



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

**Appunti universitari**

**Tesi di laurea**

**Cartoleria e cancelleria**

**Stampa file e fotocopie**

**Print on demand**

**Rilegature**

NUMERO: 1645A -

ANNO: 2015

# A P P U N T I

STUDENTE: Dimitri

MATERIA: Bioingegneria Meccanica + temi 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.**

## SISTEMA SCHELETRICO



- OSSA**
- tessuto osseo
  - " sanguigno
  - " nervoso

### Funzioni:

- impalcatura del corpo
- protezione delle strutture vitali del corpo
- ancoraggio per muscoli e legamenti
- formazione del sangue (midollo osseo)
- controllo sul contenuto di Ca e P nel corpo

### (cortical bone)

- **OSSE CORTICALI**: materiale denso con  $ps = 2$  ( $ps =$  peso specifico). Si trova nella diafisi delle ossa lunghe e come rivestimento delle epifisi, come guscio esterno delle ossa corte e nelle ossa piatte.
- **OSSE SPONGIOSI (trabecular bone)**: è situato nelle epifisi delle ossa lunghe tra gli strati corticali delle ossa piatte e costituisce l'interno delle ossa corte. È costituito da varie traverte (trabecole) che gli conferiscono un effetto spugnoso. Le trabecole sono orientate secondo la direzione di trasmissione delle sollecitazioni a cui sono sottoposte.
- **PERIOSTIO**: membrana di tessuto connettivo che riveste totalmente le ossa, ad eccezione delle zone dove esse sono legate a legamenti, tendini e cartilagini delle sup. articolari e dei fori nutritivi. È composto da due strati: uno strato interno fibroso (povero di cellule ma ricco di vasi) e uno strato profondo di coller (preziosamente vascolarizzato e ricco di fibroblasti, macrofagi, condroblasti e fibre elastiche).

## TESSUTO OSSEO

costituito da cellule ossee (osteociti) disperse in un'abbondante matrice extracellulare, formata da fibre e da sostanza amorfa di origine glicoproteica; è formata anche da minerali, in quanto può essere calcificata.

Matrice extracellulare + ~~oss~~ fibre collagene → OSTEOIDE  
 (parte inorganica) (parte organica)

In base alla disposizione delle fibre si ha  $\left\{ \begin{array}{l} \text{OSSE NON LAMELLARE} \\ \text{L (FIBROSA)} \\ \text{OSSE LAMELLARE} \end{array} \right.$

OSSEO CORTICALE più rigido dell' osso spongioso, poiché può sostenere tensioni maggiori ma minori deformazioni prima della rottura.

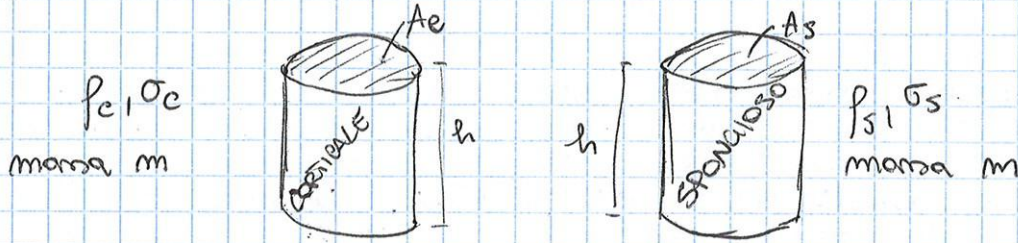
OSSEO SPONGIOSO ha grande capacità di immagazzinare energia: la sua struttura è il risultato di un'ottimizzazione della distribuzione di materiale per avere la max resistenza in base alla funzione da svolgere.

L'osso spongioso non è adatto a subire carichi eccentrici, ma la sua azione risulta essere di supporto allo strato di osso corticale che lavora al di sopra dello spongioso. La loro combinazione fornisce una resistenza complessiva superiore rispetto a quella che si avrebbe considerando i due materiali singolarmente.

Il rapporto tra le densità dell' osso corticale  $\rho_c$  e di quello spongioso varia da 2 a 8.

$$\rho_c / \rho_s = 2 \div 8$$

Se si suppone che i due materiali ossei lavorino allo stesso modo:



$$m = \rho_c V_c = \rho_c A_c h$$

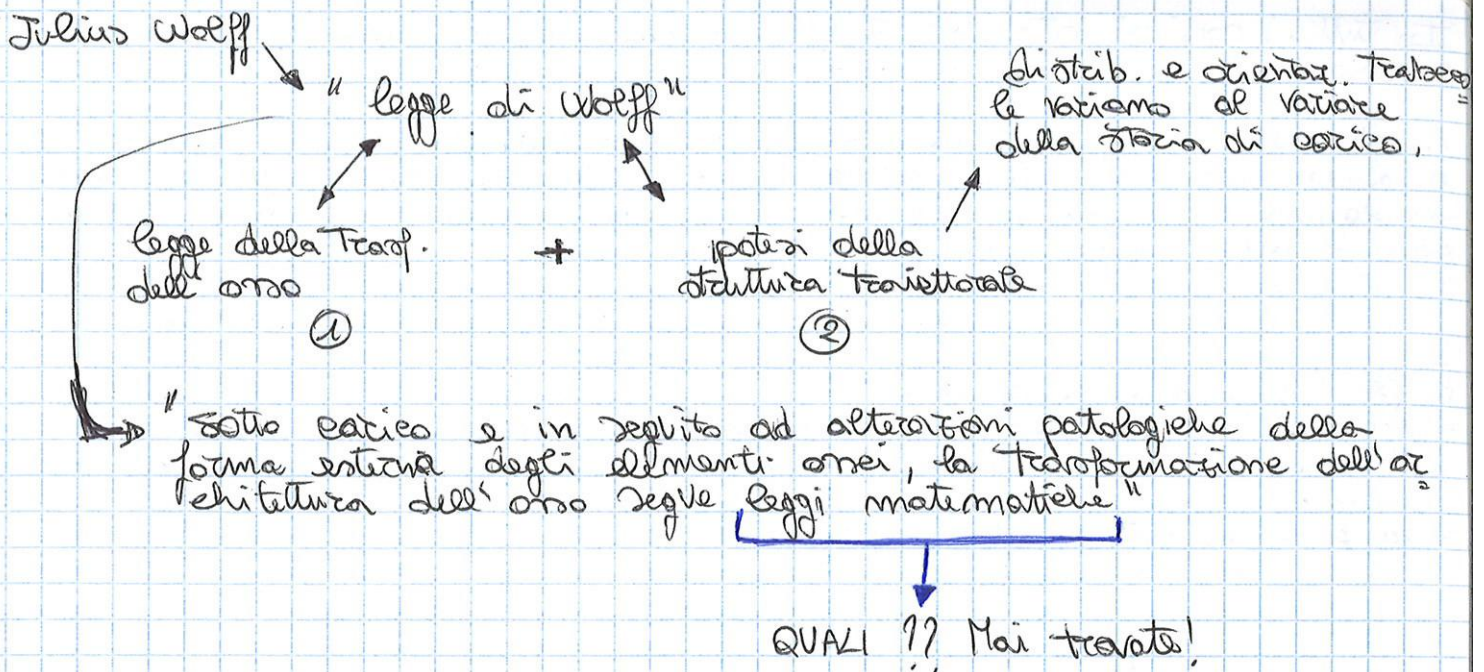
$$m = \rho_s V_s = \rho_s A_s h$$

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

Stesso carico:  $\sigma_c A_c = \sigma_s A_s$

$$\left. \begin{aligned} \rho_c / \rho_s &= A_s / A_c \\ \sigma_c / \sigma_s &= A_s / A_c \end{aligned} \right\} \Rightarrow \rho_c / \rho_s = \sigma_c / \sigma_s$$

Risulta che le tensioni di rottura equivalgono al rapporto tra le densità, teoricamente quindi anche il rapporto tra le  $\sigma$  deve andare da 2 a 8; invece sperimentalmente si è visto che la tensione di rottura dell' osso spongioso risulta essere 30/35 volte inferiore rispetto a quella dell' osso corticale. Ciò è dovuto ~~alla~~ al cedimento per instabilità della Trabecole. Con l'invecchiamento la resistenza Trabecolare diminuisce, a seguito della riduzione di massa.



- ① legge generale della trasformazione ossea: ad ogni variazione dei requisiti funzionali corrisponde una variazione dell'architettura dell'osso, che può essere descritta in forma matematica;
- ② teoria trabecolare dell'osso: la distribuzione e deformazione delle Trabecole ossee in altera dinamicamente ed volume 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.

Tre processi di correlazione tra azioni meccaniche e modifiche ossee strutturali:

- I. bone modeling (formazione più accrescimento): forma delle ossa ottimizzata rispetto alla funzione meccanica a cui esse sono preposte. La forma delle ossa non è codificata geneticamente ma dipende fortemente dalla storia di carico fisiologica;
- II. bone healing (riparazione delle fratture): riorganizzazione strutturale che avviene da seguito della riparazione di una frattura, con una importante modifica strutturale nei pressi della linea di frattura;
- III. bone turnover (ricambio osseo): per garantire l'omeostasi ossea e nel sangue e l'integrità strutturale dello scheletro l'osso è soggetto a continui processi di ricambio osseo della sua matrice extracellulare, per rispondere a cicli di carico medio durante le normali azioni quotidiane che inducono microfratture. Tali microfratture vengono riparate appunto dal processo di ricambio cellulare.

Dopo più di cento anni ossea non si riesce a quantificare l'entità del rimodellamento e la relazione tra stimolo meccanico e risposta fisiologica dell'osso: ora vengono condotti esperimenti finalizzati a indurre ipertrofia (deposizione) o atrofia (riassorbimento).

Le modalità di esperimenti atrofizzanti: permanenza a letto, assenza di gravità e immobilizzazione.

Trachea, che dovendo rimanere sempre aperta, si zone di fibre cartilaginee GIALLE in forma omolare.

Non essendo irrorata da vasi sanguigni, un danno alla cartilagine risulta essere non risolvibile in breve tempo. Non sono presenti nemmeno terminazioni nervose.

## LA CARTILAGINE ARTICOLARE

La cartilagine articolare ha funzione di rivestimento delle superfici articolari e uno spessore che va da 1 a 5mm. Sono distinguibili quattro strati cartilaginei:

- lo strato superficiale, particolarmente resistente a sforzi di taglio articolari. Questa resistenza viene conferita dalla disposizione delle fibre di collagene, sempre parallele al movimento.
- lo strato intermedio, nel quale le fibre di collagene sono presenti in concentrazione minore e non hanno un ordinamento preferenziale.
- lo strato profondo, nel quale le fibre di collagene sono disposte perpendicolarmente rispetto all'osso sottostante, che si calcifica quando si raggiunge lo strato di cartilagine calcificata.
- lo strato calcificato, con le fibre di collagene disposte normali all'osso subcondrale.

La funzione meccanica della cartilagine è quella di rendere omogenee le superfici orose a contatto, ridurre gli attriti dovuti al movimento, garantire una migliore distribuzione dei carichi e ammortizzare nel caso di carichi impulsivi.

## DIARTROSI

Le diartrosi, dette anche articolazioni sinoviali, sono disposte in giunzioni tra due capi ossei contigui. I capi ossei che intervengono nella formazione articolare sono rivestiti da cartilagine ialina la quale svolge funzioni motorie di compressibilità ed elasticità. Esse sono racchiuse in un manicotto di tessuto connettivo denso, il quale si inserisce circondando le superfici orose in connessione, rivestendo interamente l'articolazione (CAPSULA ARTICOLARE).

