolff, osservando la somiglianza tra le traiettorie delle tensioni principali nella barra e quelle delle trabecole, si convinse della corrispondenza tra le due strutture e nel 1892 formulò le **leggi di Wolff**:

- **TEORIA GENERALE NELLA 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 NELL'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.

④ MEZZI DI SINTESI

OSTEOSINTESI: riduzione di una frattura mediante un MEZZO DI SINTESI.

I mezzi di sintesi utilizzati sono:

- PLACCHE, VITI, FILI (in titanio/carbonio/materiale radiotrasparente)
- CHIONI ENDOMIDOLLARI
- FISSATORI ESTERNI (i meno invasivi)
- GESSO (il più utilizzato per i bambini)

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

FISSAZIONE ESTERNA

Sistema esterno al corpo, collegato alle ossa mediante fili o viti; i fissatori non agiscono direttamente sulla frattura, ma creano un ponte.

Solitamente si procura chirurgicamente una nuova frattura e essa si consolida per osseare il gap: tirando l'osso in fase di rimodellamento, si guadagna circa 1mm di osso al giorno.

Se la fissazione non dà risultati, si comprime e allunga nuovamente l'osso in modo da sottoporlo a un nuovo stress e favorirne la crescita.

Svantaggi: gestione dei tralicci di collegamento; tolleranza da parte del paziente.

In genere i fissatori non sono rapidi da applicare, quindi non vengono utilizzati per le urgenze.

Il fissatore deve essere RIGIDO, ELASTICO e MODULABILE:

- immobilizzazione modulabile
- rispetto delle parti molli
- rispetto della circolazione

Fili o viti? I fili si autodinamizzano con il tempo; le viti rimangono rigide.

Per un paziente politraumatizzato bisogna intervenire con placche/fissatori tra il 5° e il 10° giorno, per evitare complicanze.

La differenza tra placca e fissatore è che per inserire la placca l'osso deve entrare in contatto con l'aria e di conseguenza si infetta; inoltre, le placche attaccate all'osso provocano la morte del tessuto osseo adiacente (necrosi).

PSEUDOARTROSI: frattura che entro quattro mesi non tende a guarire a causa di una stabilizzazione inefficace dei monconi ossei, cioè il capo osseo non si mineralizza e l'arto non è quindi in grado di caricare.

⑤ ARTICOLAZIONI

Sono collegamenti tra due elementi ossei.

- **SINARTROSI/articolazioni immobili/articolazioni fibrose**: le ossa sono unite da fibre di collagene, non sono consentiti movimenti (es. cranio)
- **ANFIARTROSI/articolazioni semimobili/articolazioni cartilaginee**: le ossa sono unite da fibrocartilagine, sono permessi piccoli movimenti (es. vertebre, sinfisi pubica)
- **DIAARTROSI/articolazioni mobili/articolazioni sinoviali**: le ossa sono unite da legamenti e muscoli e le estremità dell'osso sono ricoperte di cartilagine articolare, sono permessi ampi movimenti; sono articolazioni che si possono protesizzare
 - **ENARTROSI**: articolazione a superfici articolari sferiche (es. anca)
 - **ARTRODIA**: articolazione a superfici piane (es. polso)

Durante la vita fetale, la maggior parte dello scheletro è cartilagineo e viene poi mineralizzato: le cartilagini sono infatti tessuti connettivi molto simili al tessuto osseo.

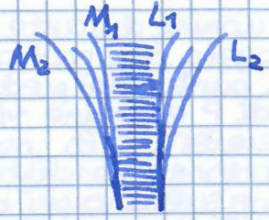
Prefisso per la cartilagine: "condro-"

I parametri geometrici principali del femore sono:

- **OFFSET DELLA TESTA DEL FEMORE**, cioè la distanza della testa dall'asse diafisario (può essere modificato per migliorare la distribuzione dei carichi)
- **AMPIESSA DELL'ISTMO**, cioè il restringimento del diametro della diafisi (le protesi non vi si deve incastrare!)

I femori possono essere classificati in base ai loro profili:

- M_1L_1 : "a trombetta"
- M_2L_2 : "a coppa di champagne"



Ogni emibacino è composto da 3 componenti:

- ILEO
- ISCHIO
- PUBE

L'acetabolo è caratterizzato dal **CERCINE**, uno spessore di fibrocartilagine che permette di accogliere meglio l'osso; inoltre esso trasferisce le forze solo nella zona esterna.

In stazione eretta, la testa del femore non è completamente inserita nell'acetabolo; la posizione meno stabile è quella a gambe accavallate.

I legamenti che danno stabilità all'articolazione sono:

- **legamento ileo-femorale**
 - **legamento ischio-femorale**
 - **legamento pubo-femorale**
 - **legamento rotondo**, serve a nutrire la testa del femore
- } limitano e contengono i movimenti

Movimenti permessi:

- flessione $0^\circ-145^\circ$
- estensione $0^\circ-30^\circ$
- abduzione $0^\circ-45^\circ$
- adduzione $0^\circ-25^\circ$
- rotazione esterna $0^\circ-60^\circ$
- rotazione interna $0^\circ-30^\circ$
- **circumduzione** (combinazione simultanea di movimenti elementari)

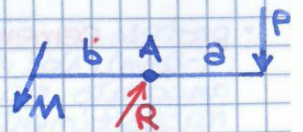
DETERMINANTI NEL PASSO: rotazione del bacino, flessione del ginocchio, abbassamento e spostamento laterale del bacino

Suddivisione del peso corporeo:



quindi sulla testa del femore il peso vale $P' = P - \frac{1}{6}P = \frac{5}{6}P$

Quando ci si appoggia su un piede solo, l'anca è una leva di 1° genere; la forza risultante vale $R \approx 3,5/3,8 \cdot P'$.



L'orientamento della risultante articolare è stato ricavato geometricamente con uno schema di forze semplificato (bilancia di Pauwels) ed è risultato parallelo all'orientamento dei fasci di trabecole della testa e del collo femorale; una valutazione quantitativa invece è dovuta a Charnley, in seguito a ricievi sperimentali su cotili in teflon espianati (si deve a Charnley l'idea di aggungere una membrana di materia plastica tra le parti metalliche della protesi, ma sbagliò a usare il teflon perché si usura facilmente).

Nell'**ANCA VARA** si ha un aumento del braccio di leva dei muscoli abduzioni (b) e quindi diminuisce il carico risultante totale, ma la componente normale all'asse del collo è maggiore e lo sofferisce a taglio e flessione; nell'**ANCA VALGA** si ha una riduzione del braccio di leva (b) e il carico risultante aumenta, sofferendo soprattutto a compressione.

Un altro effetto che aumenta la risultante è l'aumento del peso corporeo.