La MEMBRANA SINOVIALE presente all'interno della capsula produce il LIQUIDO SINOVIALE, che riempie la cavità articolare lubrificando l'articolazione e nutrendo la cartilagine.

Le articolazioni possono essere viste come cuscinetti di sterzo, poiché permettono il movimento reciproco di due capi ossei riducendo al minimo l'attrito e l'usura: il coeff. d'attrito del tessuto cartilagineo è molto basso,  $\mu = 0,001$ , che a oggi non è possibile realizzare con metodi ingegneristici. L'azione smorzante del carico sull'articolazione è dovuta al cedimento strutturale della cartilagine, che espelle liquido sinoviale quando viene sollecitata. Il liquido presente nella capsula imbeve di nuovo la cartilagine e la sue porosità, tendendola di fatto pronta a subire una nuova sollecitazione meccanica.

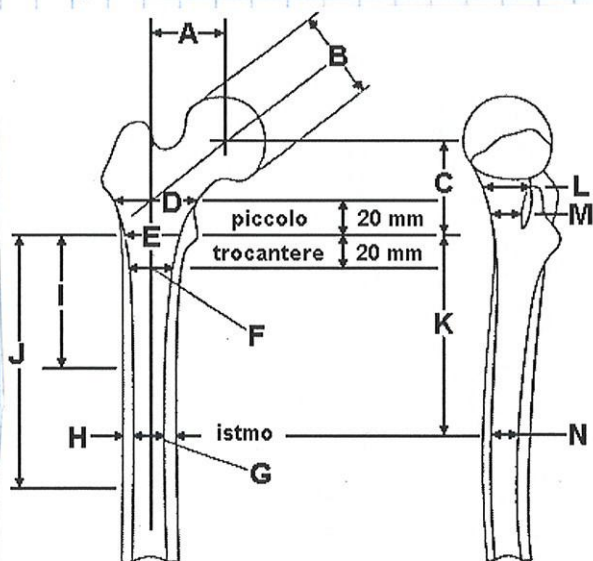
d'ampiezza dei movimenti ~~permissivi~~ permissivi è:

- flessione  $0^\circ \div 45^\circ$
- estensione  $0^\circ \div 30^\circ$
- abduzione  $0^\circ \div 45^\circ$
- adduzione  $0^\circ \div 25^\circ$
- rotazione ext.  $0^\circ \div 60^\circ$
- rotazione int.  $0^\circ \div 30^\circ$

CIRCUMDUZIONE: combinazione simultanea dei movimenti elementari.

Il femore ha un ASSE MECCANICO inclinato di  $36^\circ$  rispetto alla verticale e al piano d'appoggio, che a sua volta è inclinato ancora di  $6^\circ$  rispetto all'asse diafisario femorale. L'asse meccanico (o linea di carico) è un'asse immaginario condotto a partire dall'incastro della testa del femore al centro del ginocchio.

I principali parametri geometrici del femore prossimale e mediale sono



Principali parametri geometrici del femore prossimale e mediale:

- A = offset della testa del femore;
- B = diametro della testa del femore;
- C = localizzazione della testa del femore rispetto al piccolo trocantere;
- D = ampiezza del canale (piccolo trocantere + 20 mm);
- E = ampiezza del canale (in corrispondenza del piccolo trocantere);
- F = ampiezza del canale (piccolo trocantere - 20 mm);
- G = ampiezza dell'istmo;
- H = ampiezza extracorticale (mediolaterale);
- I = bordo prossimale dell'istmo;

N: ampiezza istmo antero-posteriore;

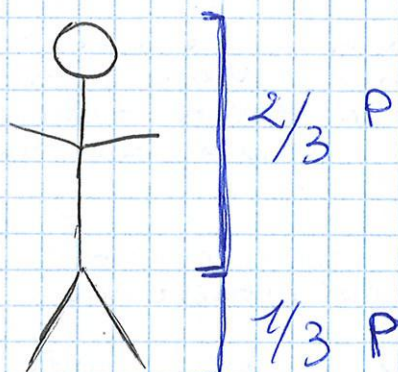
J: bordo distale dell'istmo;

K: localizzazione dell'istmo rispetto al piccolo Trocantere;

(da Noble et al, 1998)

Secondo gli studi condotti da Noble la distribuzione gaussiana ottenuta misurando 200 femori della relazione statistica tra due dimensioni non è arbitraria, ma non è possibile prevedere dimensionalmente un parametro in funzione di un altro.

L'articolazione dell'anca è caricata in maniera egua nella fase di appoggio bipodale. Se un individuo in posizione eretta bipodale pesa  $P_{00}$  sulle due anche, idealmente, saranno presenti i  $\frac{2}{3}$  del peso corporeo  $P$ .



si può adottare un'andatura claudicante: tale soluzione risulta inefficiente, in quanto il dispendio energetico è maggiore rispetto alla normale deambulazione.

Si può ridurre il carico articolare unificando di un bastone dalla parte dell'anca sana: questa operazione permette di aumentare il braccio di leva, con conseguente riduzione del carico articolare.

Esistono anche tecniche chirurgiche per correggere la posizione della testa / del collo del femore, come l'osteotomia valgisantiva che dovrebbe avere lo scopo di modificare l'interfaccia articolare senza modificare le intensità delle forze scambiate. Invece si nota un aumento della R articolare poiché si riduce il braccio di leva dei muscoli abductori. È possibile invece lateralizzare il gran trocantere, in modo da ridurre il carico articolare aumentando il braccio di leva. Tale aumento è causato da uno spostamento verso l'esterno del p.to di inserzione degli abductori.

## ARTROPLASTICA DELL'ANCA

Quando l'articolazione dell'anca risulta essere danneggiata in seguito a traumi importanti o a patologie (come per esempio l'artrosi, l'artrite reumatoide) è spesso possibile sostituirla con un'articolazione artificiale, una protesi.

Le artroprotesi utilizzate per l'anca possono essere di due tipi:

- PTA, protesi totale d'anca (THA, Total Hip Arthroplasty);
- Endoprotesi.

Le PTA sono protesi costituite da due componenti, uno femorale e uno acetabolare (rispettivamente stelo+collo+testina e cotile). Le endoprotesi hanno invece il solo componente femorale più un testone che va a interfacciarsi con la cappa acetabolare.

I materiali con i quali è possibile costruire sono spesso leghe di CrCoMo o leghe di Ti per le parti metalliche, materiali polimerici, usati prevalentemente per la cappa acetabolare, oppure ceramiche, che offrono un minore attrito al movimento ma una maggiore fragilità. Le componenti protesiche si interfacciano all'osso o per mezzo di cemento o meccanicamente. Si parla in quest'ultimo caso di "protesi non cementate": la loro fissazione viene ottenuta per mezzo di opportuni trattamenti, quali la presenza di annessaggi o di superfici protesiche rugose, piuttosto che con filature o con rivestimenti osteoinduttivi.

La progettazione di una protesi d'anca può essere suddivisa in due grandi blocchi, importanti allo stesso modo: l'aspetto meccanico e l'aspetto biomeccanico. La progettazione meccanica deve ricercare una struttura che ristabilisca la cinematica dell'articolazione da sostituire cercando di ottenere una soluzione protesica efficace in termini di attrito tra interfacce e di usura. È importante garantire anche un adeguato assorbimento degli urti, in modo da evitare rischi di scollamento.

La progettazione biomeccanica agisce sull'aspetto dei materiali e dei prodotti d'usura dovuti al lavoro della protesi, perché non è detto che prodotti d'usura di un materiale bio-compatibile siano anch'essi biodegradabili.



## GINOCCHIO

### • ANATOMIA DELL'ARTICOLAZIONE DEL GINOCCHIO

Il femore partecipa all'articolazione del ginocchio con la superficie patellare anteriore, foggata a T, e con le superfici articolari dei condili. La tibia prende parte all'articolazione con l'estremità superiore, opponendo ai condili femorali le due cavità glenoidee che si trovano sui condili tibiali interno ed esterno. La patella (o rotula) partecipa con la sua superficie posteriore che corrisponde alla troclea femorale.

Alla metà della convessità sagittale dei due condili femorali non corrisponde una pari concavità delle superfici tibiali: tale asimmetria tra le superfici articolari viene stabilita dall'interposizione di due menischi, uno mediale e uno laterale.

Il tutto viene racchiuso da una capsula articolare, che lubrifica le superfici meniscali grazie al liquido sinoviale presente al suo interno.

### • BIOMECCANICA DELL'ARTICOLAZIONE DEL GINOCCHIO

Dal punto di vista cinematico il ginocchio non è una semplice cerniera che permette solo la flessione-estensione, ma permette anche la rotazione e lo strisciamento entro i limiti permessi dai legamenti crociati. Durante la flessione-estensione il movimento avviene nel tre piani spaziali, permettendo una mobilità che va da  $0^\circ$  a  $140^\circ$ . Il movimento è di rotolamento e devolvemento insieme: se si avesse solo il rotolamento, il piatto tibiale risulterebbe troppo corto in rapporto allo spostamento dei condili e si arriverebbe alla lussazione posteriore del femore.

Se non ci fosse devolvemento si potrebbe individuare istante per istante il moto dei centri di rotazione dei due condili. Iniziando dall'estensione estrema si ha, in successione, il rotolamento del condilo senza strisciare fino ad arrivare a una condizione nella quale predomina lo strisciamento; al termine della flessione il condilo scivola senza rotolare. Il condilo interno rotola durante i primi  $10^\circ-15^\circ$  di flessione, mentre quello esterno ruota fino a  $20^\circ$ , provocando una rotazione della tibia rispetto al femore.

Durante la deambulazione il ginocchio è soggetto a sollecitazioni minori rispetto all'articolazione cava femorale, nonostante sia più in basso. La forza risultante agente sul ginocchio è pari a circa due volte il peso corporeo.

## ARTROPLASTICA DEL GINOCCHIO

Una protesi totale di ginocchio è un impianto ortopedico che sostituisce completamente l'articolazione del ginocchio nel caso di patologie patologiche che ne compromettono, parzialmente o totalmente, la funzionalità. In generale le patologie che conducono all'intervento di artroprotesi sono di tipo artrosico o artritico, accompagnate da un avanzato stato di deterioramento articolare; infatti, data la complessità e l'irreversibilità dell'intervento, si cerca di intervenire chirurgicamente solo se non esiste valide alternative meno invasive. Esiste la tendenza ortopedica di non operare pazienti giovani (50-65 anni) poiché essi sono più reattivi a trattamenti meno invasivi o di tipo farmacologico, ma anche perché, essendo di 15-20 anni la durata di un impianto protesico (in media) tali individui dovranno di nuovo porsi ad un secondo intervento, che viene reso più complicato.

d' esercizio fra cui si può portare alla massima di alcuni sforzi ciclici aumentando per probabilità e l'incidenza di fenomeni di fatica. Un cattivo allineamento può aumentare le possibilità di concentrazione dei carichi sulle zone più deboli del materiale.

Tra i fattori del materiale, oltre al grado di articolazione, va prestata particolare attenzione ai metodi di sterilizzazione: esse influenzano non solo la durata e la prestazione del polietilene UHMW, ma tendono a costituire il fattore di innesco della delaminazione.

La presenza di particelle d'usura determina l'attivazione della reazione infiammatoria con conseguente richiamo e attivazione di macrofagi, fino all'osteolisi protesica e al loosening della protesi. Per migliorare la qualità dell'UHMWPE sotto il profilo della sua consistenza superficiale occorre tenere in considerazione quindi le tecniche di lavorazione e sterilizzazione, l'effetto delle radiazioni ionizzanti e tecniche di caratterizzazione meccanica/strutturale.

Oltre alla TKA esistono anche le protesi monocompartimentali: tali protesi richiedono un intervento più semplice e una sezione ossea minore in quanto viene intercettato solo uno dei due condili femorali, e di conseguenza il piano tibiale mediale o laterale.

## CAVIGLIA - BIONECCANNA / ARTROPLASTICA

La caviglia rappresenta il mezzo articolare d'unione tra le estremità della gamba e il piede, nell'ambito dell'arto inferiore. La caviglia è composta da 3 ossa, ovvero la tibia, il perone e l'antagalo. Tuttavia le articolazioni presenti sono molteplici, ovvero l'articolazione tibio-antagale e le articolazioni tibio-peroneali (proximale e distale).

La caviglia è una troclea perché permette esclusivamente movimenti di flessione e di estensione, che unita alle articolazioni del tetrapiede realizza una sola articolazione a tre gradi di libertà. I movimenti si realizzano attorno a tre assi principali:

- i movimenti di FLESSO-ESTENSIONE si realizzano attorno all'asse TRASVERSALE;
- i movimenti di AD-ABDUZIONE si realizzano intorno all'asse longitudinale (verticale) della gamba;
- i movimenti di PRONA-SUPINAZIONE avvengono attorno all'asse longitudinale (orizzontale) del piede.

Per quanto riguarda la sola caviglia si è nel primo caso dell'elico precedente: la flessione-estensione è un movimento che ha ampiezza di circa di  $80^{\circ}$ - $90^{\circ}$ , nella quale la componente di flessione va da  $0^{\circ}$  a  $20^{\circ}$ - $30^{\circ}$  e l'estensione va da  $0^{\circ}$  a  $40^{\circ}$ - $50^{\circ}$ , dove a  $0^{\circ}$  si è perso il punto di appoggio del piede. Durante la flessione-estensione si nota un allontanamento della tibia dalla fibula nella fase di flessione, mentre in estensione si vede un avvicinamento delle due ossa. Durante il ciclo del passo si hanno importanti sforzi di compressione rispetto agli sforzi trasversali di taglio.

In figura 8 si immerge l'articolazione della caviglia, inclinando la colonna verso sinistra facendo in modo che la linea d'azione del peso corporeo passi esattamente nel centro del piede: si ottiene un graduale ridimensionamento dei carichi, fino a divenire minimo alla fine della Tibia.

In figura 9 si angola Tibia e femore rispettando le angolazioni fisiologiche rispetto ad'asse verticale del corpo, ottenendo una ulteriore riduzione dei carichi agenti sulla struttura.

In figura 10 si guarda la colonna di partenza nel piano sagittale che è angolata rispetto alla verticale e sollecitata simultaneamente da un carico di flessione proveniente dall'alto verso il basso e da un carico di compressione costante.

In figura 11 viene simulata l'azione dei muscoli monoarticolari e la presenza delle tre articolazioni precedentemente installate; in figura 12 vengono introdotti i contributi dei muscoli biarticolari e indicata l'angolazione del femore nella figura 13. nella figura 14 viene inserito il capo breve del bicipite femorale: tutti questi passaggi riducono le sollecitazioni sulle ossa e sulle articolazioni.

Le fig. 15 e 16 mostrano comparativamente lo stato di tensione nell'osso inferiore nel piano frontale e nel piano sagittale: nel piano frontale il femore è più sollecitato della Tibia, viceversa nel piano sagittale.

Si può dedurre che l'osso è più sollecitato dal peso corporeo (più eventualmente una altro carico) poiché esso agisce il momento eccentrico rispetto agli assi dando vita a tensioni di compressione-flessione, e che muscoli e legamenti servono ad aumentare le forze agenti sugli assi, ma a diminuire lo stato di tensione, poiché si oppongono alla flessione dovuta al peso corporeo.

## SPALLA

Il complesso articolare della spalla è il cardine di collegamento tra l'arto superiore e il Tronco. Cooperata tramite il gomito al posizionamento della mano nello spazio, essendo l'articolazione più mobile dell'intero sistema scheletrico. Tale sistema articolare è il risultato della cooperazione tra cinque differenti articolazioni:

1. SCAPULO-OMERALE / GLENO-OMERALE: è l'unica articolazione protetta dalle scapole, si tratta parlando di un'articolazione che unisce la cintura scapolare alla parte libera dell'arto superiore. Le superfici articolari sono formate dalla cavità glenoidea della scapola e dalla testa dell'omero.
2. SCAPULO-TORACICA: è la seconda articolazione in ordine di importanza. La scapola è un osso piatto di forma triangolare situata postero-lateralmente tra la seconda e la settima costola. È una falsa articolazione, poiché le superfici del torace e della scapola offrono un moto relativo senza che via sia interposta cartilagine o liquido sinoviale. L'interfaccia articolare viene proposta dal muscolo sotto-scapolare.
3. ACROMION-CLAVICOLARE: è l'articolazione che unisce l'acromion della scapola con l'estremità laterale della clavicola. È un'articolazione doppia perché tra le facce articolari può essere interposto un disco articolare fatto cartilagineo. Questa articolazione permette piccoli movimenti di scivolamento più modificatore d'angolo tra scapola e clavicola.

## GOMITO

L'articolazione del gomito è un'articolazione complessa, formata da tre articolazioni rivestite da una capsula articolare: l'art. omeroradiale, l'art. omerocapitale e l'art. radio ulnare prossimale. L'articolazione OMERORADIALE è una troclea che si stabilizza tra la troclea omerale e l'incisura trocleare dell'ulna; permette movimenti di flessione-estensione dell'avambraccio sul braccio.

L'art. OMERORADIALE è un'articolazione condiloidea tra il condilo omerale e la fossa articolare della testa del radio, che partecipa ai movimenti di flessione-estensione e consente la rotazione del radio per la pronosupinazione.

L'art. RADIOULNARE PROSSIMALE è un'articolazione trocleale che si forma tra l'incisura radiale dell'ulna, completata dal legamento anulare del radio e la superficie articolare della testa del radio. QUEST'ULTIMA permette rotazioni del radio sull'ulna e la pronosupinazione.

Esiste anche l'art. RADIOULNARE DISTALE, che non partecipa al gomito. I legamenti di unione del gomito sono la capsula articolare rinforzata da legamenti. I legamenti collaterali interno ed esterno impediscono le deviazioni e la capsula articolare limita, insieme al bicipite del braccio (omus), i movimenti di flessione-estensione.

Il normale intervallo di flessione-estensione va da  $0^{\circ}$  a  $146^{\circ}$  con un intervallo funzionale da  $30^{\circ}$  a  $130^{\circ}$ . La pronosupinazione funzionale va da  $50^{\circ}$  di pronazione a  $50^{\circ}$  di supinazione.

## ARTROPLASTICA DEL GOMITO

I primi tentativi di recupero dell'articolazione del gomito danneggiata risalgono al XVI secolo con interventi di artroplastica di sostituzione con interposizione di materiale biologico tra le superfici ossee tenute.

Le soluzioni protesiche presentate negli anni coinvolgevano l'utilizzo di corniere, dando vita a configurazioni di sola flessione-estensione, come le protesi di Debitata, di Die e di McKee, portando a ottimi risultati di stabilità, mobilità e scomparsa del dolore nel breve termine. Nel lungo termine i problemi risultavano molteplici, come per esempio mobilitazione dell'impianto e fratture omerali distali dovute al riassorbimento osseo della scarsa q.t.a di materiale osseo presente. Per rimediare al problema dello scollamento si proposero diverse soluzioni, come l'impiego di ulteriori fissatori esterni o di componenti più piccoli, oppure usando protesi a rivestimento superficiale.

## COLONNA VERTEBRALE

La colonna vertebrale è un complesso osseo che costituisce lo scheletro del torace: è formata da 33 o 34 ossa articolate fra loro, le vertebre. È situata nella parte dorsale del collo e del tronco e fornisce un sostegno al corpo nella statica e nella dinamica. Decora in senso craniocaudale dal cranio, con cui è articolata al bacino, di cui partecipa alla costituzione. La colonna vertebrale può essere suddivisa in cinque segmenti che formano lo scheletro delle varie parti del corpo: il segmento CERVICALE dà sostegno al collo, quello TORACICO forma lo scheletro del torace, quello LOMBARE forma lo scheletro del

## PATOLOGIE DEL DISCO

Il disco intervertebrale, a causa dei ripetuti sforzi o per altri fattori, è soggetto a patologie che ne compromettono la funzionalità sia spinale che di trasmissione dei carichi. Le più comuni sono l'ERNIA, la DISCOPATIA DEGENERATIVA e la PROTRUSIONE DISCALE.

L'ERNIA del disco consiste in una dislocazione seguita da una fuoriuscita di materiale polposo contenuto nel disco intervertebrale che, facendosi spazio tra le fibre anulari dell'anello fibroso viene a contatto con le strutture nervose contenute nel canale spinale (la dura meninge e/o le radici). Spesso l'ernia è associata a una progressiva degenerazione del disco, sia in termini di rimangiamento del suo contenuto sia come alterazione delle fibre dell'anello. L'ernia è favorita da molti fattori, tra i più importanti compaiono uno stile di vita inadeguato (fumo, poca attività fisica, sedentarietà o scorretta alimentazione), l'età e la postura. È molto più frequente nella zona lombare, praticamente quasi assente nel segmento toracico.

La DISCOPATIA DEGENERATIVA consiste in un ridotto apporto di sostanze nutritive al disco, che si irrigidisce anche a causa della perdita di una significativa quantità di acqua. Un irrigidimento del disco causa un decremento delle caratteristiche biomeccaniche del disco, con conseguente aumento disordinato del tessuto fibroso.

La PROTRUSIONE DISCALE è un'alterazione del disco intervertebrale che, perdendo la sua consistenza originaria e le sue capacità di ammortizzare i carichi, si deforma e protende, ovvero dilata, invadendo spazi non dovuti. La PD precede l'erniazione del disco. La differenza tra ernia e PD è il materiale che fuoriesce dalla sede intervertebrale: nell'ernia si ha fuoriuscita di materiale polposo, la PD consiste nell'iniziale fuoriuscita dell'anello, che degenerando porta all'ernia.

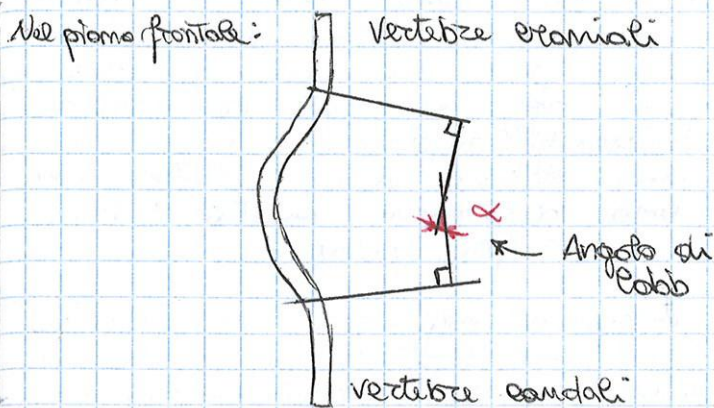
Sono presenti delle tecniche di intervento per risolvere i problemi suddetti, come ad esempio l'ERNIECTOMIA che consiste in una rimozione dell'ernia senza svuotamento del disco: è un intervento che presenta rischi, in quanto non si risolve il problema. La DECOMPRESSIONE DISCALE consiste in un rientro del materiale polposo nella sua sede a parità di un intervento di riduzione della pressione all'interno del disco.