La risultante articolare può essere ridotta:

- portando il centro di gravità più vicino al centro dell'articolazione (riduco a)
- adottando un'andatura claudicante, ma questa richiede un grande dispendio di energia

STELI:

- dritti
- anatomici: curvi anche sul piano sagittale (si differenziano steli destri e sinistri)

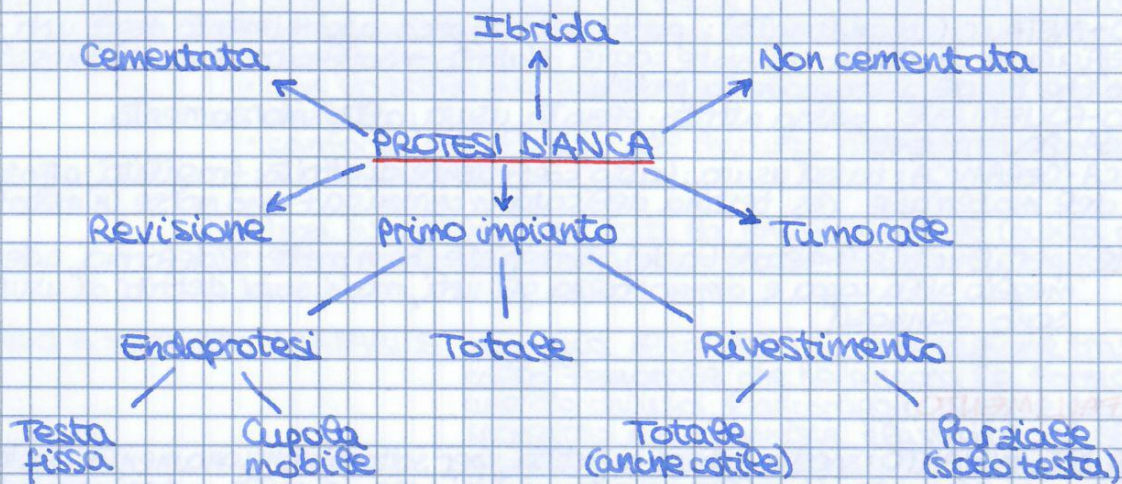
CONO MORSE: collegamento stelo-testina

CUPOLE DI RIVESTIMENTO:

Sono ancorate solo su osso spugnoso, quindi sono poco resistenti e destinate a essere poi sostituite con una protesi; sono un'alternativa alla protesi per posticipare l'intervento (es. paziente giovane).

ENDOPROTESI:

- a testa fissa
- bicentricari (con cupola mobile): hanno una cerniera interna, imitano bene il movimento fisiologico



- CEMENTATA: tempo chirurgico e di riabilitazione inferiore (adatta per gli anziani); protesi "su misura" grazie allo strato di cemento che si adatta all'osso
- NON CEMENTATA: bisogna aspettare il rimodellamento osseo per avere una buona stabilità (meglio per pazienti più giovani)
- REVISIONE: seconda protesi, dopo quella di primo impianto; necessariamente più grande
- TUMORALE: molto invasiva, funga, endomidollare

PATOLOGIE ARTICOLARI:

Artrosi: degenerazione della cartilagine che porta al contatto diretto osso-osso, senza ottimizzare la distribuzione dei carichi

Si creano degli **OSTEOFITI**, cioè sporgenze ossee: nei punti in cui vi sono maggiori carichi, l'osso per rimodellamento continua a crescere. Gli osteofiti limitano e bloccano il movimento → dolore!

Fattori di rischio: obesità, microtraumi...

Artrite reumatoide: malattia infiammatoria che colpisce anche in età più giovane

- **ARTROSI DEFORMANTE PRIMARIA**
- **ARTROSI SECONDARIA** dovuta a: osteoporosi, traumi, processi infiammatori (artriti), patologie endocrine (diabete, gotta), malformazioni congenite (displasia)

TIPICI DI STELI:

1. endoprotesi non cementata, con fori } → resezione ossea base di stave del collo femorale
2. stelo cementata, curvo
3. avvitata } stelo dritto, resezione maggiore,
4. a press-fit } più facili dal punto di vista chirurgico
5. più corte, mantengono più collo e sono quindi più difficili da inserire

I tipi 3,4,5 sono tuttora in utilizzo.

Con i tipi 1,2,5 in caso di revisione posso poi utilizzare una protesi di tipo 3,4.

STELO AVVITATO: non tocca ovunque l'osso perché è assialmente simmetrico (poco fisiologico soprattutto nei colli) bisogna evitare l'effetto "grattugia"

STELO PRESS-FIT: impiantato per interferenza, riuscendo a eliminare l'uso del cemento; non dura nel tempo; necessita di una grande resezione ossea

STELO LUNGO: un tempo non si pensava che fosse importante scaricare il carico su tutta la superficie, ma si dava per scontato che il peso si scaricasse tutto in punta

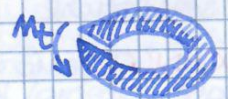
- con lo stelo più lungo riduce il carico perché allungo le braccia di leva
- conforto psicologico del chirurgo (lo stelo lungo dà sensazioni di stabilità)

Sviluppi successivi sono stati la **RASTREMAZIONE** (punta più sottile) e il rivestimento solo nella zona prossimale, dove è meglio concentrare i carichi

STELO A SUPPORTO ADATTABILE: appoggia il collo su una sezione trasversale del collo femorale che ha ancora la forma di un anello chiuso; l'ancoraggio avviene anche sull'osso spugnoso e ciò fornisce elasticità; si sfrutta la resistenza del CALCAR, la zona prossimale con maggior presenza di osso corticale; è meglio tagliare nella zona di rastremazione prossimale, in cui l'osso tende poi a riavvolgere la protesi

La conservazione del collo femorale può essere anche parziale, per poter introdurre steli più lunghi con forma non anatomica, ma in questo modo viene meno la continuità circonferenziale del collo che riduce le sollecitazioni e le deformazioni: i momenti torcenti tendono ad aprire la sezione.

Altrimenti per conservare il collo femorale si può effettuare il collegamento protesi-osso tramite viti: si usano protesi senza stelo, quasi mezzi di sintesi.



STRESS-SHIELDING ("scudo delle tensioni"):

Bisogna intervenire sulla forma e sulle dimensioni dello stelo per far sì che il contatto stelo-osso sia prossimale, altrimenti se la punta dello stelo si incastra nel canale midollare si hanno elevate sollecitazioni di fatica (flessione) e si verifica un by-pass dei carichi determinato dallo stress-shielding: in questo caso solo la parte terminale dell'osso subirebbe i carichi, mentre dove il carico non applicato l'osso si riassorbirebbe → con il tempo la protesi si mobilita!

STABILITÀ:

- **primaria:** stabilità raggiunta immediatamente nella fase post-operatoria (cemento/press-fit), se le tensioni associate alle normali attività quotidiane non portano ad eccessivi momenti relativi
- **secondaria:** si raggiunge con l'osteointegrazione (accrescimento osseo e collegamento con la protesi), attraverso i micromovimenti che rappresentano stimoli tensionali

Il condilo interno ruota durante i primi 10-15° di flessione; il condilo esterno ruota fino ai 20°.

La diversa rotazione dei due condili provoca una rotazione automatica della tibia rispetto al femore:

- durante la flessione si ha rotazione interna
- durante l'estensione si ha rotazione esterna

APPARATO LEGAMENTOSO: Legamento crociato anteriore e posteriore, legamento collaterale fibulare (laterale) e legamento collaterale tibiale (mediale)

Quando l'articolazione è flessa, i legamenti sono lassi; quando è estesa, sono in tensione.

Eccezione: i legamenti crociati non sono mai lassi!

I crociati sono punti di ancoraggio isometrici: durante la flessione-estensione le distanze tra i punti rimangono invariate.

Un'articolazione a sé è l'articolazione femoro-rotulea (rotula, tendine rotuleo), assimilata a una cartilagine: potenzia l'effetto del quadricipite

Se non ci fosse la rotula, avrei due effetti negativi:

- maggior carico sull'articolazione
- minore forza per il movimento

MENISCHI: cuscinetti di cartilagine con funzione di distribuzione del carico; vi è disomogeneità delle caratteristiche dei menischi (il mediale e il laterale debbono sopportare carichi diversi; ANISOTROPIA, diverso andamento delle fibre)

Ad equilibrare i carichi sono sempre i muscoli abduzioni (soprattutto l'ibiotibiale).