La SOSTITUZIONE PROTESI può essere parziale o totale: parziale se viene inserita una protesi di nucleo polposo in un anello conservato, totale se viene sostituito completamente il disco intervertebrale con una protesi discale.

La DISCECTOMIA consiste in una eliminazione completa del disco con al posto del quale viene aggiunto del materiale rigido. La FUSIONE avviene dopo la discectomia inserendo materiale osseo tra le due vertebre. Questi ultimi due interventi costituiscono il blocco dell'articolazione totale tra le vertebre con perdita di mobilità. Infine è presente l'artroplastia, realizzata con accoppiamenti protesici metallo-metallo o metallo-UMWPE, e ceramica.

Per effettuare una fusione abbiamo bisogno di materiale osseo da innestare tra una vertebra e l'altra: l'innesto può essere un AUTOINNESTO, con osso prelevato dal paziente stesso, o ALLOGNESTO con osso umano proveniente da cadavere.

si Tracciamo due perpendicolari a queste due linee e si valuta l'angolo acuto risultante dall'intersezione delle due perpendicolari: Tale angolo sarà l'angolo di Cobb.



Per una scoliosi che presenta un angolo a minore di  $15^\circ$  Cobb si ricorre a massaggi e fisioterapia; se l'angolo è compreso tra  $15^\circ$  e  $25^\circ$  Cobb si ricorre a trattamenti ortesici usando busti e corsetti; per un angolo maggiore di  $25^\circ$  Cobb si ricorre a grosse ortodesi in interventi chirurgici.

È importante notare che dalla scoliosi non è possibile evitare,

se per guarigione si intende il ritorno a una perfetta e normale rettilineizzazione della colonna vertebrale sul piano frontale. L'obiettivo della terapia ortopedica è piuttosto quello di bloccare l'evoluzione della malattia stabilizzando i valori angolari della curvatura, raggiungendo così ulteriori aggravamenti che potrebbero portare a problemi più seri. Discorso diverso invece per scoliosi ad alto grado ( $> 35^\circ$ ,  $40^\circ$  Cobb), dove la chirurgia interviene prima riducendo la deformità, poi stabilizzandola.

Il Test di Risser è un esame radiologico che viene effettuato sul bacino e serve a valutare l'età ossea e il grado di maturità scheletrica. Si analizza la cresta iliaca e il suo livello di comparsa, fino alla fusione con l'ala iliaca: i vari stadi di ossificazione sono indicati da 0 a 5 (livello al quale è possibile togliere il corsetto).

**CORSETTI.**

Il corsetto ortopedico è un dispositivo ortesico che esercita azioni meccaniche tese a raggiungere una finalità terapeutica. Si distinguono in corsetti conservativi e correttivi.

**CORSETTI CONSERVATIVI**

I corsetti di tipo conservativo sono corsetti che, come dice il nome stesso, servono a conservare la curvatura della colonna raggiungendo peggioriamenti clinici anche ricorrenti. Si tratta di esoscheletri, armature o busti gemati che mirano a mettere a riposo oppure a sostenere il rachide, attuando in modo da lenire o prevenire il dolore, controllare eventuali instabilità vertebrali e prevenendo eventuali crolli vertebrali dovuti a osteoporosi o metastasi delle vertebre.

**CORSETTI CORRETTIVI**

I corsetti correttivi sono molto più interessanti dal punto di vista biomeccanico in quanto vengono utilizzati, oltre che per stabilizzare una colonna instabile, per trasmettere forze idonee a ripristinare la più normale possibile configurazione geometrica fino al raggiungimento della maturità ossea.

L'azione correttiva va perseguita cercando di modificare il modello di distribuzione delle sollecitazioni nel rachide scoliotico servendosi di diverse tecniche anche combinate, come per esempio la trazione lungo l'asse del rachide, la diffusione laterale e la derotazione.

Durante un incidente si hanno molteplici impatti, che si susseguono in tempi brevissimi.

Il primo urto è quello tra la vettura e l'ostacolo: in questa fase, che a 60 km/h avviene in ca 100 ms causando una decelerazione di circa 20 g ( $g = acc.$  di gravità), si tende a ricreare il massimo corrispondente dell'impatto riducendo al minimo le accelerazioni sull'abitacolo.

Il secondo urto, seguente al primo, è quello tra uomo e abitacolo: in questa fase l'occupante viene lanciato contro l'interno della vettura o contro i sistemi di ritenzione in 10-15 ms. dovendosi sugli elementi di ritenuta si cerca di ottenere forze che sono al di sotto dei limiti di tollerabilità umana.

Il terzo e ultimo urto avviene tra gli organi interni e le strutture ossee che servono a proteggerli. La ricerca, in questo caso, opera cercando di ridurre il più possibile gli effetti inertiali.

## APPROCCIO BIOMECCANICO

Per valutare il danno che un incidente provoca alle persone è necessario definire un criterio di lesione, che va determinato in ogni diversa circostanza.

Nell'ambito dell'incidentistica stradale una LESIONE è un'alterazione fisiologica originata da un inusato fisico o da una sollecitazione meccanica.

Fino a qualche anno fa si tendeva a far permanere il più possibile nel suo stato geometrico originale l'abitacolo di un veicolo sottoposto a incidente; questo comportava un elevato livello di sollecitazione per gli occupanti del veicolo. Con considerazioni biomeccaniche, oggi, i veicoli sono molto più deformabili, con conseguente riduzione delle azioni a cui sono soggetti gli occupanti.

I compiti principali di lavoro nell'ambito dell'approccio biomeccanico alla sicurezza dell'autoveicolo sono l'analisi degli incidenti, la definizione di prove di simulazione e la def. di criteri di prestazione.

L'ANALISI DEGLI INCIDENTI è uno studio medico-statistico che serve a fornire le "pignità d'intervento" nelle quali ricreare la sicurezza più importante. Dati significativi possono essere il tipo di incidente più frequente e più dannoso, la lesione più importante ecc.

La DEF. DI PROVE DI SIMULAZIONE è lo studio mediante il quale si ricreano condizioni di impatto equivalenti, al fine di studiare gli effetti finali. Si realizzano impattatori, ostacoli ecc.

La DEF. DI CRITERI DI PRESTAZIONE è la fase finale dello studio, grazie al quale si creano parametri in base al livello di lesione considerato, realizzando prove d'impatto su manichini che rappresentano l'uomo.

Per quantificare la gravità di un trauma da impatto ci si serve della scala AIS, acronimo di Abbreviated Injury Scale. Si tratta di una scala che descrive la lesione in termini di sede anatomica, natura specifica e gravità relativa. L'AIS fu sviluppato originariamente per essere usato nelle indagini sugli incidenti stradali con veicoli a motore.

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

dove per  $AIS_i$  ( $i=1,2,3$ ) si intende la lesione più grave di una qualsiasi ~~lesione~~ regione corporea.

Le regioni dell'ISS sono solo 6 rispetto alle 9 dell'AIS e  $V_i$  sono apposite regole di codifica per arrivare a questa non immediata sovrapponibilità.

Le regioni ISS sono:

1. Testa e collo, compreso il rachide cervicale;
2. Faccia, compreso lo scheletro del volto, naso, bocca, occhi e orecchie;
3. Torace, compresa la colonna vertebrale toracica e il diaframma;
4. Addome e regione pelvica, compresi gli organi addominali e la c.v. lombare;
5. Anni e cingolo pelvico, compreso lo scheletro pelvico;
6. Area esterna.

Utilizzando questo modello, nello studio della prof. na Baker, a punteggi ISS simili, anche a fronte di tipologie di lesioni differenti, corrispondono tassi di mortalità simili.

In costruzione le regole di codifica il punteggio ISS viene espresso in una scala ordinale che va da 0 a 75, dove il punteggio massimo è ottenibile o secondo il metodo di calcolo scritto precedentemente oppure in presenza di una lesione, anche singola, di grado AIS pari a 6.

### CRITERIO DI LESIONE DELLA TESTA

Il criterio di lesione della testa universalmente riconosciuto è l' HIC ovvero Head Injury Criterion, derivante da dati biomeccanici sperimentali. Tale criterio è basato su un'elaborazione dell'accelerazione riscontrata sulla testa del manichino, secondo la seguente formula:

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

dove  $g = g(t)$  è l'accelerazione della testa e  $t_1$  e  $t_2$  i due istanti che minimizzano l'espressione. In campo stradale deve essere  $t_2 - t_1 < 36$  ms, mentre il limite prescritto è  $HIC = 1000$ .

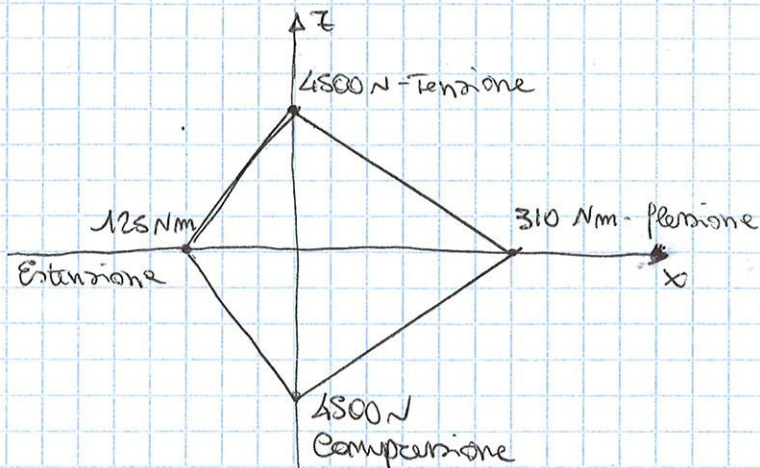
I dati sperimentali ottenuti sono riferiti a manichini 50%ile maschile. Ci si serve di adeguati fattori di scala per ottenere i valori relativi a bambini, maschi 95%ile e donne 5%ile, solo nel caso di ictus frontale.

### CRITERI DI LESIONE DEL COLLO

Sulla base di indagini e dati statistici si nota che il numero di lesioni gravi al collo è limitato, accompagnando spesso altre lesioni gravi in altre parti del corpo. Le lesioni lievi invece sono molto più frequenti, rappresentando il ~~93%~~ 93% delle lesioni complessive. L'obiettivo della ricerca è quello di eliminare completamente queste lievi lesioni negli icti di medio-bassa intensità.

Nei tamponamenti il collo è sollecitato nel piano XZ da 5 tipi di sollecitazioni;





- ③ Criterio fluidodinamico:
- durante il urto il rachide cervicale assume una forma a S.
- da cinematica può essere schematizzato in 4 fasi:
- I: posizione normale appena prima dell'urto.
  - II: collo a S dovuto all'ondata del torace colpito dal sedile e alla frammento relativo della testa per inerzia.
  - III: ~~flessione~~ estensione del collo, che tende a inarcarlo.
  - IV: raggiungimento della massima rotazione della testa in senso di avvitamento lungo l'asse x.

A differenza dei precedenti di lesione, che individuavano la fase IV, in questo criterio ~~il~~ urto viene misurato nella fase II, in quanto il rachide cervicale produce una variazione di volume del canale spinale con conseguente inversione del flusso sanguigno nel percorso repentinamente dalla fase I alla II e dalla II alla III. Questa variazione di volume comporta una sovrappressione in alcuni punti del midollo spinale, generando delle microlesioni al sistema nervoso periferico.

Il NIE (Neck Injury Criterion) è dato da:

$$NIE = (a_r \cdot L + v_r^2) \quad [m^2/s^2]$$

dove  $a_r$  è la componente longitudinale dell'accelerazione tra le vertebre C5 e T1,  $v_r = \int_{t_1}^{t_2} a_r dt$ ,  $L$  è la lunghezza del collo.

Il limite di tolleranza umana del NIE si ha quando si ottiene un valore minore di  $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ .

### CRITERI DI LESIONE DEL TORACE

Nel corso di urto frontale si possono distinguere tipicamente in due classi:

1. lesione organi interni (più severe e più frequenti, legate di solito alle arterie);
2. frattura di costole con possibilità di perforazione degli organi interni.

I criteri di lesione quindi sono diversi e seconda di cui sia una lesione del 1° tipo piuttosto che del 2°.

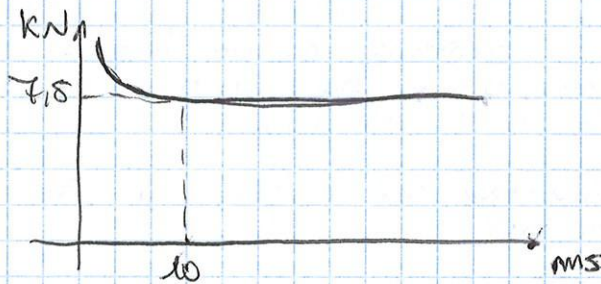
Nel caso di urto laterale le lesioni sono dovute principalmente ad elementi sporgenti della superficie interna della porta, che durante l'urto, penetrano nel piano dell'occupante.

Il limite previsto per le forze sviluppate durante l'impatto Aro prevede una forza esercitata  $\leq 4,5 \text{ kN}$ , relativa a una penetrazione  $\leq 40 \text{ mm}$ .

Le lesioni al bacino negli urti laterali sono principalmente legati al danneggiamento e alla frattura della sinfisi pubica. Il limite di tolleranza umana fissato prevede una forza laterale  $\leq 6 \text{ kN}$ .

### CRITERI DI LESIONE DEL COMPLESSO ~~COXA-FEMORO-ROTULEO~~ E LORO ARTICOLAZIONI

Nel caso di urto frontale, l'urto della ginecchia contro la plancia dell'autoveicolo in seguito a slittamento in avanti del corpo dell'occupante può generare problemi alla parte superiore dell'arto inferiore e al bacino, da compressione che agisce sul ginocchio può causare la frattura del femore o della rotula, e importanti lesioni sul bacino dovuti ai femori. Il criterio valutato per questo caso è la forza assiale di compressione sul femore, che per valori  $\leq 10 \text{ kN}$  non provoca lesioni rilevanti né sul femore, né sul bacino né sulla rotula.



Curva del limite di lesione a rotula, femore e bacino.

### CRITERI DI LESIONE DELLA TIBIA

Per la tibia non sono presenti criteri di lesione validati biomeccanicamente, ma esistono tre criteri sui quali si basano le normative:

- ① sollecitazione di compressione;
- ② " " di compressione + flessione (TI);
- ③ moto relativo tibia-femore.

da ① dice che la massima forza ammissibile è pari a  $8 \text{ kN}$  di sola compressione.

Il Tibia Index (②) tiene conto della contemporanea presenza di componenti di compressione e di flessione. Il TI è dato dal valore massimo della seguente espressione:

$$TI = \frac{F_z(t)}{F_{zc}} + \frac{M_r(t)}{M_{rc}} \leq 1,3$$

dove  $F_z(t)$  è la forza di compressione in  $F_z$  del tempo,  $M_r(t)$  il momento flettente in  $M_r$  del tempo,  $F_{zc}$  è pari alla forza di compressione critica (stimata in  $39,5 \text{ kN}$ ) e  $M_{rc}$  è il momento flettente critico, stimato nel valore di  $225 \text{ Nm}$ . Il momento flettente risultante  $M_r(t)$  è la somma vettoriale di  $M_x$  e  $M_y$ . Si noti che il primo termine è un valore positivo (e si escludono valori di forza di trazione) e che il secondo

sta dal manichino (alto 168 cm, peso 77 kg), dal manichino 2 (alto 188 cm, peso 100 kg), dalla femmina (alta 152 cm, peso 50 kg) e due bambini, uno di 6 anni dal peso di 21 kg e uno di 3 anni dal peso di 11 kg. Ogni manichino Hybrid III è stato progettato esclusivamente per essere utilizzato nei test d'impatto frontale.

La famiglia di manichini SID (Side Impact Dummy) è stata progettata per misurare gli effetti degli urti laterali su costole, colonna vertebrale e organi interni, oltre che per la valutazione della decelerazione sugli stessi punti elementari. Il SID è il manichino standard del governo USA, l'EuroSID è usato in Europa per garantire la conformità agli standard di sicurezza, e SID II è la versione femminile del manichino. BioSID è una versione più evoluta e sofisticata di SID e EuroSID.

Lo scopo del manichino BioRID: è stato progettato per acquisire dati nei test di impatto posteriore, misurando il rischio di lesioni minori al collo dovute ad cosiddetto colpo di frusta e per studiare la velocità di moto relativo della testa rispetto al tronco nel caso di tamponamento a bassa velocità. Misura 177 cm di altezza e pesa 77 kg (per rappresentare un uomo di taglia media). La colonna vertebrale è composta da 24 vertebre e il collo è stato costruito appositamente per simulare al meglio la configurazione osservata durante un tamponamento.

CRABI (Child Restraint Air Bag Interaction) è un manichino bambino, disponibile nelle taglie da 6 mesi, 1 anno e 18 mesi, che viene impiegato prevalentemente per valutare il funzionamento dei sistemi di ritenuta per bambini, tra cui cinture di sicurezza e airbag, sfruttando sensori posti all'interno della testa, del collo, del torace e del bacino che misurano forze e decelerazioni.

THOR è un ovomito manichino manichino che rappresenta un uomo di medie dimensioni. Questi manichini rappresentano i più difficili e vicini a esseri umani del manichino Hybrid, ha una colonna e un bacino più fedeli a quelli umani e la sua faccia contiene un numero di sensori che consentono analisi dell'impatto con il viso con un'area estesa non ottenibile con gli altri manichini.

## BIOMECCANICA DEL MUSCOLO

I tessuti che costituiscono i muscoli hanno due modalità di comportamento: uno Attivo caratterizzato dalla capacità contrattile e uno Passivo, la cui risposta meccanica è attribuibile alle caratteristiche meccaniche dei costituenti del tessuto.

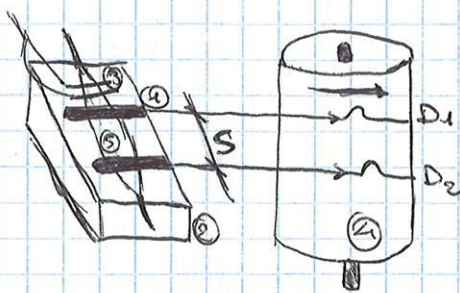
Distinguiamo due tipi di muscolo:

- tessuto muscolare STRIATO, in genere organizzato in unità motorie controllate dai motoneuroni del sistema nervoso volontario (suddiviso ancora in scheletrico e cardiaco).
- tessuto muscolare LISO, controllato dal sistema nervoso autonomo.

### CARATTERISTICHE PASSIVE DEL MUSCOLO

Valutare la risposta del muscolo all'applicazione di una forza esterna, in termini di quanto e come varia la sua lunghezza al variare della forza esterna applicata (a partire dalla lunghezza del muscolo soggetto solo al proprio peso).

Il dispositivo di Marey è un macchinario composto da una base, sulla quale viene poggiate il muscolo lungo, e un cilindro che ruota a velocità costante nota sul quale sono poste in circuitata due leve scriventi.



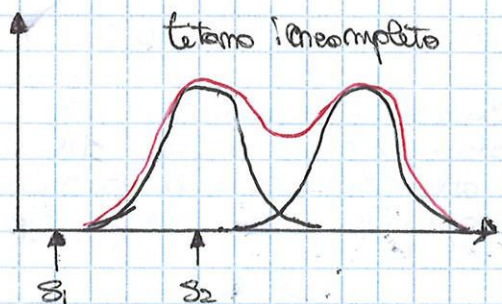
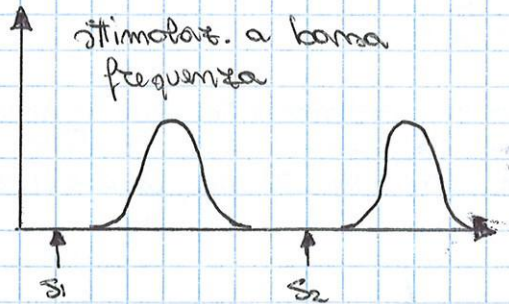
- (1) leve scriventi
- (2) base d'appoggio
- (3) elettrodi di stimolazione
- (4) cilindro rotante
- (5) muscolo lungo a fibre //

Le due leve vengono poste a una distanza S, parallele tra loro e perpendicolari all'asse longitudinale del muscolo. Il muscolo viene stimolato a un'estremità. Le leve tracciano il passaggio dell'onda di contrazione, tracciando due deflessioni D1 e D2 sul cilindro. Conoscendo la distanza tra le leve e il tempo (D2-D1) si calcola la velocità dell'onda di contrazione ( $\approx 10 \text{ m/s}$ ). Nota il periodo T dell'onda di contrazione (durata della scossa) si ricava anche la lunghezza d'onda  $\lambda = vT$ . La lunghezza d'onda  $\lambda$  esprime il tratto di muscolo che in ogni istante è interessato dall'onda di contrazione: dato che  $\lambda$  è sempre molto maggiore della lunghezza del muscolo si ha sempre contrazione simultanea del muscolo intero.

### VALUTAZIONE DELLA FORZA ESERCITABILE

Servendoci di una pila quasi isometrica, scelta con il uso di un miografo ottico e di una molla di torsione, viene oltre che gli elettrodi stimolanti, ricaviamo il valore della forza esercitata tramite il momento torcente della molla.

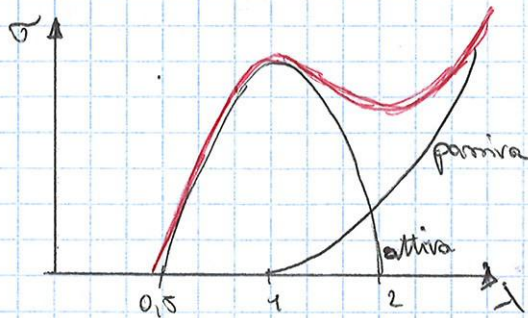
Se stimoliamo il muscolo con una serie di stimoli a bassa freq. le singole scosse rimangono ben distinte tra loro, provocando due contrazioni differenti. Se invece essi si susseguono in modo che il secondo stimolo giunga prima del rilassamento del muscolo dovuto al primo stimolo, allora si ha il **TETANO INCOMPLETO**, ovvero la fusione parziale delle singole scosse.



Se lo stimolo S2 viene dato abbastanza vicino a S1 si ha un aumento della forza massima tanto più accentuato quanto più la differenza tra S2 e S1 tende a zero.