Durante la deambulazione il ginocchio è soggetto a sollecitazioni minori rispetto all'anca, nonostante sia più in basso.

La forza risultante che agisce sul ginocchio è ~2 volte il peso corporeo. $R \approx 2P$

Un moto qualsiasi può essere considerato come somma di tante rotazioni parziali attorno a un punto e può essere quindi descritto tramite la **POLARE DEL MOTO**, cioè la successione dei centri di istantanea rotazione.

Nelle articolazioni, le polari del moto sono i due profili che realizzano la legge assegnata del moto mediante puro rotolamento.

Per ogni legge del moto esiste una sola coppia di polari che lo può realizzare, ma infinite coppie di profili coniugati che si mantengono in contatto rotolando e strisciando: i profili del ginocchio sono due possibili profili coniugati.

Se il centro di istantanea rotazione si trova sulle superfici di contatto dell'articolazione si ha rotolamento, altrimenti si ha strisciamento con direzione ortogonale al segmento che unisce il punto di contatto e il centro di istantanea rotazione.

Se la polare è interna all'osso e raccolta, non c'è puro rotolamento ma c'è una buona componente di strisciamento.

Per individuare la polare del moto:

1. scegliere due punti fissi A e B
2. individuare i punti A e B nelle varie posizioni del moto ($A_1, B_1, A_2, B_2, \dots$)
3. tracciare i segmenti $A_1A_2, B_1B_2, A_2A_3, B_2B_3, \dots$
4. tracciare le perpendicolari ai segmenti nel loro punto medio
5. individuare i CENTRI N'ISTANTANEA ROTAZIONE all'intersezione tra le perpendicolari ai segmenti A_iA_{i+1} e B_iB_{i+1}
6. raccordare i punti C_i trovati

⑨ ARTROPLASTICA DEL GINOCCHIO

Ginocchio varo: tipico negli uomini

Ginocchio valgo: tipico nelle donne

La gonartrosi è un problema meccanico dovuto a deformazioni femoro-tibiali, alterazioni delle superfici articolari, conseguenze di traumi acuti, rimozione dei menischi, rottura dei condroiti

12 SPALLA

Le ossa principali sono Omero, SCAPOLA, CLAVICOLA e STERNO.

Il sistema articolare di spalla è formato da 5 articolazioni: è il sistema più mobile del corpo umano.

1. SCAPOLO-OMERALE / gleno-omerales

- è l'unica protesi stabile
- articolazione vera principale (enartrosi, accoppiamento sferico)
- acetabolo piatto, poco con forme

2. Scapolo-toracica

- seconda in ordine di importanza; articolazione falsa principale: due superfici che scivolano l'una sull'altra, ma non c'è cartilagine né liquido sinoviale
- il muscolo sottoscapolare fa da interfaccia articolare

3. Acromion-clavicolare articolazione vera

4. Sterno-costo-clavicolare

- articolazione vera
- ha capsula articolare avvolge sterno, costa e clavicola

5. Sotto-deltoidica

- articolazione vera, legata alla scapolo-omerales
- ha BORSA SIEROSA SOTTODELTICA che permette lo scivolamento relativo tra il deltoidica e la CUFFIA DEI ROTATORI (muscoli periartrici)
- i muscoli riparano e danno stabilità
- il movimento del deltoidica senza l'intervento della cuffia dei rotatori tenderebbe a fessare la spalla

Durante la rotazione, il gomito deve essere fessato a 90° altrimenti si avrebbe una prono-supinazione dell'avambraccio.

PARADOSSO DI CODMAN: un movimento successivo intorno a due assi provoca una rotazione congiunta (automatica, non voluta)

Durante l'abduzione, si esercitano sulle articolazioni forze di compressione pari a ~10-11 volte il peso dell'arto superiore, cioè circa il peso corporeo. R≠P

PROTESIZZAZIONE:

Vi sono diversi tipi di trattamento:

- artroplastica di resezione → reseca la testa dell'omero; rimane un moncone che si interfaccia con la gamba; toglie il dolore, ma l'articolazione è meno funzionale
- artrodesi → fissazione dell'articolazione
- sostituzione protesica dell'omero → si protesizza solo l'omero, che si interfaccia con una gamba fisiologica
- sostituzione protesica dell'intera articolazione

La prima protesi totale (fine anni '60) era simile alla protesi d'anca: testa sferica non modulabile; accoppiamento metallo-metallo; ancoraggio con lo stelo nel canale midollare (stelo più sottile perché ho meno tessuto osseo, più difficile ancorare la gamba).

Si possono distinguere 3 categorie di protesi a seconda del grado di vincolo (più movimento → meno stabilità):

1. protesi di ricoprimento
2. protesi parzialmente vincolate
3. protesi totalmente vincolate / a fulcro fisso

Protesi St. George: semi-vincolata; coppa solo in polietilene, più ambigente

Protesi di Kessel: inverte le superfici articolari (coppa e non testa sullo stelo)

Protesi di Mazas-Gagey: ancoraggio sulla scapola e laterale (acromion)

Protesi di Schein/Fritchard-Walker/Dee/Coonrad/Ingels: protesi a cerniera parzialmente vincolate che permettono una piccola rotazione attorno all'asse longitudinale dell'omero e piccoli movimenti laterali

Protesi di Dee: protesi a cerniera parzialmente vincolata; montaggio invertito rispetto alle precedenti, stesso funzionamento

Protesi di Mayo: protesi a tre componenti, con due articolazioni e i relativi steli (radio-omerale e ulno-omerale); protesi a cerniera parzialmente vincolate

Protesi di Morrey/GSB: protesi a cerniera semivincolata con ancoraggio endomidollare ed extracorticale

Protesi di Kudo/Lowe-Miesser/Roper-Swanson/Wadsworth/Ishizaki/Miesser-Amis: protesi a ricoprimento superficiale (l'osso viene lavorato in modo da incassare la protesi, senza stelo sull'omero); molti sfregamenti dovuti a una scarsa base ossea di supporto

Protesi di Ewald/Fritchard: protesi a ricoprimento superficiale con tre componenti; ancoraggio supplementare endomidollare

Protesi di Lowe-Miesser/London/Wadsworth/Stiles: protesi a componenti indipendenti, con una consistente sostituzione della trocea

Protesi di Liverpool: protesi con consistente sostituzione della trocea e fissaggio condilare; no ancoraggi endomidollari

Protesi di Souter-Strathclyde: protesi a scioglimento con consistente sostituzione della trocea e fissaggio condilare (con o senza stelo endomidollare); componente ulnare in polietilene; la superficie posteriore presenta un perno da inserire nell'olecrano

Le protesi di gomito devono sopportare carichi simili alla spalla, cioè circa pari al peso corporeo. $R \approx P$

14 COLONNA VERTEBRALE

La RACHIDE è composta da 24 vertebre mobili e 9-10 vertebre fisse:

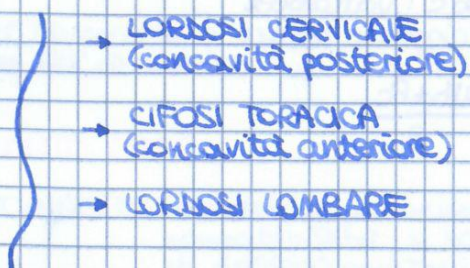
- regione cervicale (7)
 - regione toracica (12)
 - regione lombare (5)
 - regione sacrale (5)
 - regione cocigea (4-5)
- } mobili
- } fisse

Le vertebre della regione lombare sono le più grandi tra queste mobili perché devono sopportare carichi maggiori.