Applicando un treno di impulsi con frequenza sempre maggiore ottingo che la sovrapposizione di più impulsi genera una curva che varia con la frequenza.

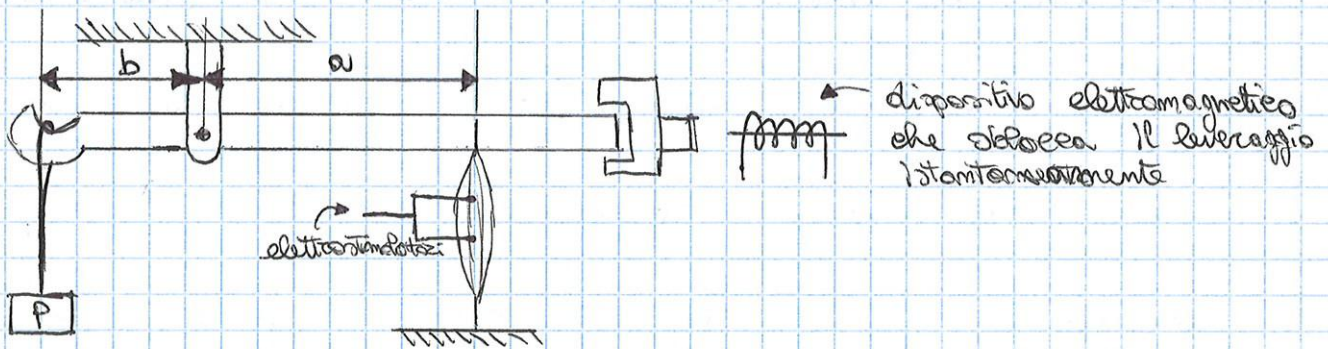
Considerando entrambi i contributi



La seconda parte della curva è particolarmente importante nel muscolo cardiaco, dove gli allungamenti sono considerevoli. (La caratteristica passiva per i muscoli bipennati è più ripida di quella relativa a muscoli con fibre parallele all'asse del muscolo).

### QUICK RELEASE

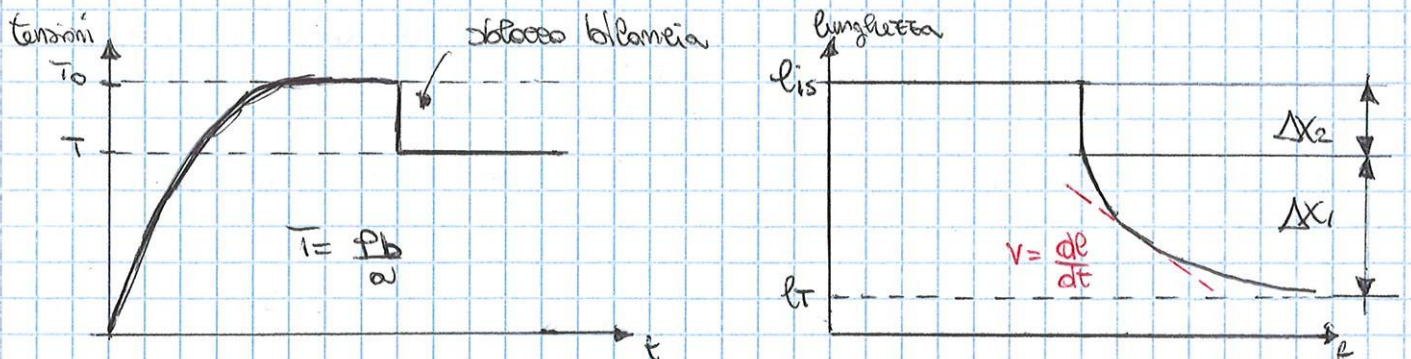
L'esperimento di quick release è una prova sperimentale che combina la situazione isometrica e una situazione isotonica.



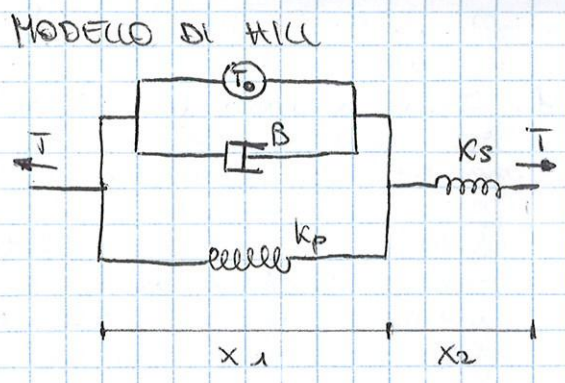
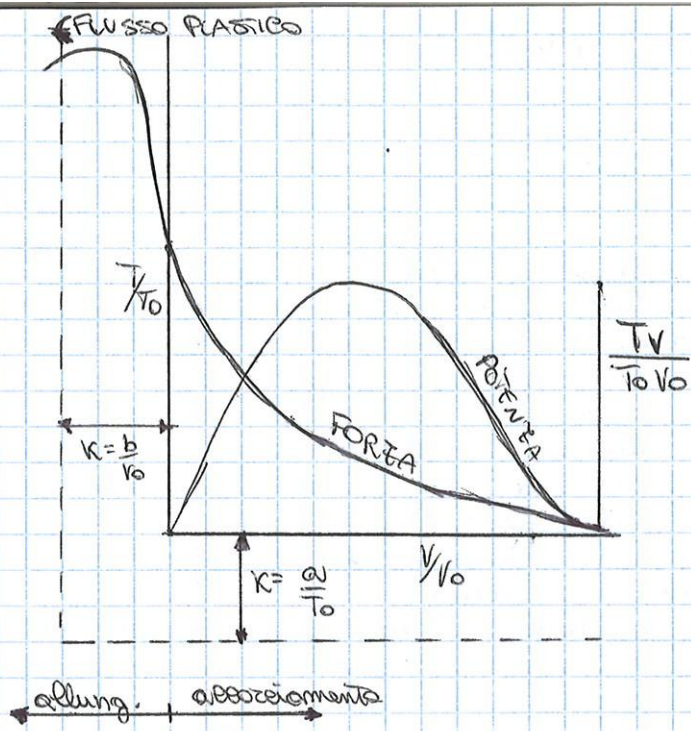
Il muscolo (o anche il singolo sarcomero) viene stimolato tetanicamente in condizioni isometriche, leggendo una tensione  $T_0$ . Successivamente viene tolto il blocco alla leva ed il muscolo viene sollecitato isotonicamente: il muscolo cambia la sua lunghezza.

$$T_0 = Pb \Rightarrow T = \frac{Pb}{a}$$

La tensione  $T$  serve a equilibrare la leva ed è quella esercitata dal muscolo. Il comportamento del muscolo risulta questo:



Il muscolo si associa in due tempi diversi: si ha un primo allungamento (grazioso netto) seguito da una diminuzione di tipo esponenziale. Dal diagramma della lunghezza si osserva che il muscolo si comporta come



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

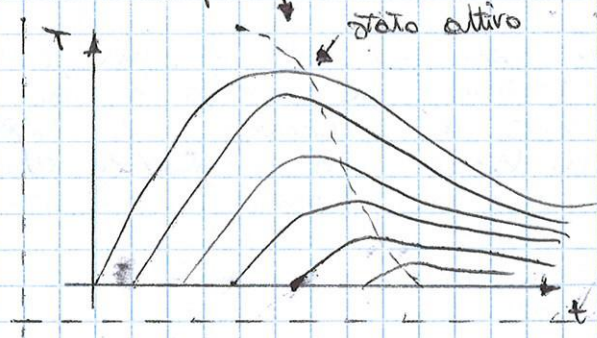
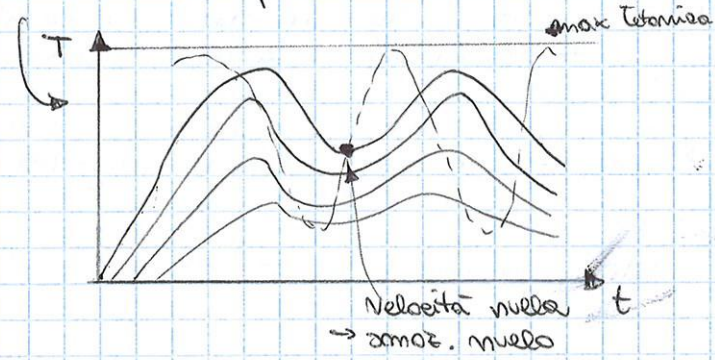
- un generatore di forza attiva  $T_0 = T_0(x_1, t)$  che sviluppa sempre la massima forza, in parte dissipata, quando il muscolo si accorcia.

• uno smorzatore che si oppone alla variazione di lunghezza del muscolo con una forza  $F = B\dot{x}$ , dove  $B$  può essere costante o dipendente a sua volta da  $\dot{x}$ . L'effetto smorzante è dovuto, secondo Fermi, a fenomeni di tipo bielimitico che convertono energia.

**ESPERIMENTI PER VALUTARE  $T_0(t)$**

Si imposta una lunghezza iniziale  $l_0$  si dà una scossa semplice e si toglie il freno (del QR) ogni volta con un tempo maggiore. Si nota che la forza diminuisce col passare del tempo.

oppure si stimola una fibra con un tetano incompleto



Il modello di Hill presenta alcuni limiti:

- $T_0(t)$  risulta indipendente dalla lunghezza del muscolo iniziale, contrariamente a quello che l'esperienza dimostra.
- il modello di Hill risulta troppo sofisticato per quanto riguarda il movimento biomeccanico ma insufficiente per descrivere la biomeccanica del sistema cardiocircolatorio.

4. Come varia il modulo elastico e il carico di rottura al variare della velocità di applicazione del carico?

Essendo l'osso un materiale viscoelastico all'aumentare della velocità di applicazione del carico e quindi della velocità di deformazione sia il modulo elastico che il valore di resistenza a rottura aumentano, a fronte di una diminuzione delle deformazioni e del limite di snervamento. Si deduce quindi che l'osso è più resistente a carichi impulsivi rispetto che a carichi applicati lentamente, per via della maggiore energia di assorbimento in corrispondenza di una velocità più alta.

5. Nella scoliosi da cosa viene provocato il gibbo?

Il gibbo è una prominenzia asimmetrica di un lato del tronco, rilevato attraversando una fermione in avanti del tronco, detta anche "test. di Adams". Essendo la scoliosi una deformazione 3D di uno o più tratti della colonna vertebrale, il gibbo è una configurazione patologica delle scapole, che assumono la posizione sbagliata in seguito a una rotazione della gabbia toracica e di una o più vertebre.

6. Spiegare che cos'è il bypass dei corioli e lo "stress-shielding".

Nell'ambito delle protesi d'anca, è necessaria da parte del progettista una maggiore attenzione sulla forma dello stelo in modo da garantire il contatto stelo-osso prossimale e non distale.

Se la punta dello stelo si incastra nel canale midollare si crebbero elevate sollecitazioni a fatica di flessione nel punto di contatto tra osso e punta protesica. Di fronte questo ciclo di fatica solo la parte terminale dell'osso subirebbe i corioli, poiché lo stelo si è comportato da scudo scaricando le tensioni in maniera concentrata sul punto di contatto; dove il carico non è applicato l'osso si riassorbirebbe portando, con il tempo, allo scollamento (o alla mobilitazione) della protesi.

7. Spiegare cos'è l'injury critica (o critico di Renore) e fare almeno un esempio.

Nell'ambito dell'incidentistica stradale un critico di Renore è un parametro fisico misurabile la cui entità è associabile alla severità di lesione di un organo, a seconda del livello di tolleranza umana.