FUNZIONI della colonna vertebrale:

- mantenere il corpo in posizione eretta, trasferendo il carico dal tronco al bacino
- proteggere il midollo spinale
- fornire supporto alla gabbia toracica
- fornire ancoraggio per i muscoli
- ammortizzare gli urti

STRUTTURA:



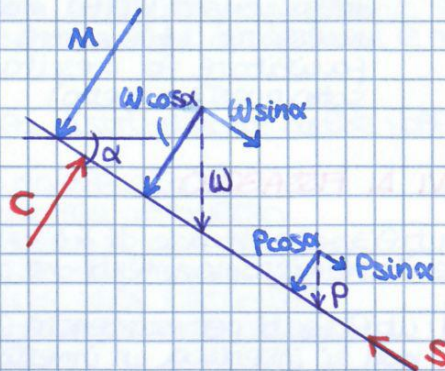
Scompongo le forze secondo due componenti:

1) \parallel a \vec{M} : COMPRESSIONE (C)

2) \perp a \vec{M} : TAGLIO (S)

Se P cresce, C cresce e intervengono i muscoli addominali, che si contraggono e creano uno stato di tensione che separa le vertebre.

$C \approx 3-4$ peso corporeo (più dell'anca)



PATOLOGIE DEL DISCO

Ernia:

- dipende da fattori quali l'età, la postura e lo stile di vita (attività fisica, alimentazione, fumo \rightarrow disidratazione del disco)
- il rigonfiamento e/o la fuoriuscita del nucleo provocano uno schiacciamento della radice del nervo, che provoca dolore
- molto più frequente nella zona lombare, soggetta a carichi maggiori

Discopatia degenerativa:

- la percentuale di acqua nel disco (90%) si riduce drasticamente rendendolo più rigido e peggiorandone le caratteristiche meccaniche
- il disco si assottiglia e si modificano le interfacce articolari delle apofisi, che diventano meno conformi

Protrusione discale:

- è una sorta di ernia (spesso la precede), ma senza fuoriuscita di materiale nucleico
- la protrusione schiaccia la radice del nervo provocando dolore

POSSIBILI INTERVENTI

ERNIECTOMIA: rimozione dell'ernia senza svuotamento del disco; non è un intervento che risolve, si hanno recidive

DECOMPRESSIONE DISCALE: svuotamento del disco dall'interno (nucleo polposi), in modo da ridurre la pressione intradiscale e favorire il rientro di ernie e protrusioni

SOSTITUZIONE PARZIALE DEL DISCO: applicazione di protesi di nucleo polposi, se almeno l'anulus si è conservato

SOSTITUZIONE COMPLETA DEL DISCO: applicazione di un disco artificiale

DISCECTOMIA: rimozione completa del disco e aggiunta di materiale rigido

FUSIONE: fusione dell'osso vertebrale per mezzo di innesto osseo; viene bloccato completamente il movimento tra due vertebre

Artrodesi (discectomia + fusione): porta all'irrigidimento del rachide, con conseguente perdita di mobilità

Artroplastica (protesizzazione): il disco viene sostituito con un disco protesico, conservando la mobilità fisiologica

- dischi artificiali
- protesi di solo nucleo (in caso l'anulus non sia danneggiato)

Per le protesi si usano accoppiamenti metallo-metallo o metallo-polietilene, ma non la ceramica.

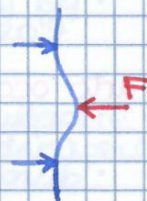
IMPIANTO OSSEO

AUTOINNESTO: materiale proveniente dal paziente stesso (bacino), quindi con buona compatibilità; si hanno però rischi per il paziente quali dolore nella zona di prelievo, ematomi, infezioni, lesioni ai nervi e fratture iughe

Corsetti contenitivi: si indossano solitamente intorno ai 12-18 anni per stabilizzare una colonna instabile e trasmettere forze che ripristinino la normale configurazione geometrica del rachide; si rimuovono quando si è raggiunta la maturità ossea.

L'azione correttiva è volta a modificare la distribuzione delle sollecitazioni nel rachide scheletrico.

- **trazione** (efficace nelle scoliosi di grado elevato)
- **deflessione laterale**: tramite spine trasmesse attraverso l'arcata costale e le masse muscolari lombari, non devono provocare uno schiacciamento delle coste; si devono aggiungere anche forze controlaterali opportune alle estremità inferiore e superiore della curva principale per evitare uno spostamento trasversario del tronco. (efficace su curve a lieve angolazione)
- **derotazione**: attuata mediante cinghie che inducono una rotazione della colonna per mezzo di un'ampia pressione avvolgente; la manovra implica una spinta postero-anteriore sul gibbo, con controspinta laterale anteriore e controlaterale per provocare una coppia torcente.



I corsetti andrebbero indossati 23 ore al giorno.

Per ottenere un'ortesi efficace, si deve avere un modellamento accurato sulle creste iliache e sufficientemente esteso in basso, in modo da realizzare una buona presa pelvica (vincolo fisso) che limiti i movimenti relativi di rotazione o inclinazione del bacino rispetto al tronco.

Procedura di produzione di un corsetto:

- si prendono le misure del paziente (posto in tensione)
- si crea un gesso del tronco del paziente
- si cola la scagliea nel calco
- si realizza il corsetto intero con la forma del paziente
- il tecnico ortopedico toglie dal corsetto il materiale utile a creare gli effetti di forze necessari (oggi si utilizza la modellizzazione al pc)

15) BIOMECCANICA DEI TRAUMI DA URTO

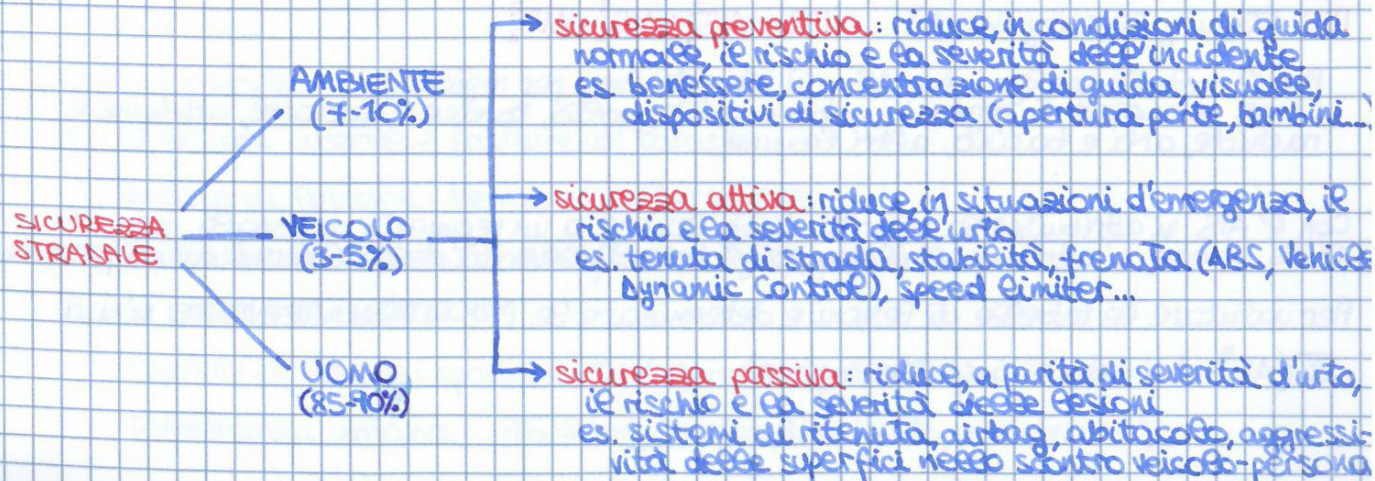
Dalla seconda metà del '900 si effettuano ricerche su:

- meccanismi che generano danni fisici
- risposta biomeccanica all'impatto
- tollerabilità alle decelerazioni

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

CRITERIO DI LESIONE: parametro fisico misurabile la cui entità è associabile alla severità di lesione di un organo (es. cranio → decelerazione)

Si svolge sia sperimentazione su volontari umani, cadaveri, animali o manichini, sia simulazione matematica con modelli agli elementi finiti o modelli a corpi rigidi articolati (simulazioni cinematiche con informazioni delle forze scambiate nei giunti articolari).



CRITERI DI LESIONE

a) TESTA, urto frontale

Criterio di lesione: decelerazione $HIC = g_{m,25} \cdot \Delta t = \left(\frac{\int_{t_1}^{t_2} g dt}{t_2 - t_1} \right)^{25} \cdot (t_2 - t_1)$
 Head Injury Criterion

Tolleranza umana: $HIC_{35} \leq 1000$ (HIC su un $\Delta t \leq 36$ ms)

I dati sperimentali sono riferiti a manichini 50%ile maschio; per ottenere i valori per i bambini, le donne 5%ile e i maschi 95%ile, si utilizzano specifici fattori di scala.

b) COLLO, urto posteriore

1. Criteri legati ai singoli meccanismi di lesione (flessione, estensione, trazione, compressione, taglio)

Criterio di lesione: forze (trazione, compressione, taglio)
 momenti (flessione, estensione)

2. Criteri basati sull'interazione dei meccanismi di lesione

È dimostrato che la contemporanea applicazione di forze assiali e momenti riduce la tolleranza umana, perciò sono stati identificati 4 criteri di lesione che corrispondono ai quattro meccanismi principali di lesione combinati tra loro.

Criterio di lesione: forze e momenti

3. Criterio fluidodinamico

Cinematica: durante l'urto, il rachide cervicale assume una forma a S

Meccanismo di lesione: si ha una rapida variazione di volume del canale spinale cervicale, che porta a un'inversione della direzione di flusso del sangue contenuto nel canale, con conseguente aumento di pressione in alcune parti del sistema nervoso e possibilità di microlesioni al tessuto nervoso periferico

Criterio di lesione: $NIC = (a_r \cdot L + v_r^2) \text{ [m}^2/\text{s}^2]$

NIC = Neck Injury Criterion

a_r = componente longitudinale dell'accelerazione tra le vertebre C_4 e T_1

$$v_r = \int_0^t a_r dt$$

L = lunghezza del collo (0,2 m per 50%ile maschio)

Tolleranza umana: $NIC \leq 15 \text{ m}^2/\text{s}^2$

c) TORACE

I) urto frontale

1. Per lesioni interne e fratture al torace

Criterio di lesione: tempo e accelerazione

Tolleranza umana: $\leq 60g \cdot 3ms$ ($\Delta t_{50g} \leq 3ms$)

2. Per rottura di costole

Criterio di lesione: spostamento (schiacciamento dello sterno)

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

PROVE DI CRASH

PISTE DI CRASH: sulle piste si simulano impatti frontali, angolari o laterali; solitamente gli autoveicoli (strumentati con celle di carico, estensimetri, accelerometri...) vengono fatti scontrare con barriere rigide

SLITTE e CATAPULTE: per studiare gli impatti secondari, il manichino viene alloggiato nell'abitacolo (con sedile, volante, ampie interni...), il quale è montato su una slitta; le slitte sono spinte fino a velocità di 65 km/h

CADUTA LIBERA: test per simulare collisioni frontali, ora utilizzati per studiare l'effetto di carichi verticali in situazioni di capottamento

PENNOLO: test statico per verificare i paraurti, carico concentrato generato da un pendolo oscillante

16 IMPIANTI DENTALI

ANATOMIA

L'osso mascellare è costituito da un bordo esterno di osso corticale molto resistente e da un'anima di osso spongioso; c'è una mascella superiore e una mascella inferiore (mandibola).

La gengiva ha funzione di guarnizione intorno al dente e di protezione delle strutture sottostanti.

I denti sono gli organi destinati alla masticazione; in ogni arcata ci sono 4 incisivi, 2 canini, 4 premolari e 6 molari, per un totale di 32 denti.

Il **legamento parodontale** si trova all'interfaccia tra l'osso mascellare e la radice del dente: è come se fosse un insieme di tiranti che segue i movimenti del dente nell'osso.

RIABILITAZIONE ODONTOSTOMATOLOGICA

- **TRATTAMENTO ENDODONTICO:** cura dei canali interni (otturazione), ricostruzione
- **EDENTULIA:** causa difficoltà masticatorie, problemi di fonazione, peggioramento dell'estetica e dei rapporti sociali; dopo un po' di tempo l'osso mascellare si riassorbe perché mancano le sollecitazioni dovute ai denti e ai legamenti parodontali.
 - **PARTIALE:** per sostituire i denti utilizzo protesi fisse o rimovibili, ancorate su denti "pilastro" sani.
 - **TOTALE:** utilizzo protesi fisse/mobili oppure impianti, che penetrano nell'osso

IMPIANTI DENTALI

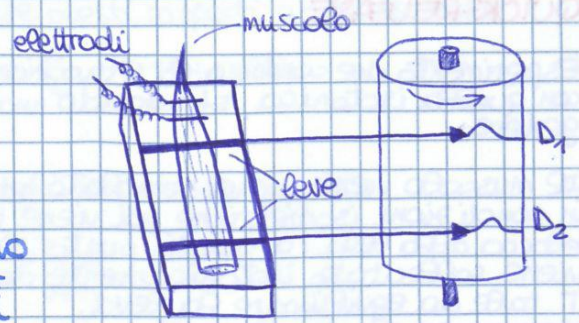
"Un impianto dentale è un dispositivo progettato per essere collocato chirurgicamente all'interno dell'osso mandibolare o mascellare, per fornire resistenza allo spostamento di una protesi dentale"
Gli impianti sono formati da un **PILASTRO (ABUTMENT)** e da un **CORPO IMPLANTARE**, che può essere più o meno sottile, filettato o non (mai cementato).

A LAMA: impianti molto invasivi utilizzati in caso di ridotto spessore della cresta ossea; la zona implantare è costituita da una lamina di titanio forata.

AD AGHI: sottili aghi in titanio; impianto meno invasivo, ma servono più aghi per dare stabilità, messi in modo da appoggiarsi alle pareti laterali della mascella (osso corticale).

IMPIANTI BRÄNEMARK: fatti perché non essendoci sollecitazione meccanica, avviene la rimarginazione ma non è assicurata la stabilità secondaria.

Dispositivo di Marey: un muscolo (lungo a fibre parallele, es. sartorio) viene posto su un piano rigido; due leve scriventi aventi la parte terminale appoggiata su un cilindro che ruota a velocità costante nota, vengono disposte distanziate tra loro, parallelamente e trasversalmente rispetto all'asse longitudinale del muscolo.



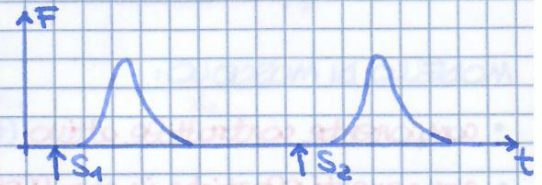
Le estremità scriventi delle due leve rilevano il momento del passaggio dell'onda di contrazione stimolata tramite due elettrodi disposti a una estremità del muscolo.