Esempio:

- crania → decelerazione
- collo → forze e momenti / accelerazione
- tracce → tempo e accelerazione / spostamenti / velocità
- addome → forze e spostamenti
- bacino → forze
- tibia → forze e momenti.

8. Come si comporta l'osso sottoposto a sollecitazioni di fatica e qual è l'ordine di grandezza del limite di fatica, rispetto alla tensione di rottura statica, rilevato in un esperimento su conie?

L'osso subisce sempre sollecitazioni variabili (estreme o di tipo muscolare). Esperimenti condotti su conie omiali hanno evidenziato che esiste un limite di fatica, al di sotto del quale la vita del tipo ha durata infinita. Questo limite risulta essere pari a  $0,42 \sigma_r$ , ~~per~~ similmente a un acciaio.

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

Lo scopo degli studi effettuati. Tramite tecniche estensimetriche o fotolastiche si è quello di valutare il comportamento in situ di diversi impianti protesici e di sistemi di fissazione esterna per la riduzione delle fratture ossee. In questo modo è possibile valutare la guarigione di fratture senza effettuare radiografie, in quanto una frattura appena ridotta farebbe muovere tutto il carico scaricato sul fissatore esterno. risulta evidente che la frattura guarisce quando sul fissatore compare un'estensione nulla. Anche i metodi fotolastici danno informazioni del genere, di solito su sottopresidi con esperimenti atti a valutare tensioni principali e deformazioni nell'impianto. Viene quindi utile nell'individuazione di zone di concentrazione delle tensioni, che potrebbero causare problemi riguardante la stabilità.

13. Quale situazione anatomica del femore risulta più favorevole dal punto di vista della reazione articolare dell'anca?

Tramite la risoluzione di uno schema di forze (noto come bilancia di Pauwels) si è notato che la reazione articolare è parallela alla disposizione dei fasci trabecolari della testa del femore in un femore normale. Nelle condizioni di coxa vara o valga si alterano i rapporti delle forze articolari: nella coxa vara, grazie alla lateralizzazione del gran trocantere, a parità di momento richiesto la reazione articolare risulta minore, grazie al maggior braccio di leva della forza muscolare, che risulta anch'essa minore. Nel caso di coxa valga il gran trocantere si medializza riducendo il braccio di leva muscolare, con conseguente aumento della forza muscolare richiesta e della reazione articolare a essa legata. Nell'ambito della reazione articolare la situazione di coxa vara risulta favorevole, causando per contro un aumento delle sollecitazioni di taglio e flessione sul collo del femore.

14. Descrivere il dispositivo di Morey utilizzato per determinare la velocità di propagazione della contrazione muscolare. (+ rappresentazione)

Il dispositivo di Morey è costituito da una base sulla quale viene poggiate un muscolo lungo, due leve che toccano il muscolo sulla base e collegato per mezzo di due puntali orizzonti su un cilindro rotante a velocità costante.

Le due leve vengono poste a una certa distanza  $S$ , che rilevando l'onda di contrazione del muscolo stimolato elettricamente, tracciano sul cilindro due deflessioni. Comoscendo lo sfasamento temporale tra le due deflessioni è possibile calcolare la velocità di contrazione come rapporto tra  $S$  e  $\Delta t$ , che risulta essere dell'ordine della decina di m/s. La contrazione del muscolo risulta essere simultanea poiché la lunghezza d'onda dell'onda di contrazione è sempre molto maggiore della lunghezza del muscolo stesso. ( $\lambda = v \cdot T \gg l_m$ ).

15. Nell'ambito della scienza automobilistica descrivere la severità della scala di lesione AIS.



né sul femore, né sulla tibia, né sul bacino. Per la tibia, sebbene tali criteri non siano validati biomeccanicamente, ~~che sono quelli si è zero~~ ci possiamo servire di tre criteri. Le normative comunitarie si basano su questi criteri, che sono la sollecitazione di compressione, un misto tra compressione e flessione e lo spostamento relativo del femore sulla tibia. Per il primo criterio il limite di tolleranza è fissato a 8kN in compressione. Per il secondo criterio si valuta il coeff. TI (Tibia Index) che agendo su forze e momenti tibiali, normalizzati rispettivamente a forze critiche e momenti (flettenti) critici, non deve superare il valore di 1,3. Il terzo criterio riguarda lo scostamento del femore sulla tibia e lo spessore di movimento dei legamenti del ginocchio, che per un memberino Hybrid III 50%ile medio deve essere non maggiore di 15mm.

## 19. Descrivere l'influenza dell'età sulle caratteristiche meccaniche dell'osso.

In seguito a studi e analisi sulle proprietà dell'osso a diverse età è stato dimostrato che il valori di resistenza a trazione e del modulo di Young crescono fino all'età di 40 anni, mentre le deformazioni tendono a diminuire. Tali risultati vogliono evidenziare che: più si va avanti con l'età minore è il quantitativo di energia assorbibile nelle ossa prima della rottura, tanto che verso i 140 o 150 anni l'osso non sarebbe più in grado di autoconservarsi (l'osso, ma più in generale la struttura scheletrica).

## 20. Protesi a vite nel femore: quando usare? Definire le applicazioni.

Nell'ambito della problematica della sostituzione protesica totale dell'anca sono state studiate protesi meno invasive allo scopo di preservare il più possibile il bone stock in previsione di reimpianti successivi: in questi casi è importante l'angolo delle protesi a dispetto di compressione. Vengono impiantate con lo scopo di riparare il collo femorale evitando l'impianto di filoni; consistono di una testa protesica con aggancio corticale per mezzo di viti, molto similmente a ciò che accade per un fissatore da frattura. Conferisce i carichi direttamente sull'osso corticale in maniera quasi sovrapponibile alle condizioni fisiologiche, riservando di un intervento terapeutico breve e meno traumatico.

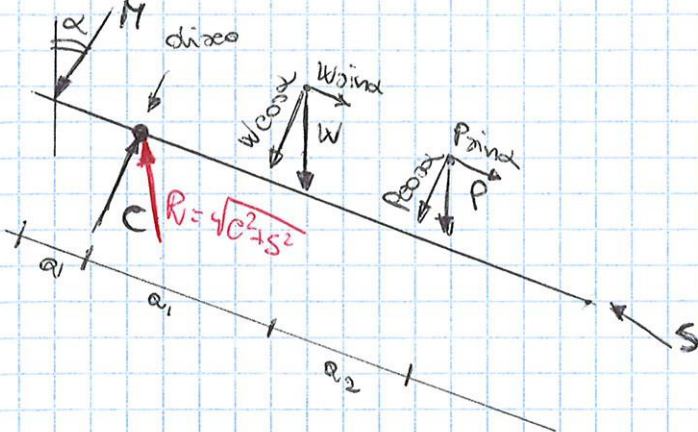
## 21. Leggi di Wolff.

Le Leggi di Wolff sostengono che le variazioni funzionali o morfologiche delle ossa determinano alterazioni della struttura della sostanza ossea e dei cambiamenti della conformazione esterna delle ossa, la prima legge di Wolff, detta "teoria generale della trasformazione ossea" dice appunto questo, basando l'ipotesi su esperienze matematiche che a oggi non sono state ancora esplicitate. La seconda legge di Wolff, detta "teoria trasversale dell'osso" sostiene che la direzione e la distribuzione delle trabecole ossee si altera al variare della storia di carico sull'osso, trovando la distribuzione media di carico in condizioni di equilibrio di un volume osseo considerato.

## 22. Principali problematiche delle protesi di alto portante.

Le principali cause di fallimento di una protesi articolare sono dovute alla rottura dell'impianto a fatica, all'usura dei componenti protesici, alla lussazione della protesi dalla sede per errore chirurgico o per via

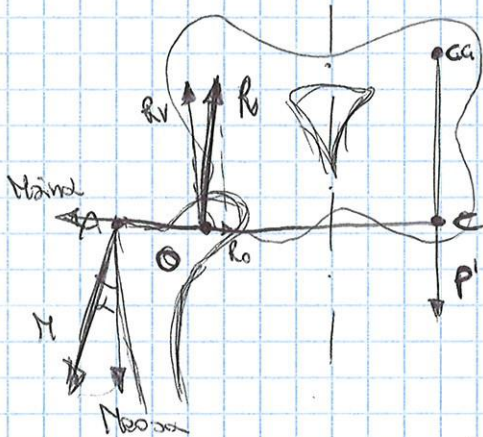
26. Utilizzando un modello semplificato colossale, in funzione del peso di un oggetto sollevato da un individuo, del peso corporeo e dei parametri anatomici, la reazione in corrispondenza del disco sopra-ombare in una posizione di inclinazione della colonna vertebrale, sul piano sagittale, pari ad  $\alpha$  rispetto ad un asse verticale.



$$\begin{aligned} \uparrow C &= M + W \cos \alpha + P \cos \alpha \\ \leftarrow S &= (W + P) \sin \alpha \\ + \circlearrowleft M_A &= W a_1 + P (a_1 + a_2) \Rightarrow M = \frac{W a_1 + P (a_1 + a_2)}{a_1} \\ C &= \frac{W a_1 + P (a_1 + a_2)}{a_1} + (W + P) \cos \alpha \\ R &= \sqrt{C^2 + S^2} \Rightarrow C \sim 3-4 \text{ peso corporeo} \end{aligned}$$

Se invece P cresce omnia e, oltre ad attivare i muscoli addominali che contraendosi creano uno stato di tensione per separare le vertebre. (W peso corporeo; P peso oggetto da sollevare)

27. Trovare la reazione dell'anca in appoggio monopodale.



$$\begin{cases} R_o \pm M \sin \alpha = 0 \\ R_v - M \cos \alpha - P' = 0 \\ P' = P - \frac{1}{6} P = \frac{5}{6} P \\ M \overline{AO} - P' \overline{OC} = 0 \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} R_o = M \sin \alpha \\ R_v = M \cos \alpha + P' \\ M = \frac{P' \overline{OC}}{\overline{AO}} \end{cases}$$

$$\Rightarrow R = \sqrt{R_o^2 + R_v^2} = \sqrt{\left(\frac{P' \overline{OC}}{\overline{AO}}\right)^2 \sin^2 \alpha + \left(\frac{P' \overline{OC}}{\overline{AO}}\right)^2 \cos^2 \alpha + P'^2 + 2 P' \cos \alpha \frac{P' \overline{OC}}{\overline{AO}}}$$

$$\Rightarrow R = \sqrt{\left(\frac{P' \overline{OC}}{\overline{AO}}\right)^2 + P'^2 + 2 P'^2 \cos \alpha \frac{\overline{OC}}{\overline{AO}}} = P' \sqrt{\left(\frac{\overline{OC}}{\overline{AO}}\right)^2 + 1 + 2 \frac{\overline{OC}}{\overline{AO}} \cos \alpha}$$

Si assume il rapporto  $\frac{\overline{OC}}{\overline{AO}}$  è circa pari a 3 l'esperienza di R si riduce

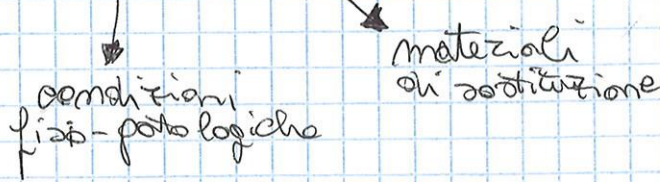
$$R = \frac{5}{6} P \sqrt{10 + 6 \cos \alpha}$$

$2,63P < R < 3,33P$ . Possiamo concludere che  $R \approx 3,5P$

Il tessuto osseo risponde alle sollecitazioni.

Esempio, "Mechanical prop. of bone"

Comp. sotto carico → accopp. con altri materiali (bio compatibili / meccanica)



Diversi livelli di dettaglio (completo scheletro, osso livello singolo / cellulare)

Caratt. meccaniche dipendono dall'osso, specie animale, età, sesso

↓  
cambiano nel tempo

- modulo elastico
- rigidità
- tensioni / deformazioni
- tensioni rottura (fatica)

} in vivo o in vitro

Osso anisotropo: comp. diversi per direzioni di sollecitazione diverse

tens. rottura e E in relazione alla densità (densitometria)

(leggi e equazioni tabella sulle slide)

Corticale + rigido di spongioso.

↓  
immagazzina molta energia

pag. 20/21

Osso umido / osso secco

Comportamento a fatica (curva di Wohler)  
(metatarso del cavallo da corsa)

# RIMODELLAMENTO

## OSSEO

- Trabecole disposte in maniera non casuale
- Fasi arciformi

Varia l' inclinazione del collo: deformità patologiche  
(Valgo: verticalizzata; varo: orizz.)



Conformazione che avviene alla parte centrale del corpo  
(ginocchio a X)

Trabecole direzionate in funzione del carico ([F]modellamento funzionale)

- Follow up
- Von Meyer / Cullmann
- Wolff (legge della trasformazione dell'osso)
  - ① teoria gen. della transf. ossea
  - ② teoria traiettoriale dell'osso

Bone modeling (formaz. per accrescimento): le forme non sono codificate a livello genetico, ma in parte epigenetico

Bone healing (riparaz. delle fratture): dipende dalla qualità di sintesi della frattura

Bone turnover (ricambio osseo): microfessure fisiologiche che informano le cellule a ricambiarsi e riprotonarsi

Addensamento o rimodellamento: ipertrofia o atrofia

[osteotomia: taglio del tendine]

[osteotomia: taglio di un pezzo d'osso] ~~ovvero osso~~

# FISSAZIONE ESTERNA (La stazio)

Dot. Aloj

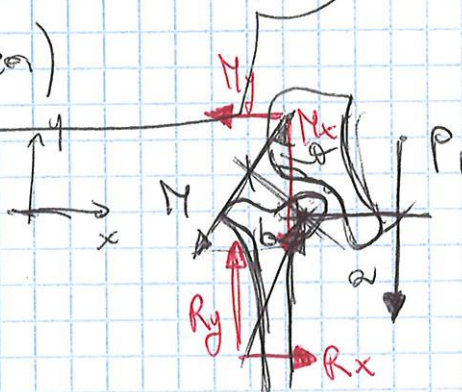
[Pacehe a stabilità angolare]

(Ogni volta che si opera si introduce un danno)

[Fissatori espandibili]

## OSSEGGIENESI DIRAZIONAVE

(curva ilica)



$$M_x + P_1 = R_x$$

$$R_y = M_y$$

$$M_y = M \sin \theta$$

$$M_x = M \cos \theta$$

$$M_x = M \cos \theta$$

$$P_1 a = M b$$

$$M = \frac{P_1 a}{b}$$

$$M_x + P_1 = R_x$$

$$R_y = M_y$$

$$M = P_1 \frac{a}{b}$$

$$M = \sqrt{M_x^2 + M_y^2} = \sqrt{(R_x - P_1)^2 + R_y^2}$$

$$= \sqrt{(R_x)^2 + P_1^2 - 2R_x P_1 + (R_y)^2}$$

$$= R \sqrt{P_1^2} \sqrt{R^2 +}$$

# ANCA

[Embocini]

Angolo di inclinazione tra l'asse della diafisia e l'asse del collo.

Asse meccanico

Proteggere per recuperare i movimenti fisiologici

Flessione / Muscoli biarticolari

Circonduzione (come di esse.)

Esoscheletro → Non invasive

DETERMINANTI DEL PASSO

[Alaplania]

Quali sono i carichi articolari?



La parte nominale  
compone sotto i  
carichi

→ prime protesi in  
anca

Leve di primo genere nel cu

Forza peso bilanciata dalle forze muscolari

Alaplania di Pawels: leva di I° genere in appoggio monopodal

Direzioni risultante parallelo a uno dei assi trabecolari

Charley

# Materiali

metallici CrCoNb, Ti

polimerici : polietilene UHMWPE

↓  
ad altissimo peso molecolare

ceramiche

Protesi cementate : osso - PMMA - protesi

Protesi non cementate

(ossio in cementato) in base ad osso

[idrossiapatite]

COTILI [manodattura]

↳ press fit : accoppiamento sotto pressione

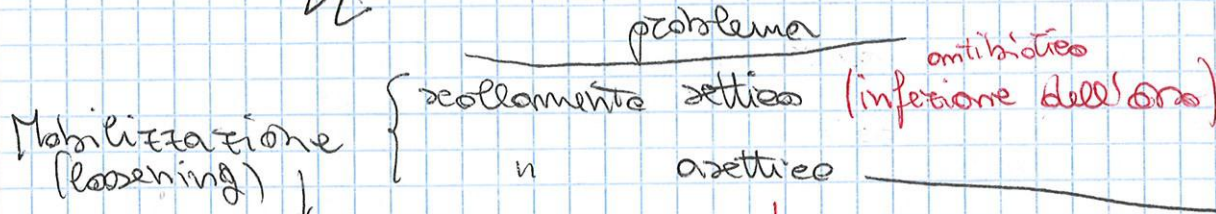
Stelo : dritto / anatomico

Corno motore

Endoprotesi → fine  
↳ brachiocefali

Protesi cementata vantaggio: protesi per paziente "custom made"  
(protesi personalizzata) → intervento più veloce  
svantaggi: introduzione di un altro materiale che  
si può rompere (caratteristiche e materiali)

Riduzione del rischio lussazione: • cotile con tettuccio  
• testine più grandi



momento di omologazione

senza infezione  
(determinata dal pts di vita meccanico, situazione iniziale di impianto)

si predilige un'interfaccia proximale a una distale.  
[Suddivisione di Gersen] / De Lee

[Protrusione della testa] fallimento, usura dell'acetabolo

Fili metallici nel polietilene per esami radiografici,



zag. biologiche  
" meccaniche

reatione alle particelle di usura del polietilene

NON biocompatibili

vanno nell'interfaccia tra protesi e osso

taccidi che si staccano e si distaccano nell'amb. fisiologico

oggetti estranei

macrofagi → mangiano anche i ponticelli ossei

mobilitazione

pop

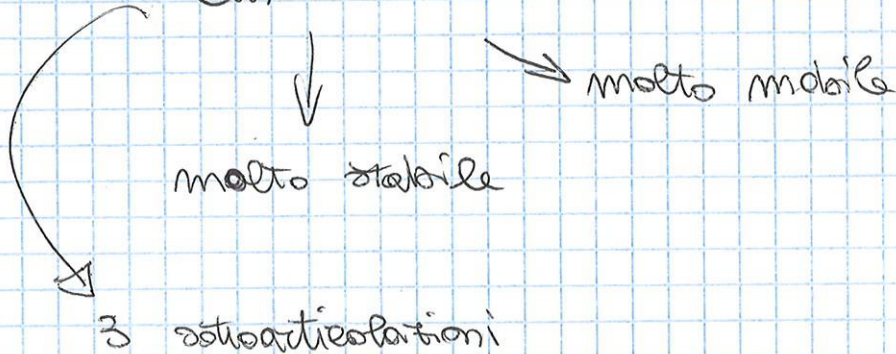


# PROTESI DI REVISIONE

[min. elizangia]

[impingment]

## Alnocetio



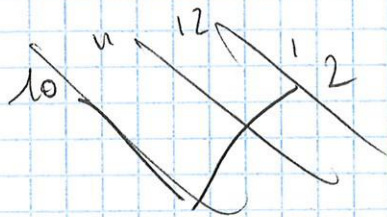
## ROTTA

caricava da potenza il quadrizipite

Menischi: distribuz. dei carichi!

[clinical biomechanics]

[punti di appoggio]



Navigazione in chirurgia

[Gobles per il recupero dell'asse meccanico]

[precisione impianto, ortopedia]

---

## CAVILIA

3 elementi : tibia, perone, astragalo

più di un'articolazione

tibio-astragalica IMP.!

malleoli mediali e laterali

tibio-peroneale (artrosia/proximale)

Malleoli non parali

---

Concetti articolari  $\approx$  3-4 W

Artrosi minore che nelle altre articolazioni

ARTRODESI : bloccare l'articolazione

[Curva di apprendimento molto lunga : periodo di pratica dell'ortopedico]

[Anatom. of the Locomotor Apparatus]

Si preferisce il disco intervertebrale

Unità motoria: due vertebre contigue

Dischi intervertebrali

↓  
forma biconvessa

operazi diversi  
ai vari livelli  
vertebrale

① Anello fibroso periferico (Annulus)

② Nucleo polposo nella pt. centrale

↓  
Assorbe i carichi

Legamenti

---

Mobilità della colonna

Articolazione: tanti piccoli movimenti permettono un unico ampio movimento

- Ectemiatomia
- Decompr. discale
- cost. parziale del disco
- " totale del disco
- olivectomia
- fusione

### INTERVENTI

↓  
Autoduro

[Riempitivi ossei]  
[DIAM]

↓  
Autoplastica

↓      ↓  
proteini disca      proteini midollo

---

### Deformità delle curve della colonna

Scoliosi → def. tridimensionale

↓  
si cerca di bloccare [scoliosi idiopatica]  
insorge in età adolescenziale

Gradi di scoliosi : gradi di Cobb

(sotto i 15° Cobb no intervento)

$\theta < 15^\circ$  Cobb

$15^\circ < \theta < 25^\circ$

$\theta > 25^\circ$

↙  
irreversibile  
e degenera

Gibbo → gobba [vedi bene]



[triangolo della taglia]



Simmetrico se  
No scalari

mm

Corsetti: frenano l'evoluzione della sezione  
NON SI RIPARA (in fase evolutiva)

Maturità ossea : radiografico



test di Rimer  
5 gradi di ossificazione  
↳ al raggiungimento di 5 ritagli  
il corsetto

Gradi Cobb  
esame diretto  
Gradi Rimer

Corsetti devono avere un vincolo: il Bachelo



vincolo + 3 valse che appaiono le forze pu trazione  
+ cinghie trasversali per direzione

Corsetti attivi, corsetti passivi



applicano forze  
più puntuali

# Legge di Stirling

Esperimento di quick-release



misura di forze e lunghezze

Muscolo :  $\left\{ \begin{array}{l} \text{comp. contrattile (stato attivo)} \\ \text{2 comp. elastici} \end{array} \right.$

Def. del comp. contrattile :

- relazione tra  $\vec{F}$  e  $\vec{v}$
- velocità di inizio acceleramento del muscolo

Stato attivo : determina la contrazione

[scintigrafia]

[PUL → approcci parenterali]

[inerzia vescico-finterica]

[laparoscopia]

[Dario Fontana / protezi]

---

[NPT] [Imperiosità minzionale]

[Aet] [pugne emostatiche]

Variocoele → aumento della temperatura → concosca di infertilità

[Defunzionalizzazione dell' intestino]