Conoscendo la distanza tra le due leve e il tempo tra le deflessioni D1 e D2 si può calcolare la velocità dell'onda di contrazione ($v \approx 10 \text{ m/s}$).
 Note il periodo dell'onda di contrazione ($T = \text{durata della scossa semplice}$), si ricava anche la lunghezza d'onda: $\lambda = vT$; ad esempio se $T = 100 \text{ ms}$, $\lambda = 1 \text{ m}$.

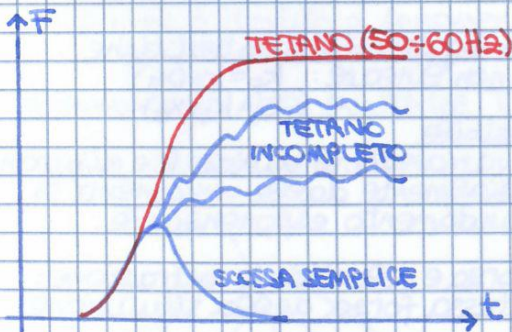
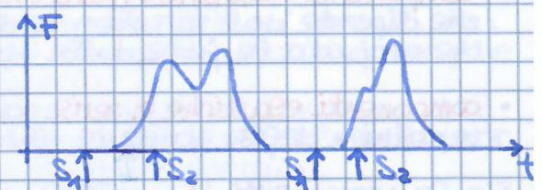
La lunghezza d'onda esprime il tratto di muscolo che in ogni istante è interessato dall'onda di contrazione: data che λ è sempre molto maggiore della lunghezza del muscolo, si ha sempre CONTRAZIONE SIMULTANEA del muscolo stesso.

Forza che un muscolo è in grado di esercitare

Con l'uso di un miografo ottico, ad esempio, realizzo una prova quasi isometrica, con l'utilizzo di una molla di torsione: ricavo l'entità della forza tramite il momento torcente della molla.



Se il secondo stimolo S2 è dato prima che l'effetto di S1 sia esaurito, si ha un aumento della forza massima tanto più accentuato quanto più S1 e S2 sono vicini nel tempo.



Se applico una serie (treno) di impulsi, ad una certa frequenza di stimolazione raggiungo la CONTRAZIONE TETANICA, corrispondente alla massima forza. La contrazione fisiologica di un muscolo volontario corrisponde a una stimolazione tetanica.

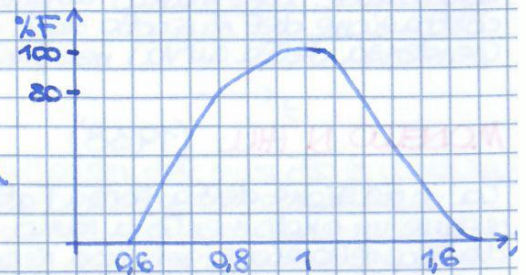
Se aumento ulteriormente la frequenza posso avere una riduzione di forza massima perché l'impulso cade nel periodo di estenuazione e viene perso.

Caratteristica forza-lunghezza del muscolo

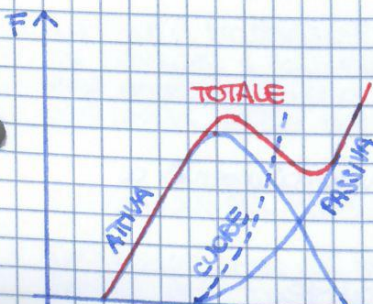
Condizioni di prova: isometrica

$\lambda = \text{lunghezza del muscolo} / \text{lunghezza a riposo}$

La forza tetanica massima dipende dalla lunghezza imposta al muscolo: se il muscolo è accorciato o allungato al limite della sua elasticità, la risposta è minima; in condizioni di riposo la risposta è massima.



Tensione massima che deriva da una contrazione: $\sigma_{max} \approx 0,2 \text{ MPa}$



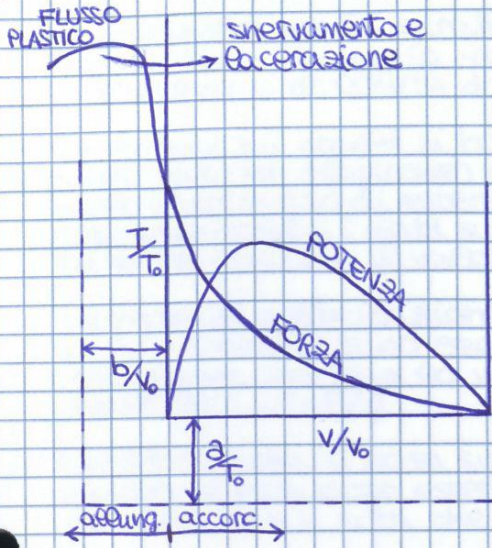
Legge di Starling

"Il volume di sangue espulso dal ventricolo è tanto maggiore quanto maggiore è il volume telediastolico (fine diastole)": quanto più il volume telediastolico è elevato, tanto più le fibre sono stirate e, purché la loro lunghezza non superi una lunghezza critica, tanto più sono in grado di contrarsi e quindi di spingere il sangue dal ventricolo nell'aorta.

Per confrontare più muscoli, si possono utilizzare questi rapporti adimensionali:

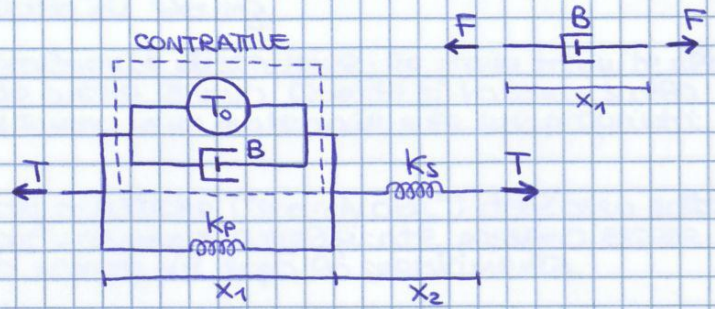
$$\frac{v}{v_0} = \frac{1 - \frac{T}{T_0}}{1 + \frac{v}{v_0} \frac{k}{T_0}} ; \quad \frac{T}{T_0} = \frac{1 - \frac{v}{v_0}}{1 + \frac{v}{v_0} \frac{k}{T_0}} \quad \text{dove } k = \frac{a}{T_0} = \frac{b}{v_0} = 0,15 \div 0,25$$

Curva forze-velocità (ramo di iperbole rispetto agli assi trasformati di k):



$$P = T \cdot v = v \frac{bT_0 - av}{v + b}$$

La potenza sviluppata dal muscolo ha un massimo per valori: $T/T_0 = \frac{1}{3}$
 $v/v_0 = \frac{1}{4}$

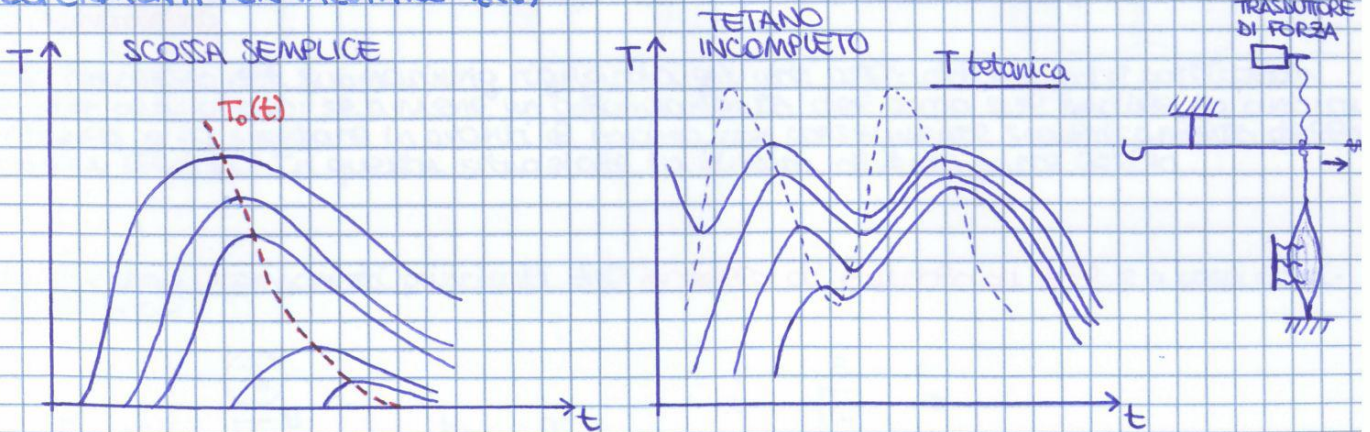


MODELLO DI MUSCOLO

Si differenzia dal modello precedente per la componente contrattile, qui formata da:

- un generatore di forza attivo $T_0 = T_0(x_1, t)$: sviluppa sempre la massima forza, che viene in parte dissipata quando il muscolo si accorcia
- uno smorzatore $F = B \dot{x}_1$: forza che si oppone alla variazione di lunghezza del muscolo; B può essere costante o a sua volta dipendente da \dot{x}_1 . L'effetto smorzante è dovuto a fenomeni di tipo biochimico che assorbono energia.

ESPERIMENTI PER VALUTARE $T_0(t)$



In entrambi i casi, la curva più in alto rappresenta la risposta del muscolo in condizione isometrica quando il blocco della forza è tolto prima della stimolazione. Nelle altre curve, invece, il muscolo è rilasciato, a partire da una lunghezza iniziale imposta, dopo un intervallo di tempo via via crescente dopo la stimolazione (cioè si aspetta qualche ms prima di togliere il blocco della forza); si nota che il muscolo è ancora in grado di esprimere una forza.

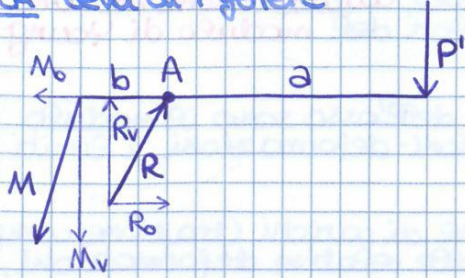
La curva tratteggiata unisce i massimi (nel secondo grafico anche i minimi) delle curve di tensione e rappresenta quindi lo stato attivo di tensione T_0 in funzione del tempo. Nel secondo grafico, le curve tratteggiate dei massimi e dei minimi si intersecano proprio a livello della tensione massima del muscolo in questione.

CORREZIONE DEL MODELLO: gli elementi in serie e parallelo sono diventati viscoelastici.

Che tempo, sono poi stati proposti altri modelli più sofisticati, ma sempre basati sulla teoria dei "cross bridges" tra actina e miosina.

modellizzare un modello semplificato caricare in funzione del peso gravante e l'articolazione e dei parametri anatomici fa **realizzare articolare** su una articolazione (da definire).

ICA leva di 1° genere



A: acetabolo

P': parte del peso corporeo che grava sull'anca in appoggio monopodale

M: muscoli abducenti; forza con inclinazione α rispetto alla verticale

$$P' = \frac{5}{6}P ; \frac{a}{b} \approx 3$$

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

$$M_0 = M \sin \alpha ; M_v = M \cos \alpha$$

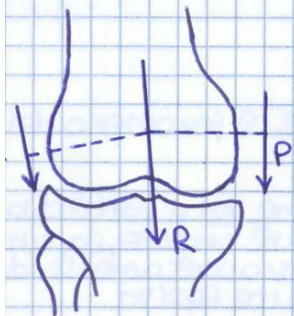
$$\uparrow P' + M_v = R_v \quad R_v = P' + \frac{P'a}{b} \cos \alpha$$

$$\rightarrow M_0 = R_0 \quad R_0 = \frac{P'a}{b} \sin \alpha$$

$$R = \sqrt{R_v^2 + R_0^2} = \sqrt{(P')^2 + \left(\frac{P'a}{b}\right)^2 \cos^2 \alpha + 2P' \frac{P'a}{b} \cos \alpha + \left(\frac{P'a}{b}\right)^2 \sin^2 \alpha} = P' \sqrt{1 + \left(\frac{a}{b}\right)^2 + 2 \frac{a}{b} \cos \alpha}$$

$R \approx 3,5 - 3,8$ volte il peso corporeo

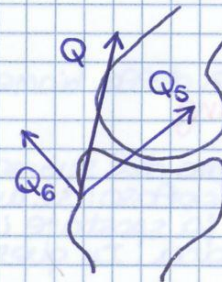
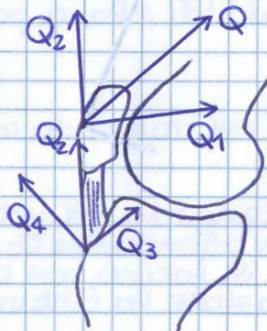
OCCHIO



muscoli della fascia lata

≈ 2 volte il peso corporeo

• ROTULA



Q: contrazione del quadricipite

Q1: tiene compatta rotula e femore
Q2: permette il movimento (alza la tibia)

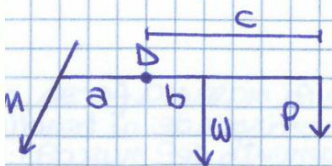
Q3: stabilizza l'articolazione ginocchio-tibia
Q4: forza efficace per l'estensione

Senza rotula, ho due effetti negativi:

- $Q_5 > Q_2$: maggior carico sull'articolazione
- $Q_6 < Q_4$: minore forza per il movimento

L5/S1 leva di 1° genere sfavorevole

articolazione più sofferente è la L5-S1.



D: disco intervertebrale

M: muscoli estensori

W: peso corporeo

P: peso da sollevare

a: braccio fisso

b, c: bracci variabili

$$\uparrow M a = W b + P c$$

$$M = \frac{W b + P c}{a}$$

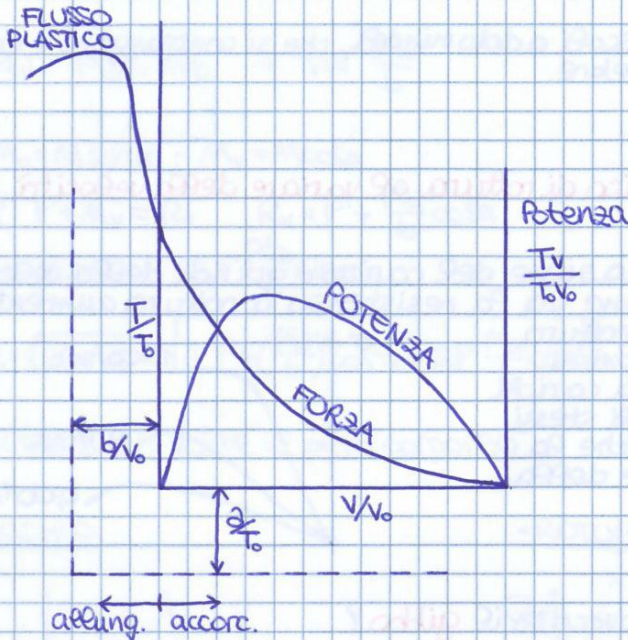
scrivere l'equazione di Hill e il grafico di Hill e spiegarlo.

quazione di Hill è:

$$b(T+a) = b_0(T_0+a)$$

- v = velocità di contrazione
- T = forza esercitata dal muscolo
- T_0 = forza isometrica massima (a velocità nulla)
- v_0 = velocità massima di accorciamento a carico nullo
- a, b = costanti dipendenti dal tipo di muscolo

andamento della forza T al variare di v è di tipo iperbolico (nessa zona di accorciamento). Dato che T_0 varia al variare della lunghezza l_0 del muscolo (dato solo al proprio peso, avrà in realtà una famiglia di curve).



La curva forze-velocità è un'iperbole rispetto agli assi traslati di $k = \frac{b}{v_0} = \frac{a}{T_0}$.

La potenza sviluppata dal muscolo vale

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

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

Nella zona di allungamento si giunge prima a snervamento e infine alla lacerazione.

come si comporta l'osso sottoposto a sollecitazioni di fatica e qual è l'ordine di grandezza dell'limite di fatica, rispetto alla tensione di rottura statica, rilevato in un esperimento su cavie?

La sollecitazione muscolare o dovuta a carichi esterni è una sollecitazione a fatica che è variabile nel tempo. Al diminuire del carico, aumenta la durata della sollecitazione prima della rottura e il limite di fatica risulta $\sim 0,42 \sigma_R$ (simile materiali metallici in cui è $\sim 0,5 \sigma_R$).

L'osso con un'elevata densità di canali di Havers ha maggiore resistenza a fatica che i canali amestano e l'avanzamento della cricca.

Oltre, se i carichi non sono troppo elevati, l'azione riparativa dell'osso può guarire fratture e diminuire l'affaticamento.

Prima della sua vita a fatica, l'osso perde gradualmente le sue proprietà di rigidità e resistenza.

spiegare cosa si intende per scollamento asettico di una protesi articolare e indicarne cause.

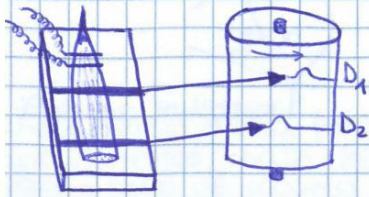
Le cause di fallimento di una protesi articolare è la mobilitazione della protesi sia all'interno della sua sede, dovuta a scollamento ("loosening") dalla superficie ossea.

Lo scollamento asettico, in particolare, avviene senza infezione. Si possono individuare 2 tipi di cause:

cause meccaniche: l'osso si addensa alla punta dello stelo, mentre nella zona prossimale si riassorbe (in seguito a un by-pass dei carichi) e ciò provoca mobilitazione.

cause biologiche: per 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 collante impediscono in parte la discesa delle particelle di usura.

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



In questo dispositivo un muscolo (lungo a fibre parallele, come il sartorio) viene posto su un piano rigido; due penne scriventi, con la punta appoggiata su un cilindro che ruota a velocità costante nota, vengono disposte parallelamente e distanziate tra loro e trasversalmente rispetto all'asse longitudinale del muscolo. Conoscendo la distanza tra le due penne e il tempo trascorso tra le deflessioni D_1 e D_2 registrate sul cilindro, si può calcolare la velocità dell'onda di contrazione ($v \approx 10 \text{ m/s}$).

Nota il periodo dell'onda di contrazione (durata della ssa semplice), si ricava anche la lunghezza d'onda: es. $T = 100 \text{ ms} \rightarrow \lambda = v \cdot T = 1 \text{ m}$. Poiché la lunghezza d'onda (tratto di muscolo interessato dalla contrazione) è sempre molto maggiore della lunghezza del muscolo, significa che si ha sempre una contrazione simultanea del muscolo stesso.

Nell'ambito della sicurezza automobilistica descrivere la severità della scada di lesione AIS.

La scada AIS (Abbreviated Injury Scale) utilizza un codice del tipo "abcde", dove:

- a: regione corporea
- b: struttura anatomica
- c: organo
- d: lesione specifica
- e: punteggio AIS (livello di gravità)

I livelli sono:

- minore (contusione, ematoma)
- moderato
- serio
- grave
- critico (50% di probabilità di morte)
- massimo (morte)
- sconosciuto

Nell'ambito dello studio degli urti, ci si impone di non superare mai il livello 3.

Come possono essere classificate le protesi per arti inferiori per amputati?

... quando usate e defurme le applicazioni.

Per conservare il coeso femorale si può effettuare il collegamento protesi-osso tramite viti; in questo caso si utilizzano protesi senza stelo, con ancoraggio extracorticale, simili a dei mezzi di sintesi.

Protesi di ginocchio.

Le prime protesi (anni '70) prevedevano una cerniera in grado di permettere solo movimenti di flessione-estensione; facevano.

Il passo poi a protesi condiliari, ancora fisse, ma che permettevano una rotazione. In queste protesi a scivolamento era permessa la rotazione.

Negli anni '80 si passa poi a protesi non cementate, fino a giungere alle protesi negli anni '90, monocompartmentali o a piatto mobile, con componenti modulari.

Protesi monocompartmentali (un solo condilo protesizzato): l'ancoraggio avviene in interazione con l'osso trabecolare e con una zona sottilissima di osso corticale; questa comporta il rischio di affondamento della parte tibiale nell'osso spongioso.

Protesi a piatto mobile: un componente in polietilene simula i movimenti dei menischi; queste protesi, però, sono complicate e spesso falliscono.

In quanto riguarda gli accoppiamenti, il più diffuso è metallo-polietilene-metallo; non si usa la ceramica.

Corsetti.

I corsetti si differenziano in correttivi/contenitivi e conservativi; servono per il trattamento delle curve del rachide.

I corsetti conservativi sono esoscheletri o busti gessati, utilizzati soprattutto su pazienti anziani; servono a sostenere la colonna, prevenire il dolore, proteggere in fase post-operatoria, prevenire crepe vertebrali osteoporotici o metastatici e controllare instabilità vertebrali.

I corsetti contenitivi, invece, si indossano solitamente nell'età dello sviluppo (12-18 anni), per stabilizzare la colonna e trasmettere forze che ripristinino la normale configurazione geometrica e distribuzione di sollecitazioni in un rachide scoliotico. Si rimuovono quando si è raggiunta la maturità ossea (verificata tramite il test Risser).

Per ottenere un'ortesi efficace, bisogna avere un buon modellamento sulle creste iliache sufficientemente esteso in basso, per realizzare un vincolo fisso (presa pelvica) che limiti i movimenti di rotazione e inclinazione del bacino rispetto al tronco.

Caratteristica attiva del muscolo.

In generale ogni fibra muscolare segue la legge del "tutto o nulla", cioè risponde sempre al massimo a uno stimolo in grado di eccitarla.

In realtà, se un muscolo è inattivo da tempo oppure è affaticato, le prime contrazioni sono più deboli.

La scossa semplice si ha:

- periodo di latenza (~13ms), che comprende la contrazione isometrica
- fase di contrazione
- fase di rilassamento

La risposta meccanica varia anche con la frequenza di stimolazione: se un secondo stimolo è dato prima che l'effetto del primo sia esaurito, si ha un aumento della forza massima. Applicando una serie di impulsi a una certa frequenza, si giunge alla condizione tetanica, corrispondente alla massima forza che quel muscolo può sviluppare.

