



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 962

DATA: 08/05/2014

A P P U N T I

STUDENTE: Tortorici

MATERIA: Bioingegneria Meccanica

Prof. Bignardi

Il presente lavoro nasce dall'impegno dell'autore ed è distribuito in accordo con il Centro Appunti.

Tutti i diritti sono riservati. È vietata qualsiasi riproduzione, copia totale o parziale, dei contenuti inseriti nel presente volume, ivi inclusa la memorizzazione, rielaborazione, diffusione o distribuzione dei contenuti stessi mediante qualunque supporto magnetico o cartaceo, piattaforma tecnologica o rete telematica, senza previa autorizzazione scritta dell'autore.

**ATTENZIONE: QUESTI APPUNTI SONO FATTI DA STUDENTIE NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.**

PROSSIMALE: parte dell'arto più vicina al punto di attacco al tronco.

DISTALE: parte dell'arto più lontana dal punto di attacco al tronco.

ABDUZIONE: allontanamento di un arto dal piano sagittale mediale verso l'esterno del corpo.

ADDUZIONE: avvicinamento di un arto al piano sagittale mediale.

SISTEMA SCHELETRICO

Il sistema scheletrico è formato da ossa, articolazioni e dai tessuti ad esse associati (per esempio cartilagine e legamenti) e costituisce circa il 18% del peso corporeo.

Gli elementi ossei sono circa 206 in un individuo adulto e sono formati da tessuto osseo, tessuto sanguigno e tessuto nervoso. Alcuni elementi ossei contengono il midollo osseo e alcuni altri sono rivestiti da tessuto cartilagineo nella zona articolare.

Le funzioni del sistema scheletrico sono:

- costituire l'impalcatura del corpo;
- proteggere le strutture vitali;
- fornire aree di ancoraggio a muscoli e legamenti;
- prendere parte alla formazione del sangue (grazie al midollo osseo);
- prendere parte al controllo del contenuto di calcio e fosforo del corpo.

In relazione alla loro forma, le ossa vengono raggruppate in 5 categorie:

ossa lunghe: con dimensione longitudinale molto maggiore delle altre (femore)

ossa corte: senza una dimensione preponderante (ossa carpali)

ossa piatte: sottili (ossa del cranio)

ossa irregolari: forma complessa (vertebre)

ossa sesamoidi: fuse con i tendini (rotula)

Le ossa lunghe hanno una **diafisi** (parte lunga centrale) e una o più **epifisi** (parti estreme).

La funzione del singolo elemento osseo determina sia la sua configurazione interna che, di conseguenza, quella esterna.

A livello macroscopico esistono due tipi di tessuto osseo:

- osso compatto o corticale: è un materiale denso e costituisce la diafisi e il guscio esterno delle epifisi nelle ossa lunghe, il guscio esterno delle ossa corte e i tavolati esterni delle ossa piatte;
- osso spongioso o trabecolare: è composto da tessuto osseo organizzato in modo da formare tante travate variamente intrecciate tra loro (*trabecole*), orientate secondo le tensioni principali alle quali è sottoposto l'osso. È situato nelle epifisi delle ossa lunghe, tra gli strati di osso corticale nelle ossa piatte e costituisce le ossa corte.

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

La superficie esterna dell'osso (tranne che nelle superfici articolari, che sono rivestite di cartilagine) è avvolta dal **periostio**, una membrana ricca di vasi sanguigni, vasi linfatici e fibre nervose. Il periostio è composto da due strati: uno esterno (fibroso) e uno interno (ricco di cellule, soprattutto osteoblasti). Gli *osteoblasti* sono inattivi nell'osso completamente sviluppato (si trasformano in osteociti), ma in determinate circostanze riprendono la loro attività formando nuovo osso.

Il tessuto osseo è costituito da cellule ossee (**osteociti**) immerse in una sostanza intercellulare calcificata (**osteoid**) formata da sostanza fondamentale e fibre di collagene. Vi si trovano anche una sostanza cementante e sali minerali (tra i più importanti: fosfato di calcio, carbonato di calcio, fosfato di magnesio).

mediante ultrasuoni.

Le prove che sollecitano l'osso si basano sull'applicazione di forze misurabili su provini su cui vengono misurate le variazioni di lunghezza. Gli allungamenti vengono misurati tramite estensimetri elettrici a resistenza, estensometri elettrici o otticamente. Da prove meccaniche di questo tipo si ottiene una curva tensioni-deformazioni la cui pendenza fornisce il valore del modulo elastico (o modulo di Young) del materiale e dalla quale si possono ricavare i valori della tensione di snervamento, della tensione di rottura e le relative deformazioni.

Le prove che sollecitano l'osso sono tradizionalmente distruttive: a volte vengono imposte sollecitazioni al di sotto del limite di snervamento, con il vantaggio di poter provare lo stesso campione di osso in direzioni diverse (per verificarne il grado di anisotropia) e in condizioni diverse di sollecitazione.

Le prove con ultrasuoni sono basate sulla relazione che lega la velocità del suono in un materiale e le sue proprietà elastiche: infatti il modulo di Young è proporzionale al quadrato della velocità del suono attraverso un materiale, $v^2 = E/\rho$. L'uso degli ultrasuoni permette la sperimentazione in vivo.

Possono essere utilizzate, inoltre, le emissioni acustiche dell'osso sotto carico dovute a microfratture. I segnali di emissione acustica, rilevati parallelamente alla curva tensioni-deformazioni, individuano la formazione delle prime fratture con l'apparizione di discontinuità sempre più frequenti man mano che si avvicina il punto di rottura del provino. Se ne dedusse che il comportamento non lineare dell'osso corticale prima della rottura è dovuto alla graduale formazione di microfratture.

Con le misure densitometriche si può risalire dalla densità al modulo elastico o alla tensione di rottura mediante relazioni proposte da vari autori (per esempio quelle di Carter e Hayes del 1977). La determinazione delle densità locali del tessuto osseo può essere realizzata in vivo utilizzando tecniche densitometriche quali: MOC (mineralometria ossea computerizzata), Dexa (assorbimetria a raggi X a doppia energia), analisi videodensometrica di lastre radiografiche.

I moduli di Young ottenuti tramite tutte queste tipologie di prove vanno circa dai 5 ai 26 Gpa.

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

Grazie alla sua struttura, l'osso spongioso ha un'alta capacità di immagazzinare energia. La sua conformazione risulta da una ottimizzazione della distribuzione del materiale per avere la massima resistenza in relazione ad una determinata funzione. L'osso spongioso, però, non è adatto a sopportare carichi concentrati: la sua azione è sinergica con quella di sottili strati di osso compatto.

Il guscio di osso corticale viene reso stabile dalla presenza riempitiva della struttura trabecolare; a sua volta, l'osso spongioso acquisisce capacità di resistenza dall'azione contenitiva del guscio di osso corticale. La combinazione dei due materiali risulta avere una resistenza complessiva superiore a quella relativa ai singoli componenti.

Il rapporto tra la densità dell'osso compatto e quella dell'osso spongioso varia da 2 a 8.

Consideriamo due provini cilindrici (uno di osso corticale e l'altro di osso trabecolare) di uguale altezza h e di uguale massa m con sezioni rette rispettivamente A_c e A_s , tensioni di rottura rispettivamente σ_c e σ_s e densità rispettivamente $\rho_c = m/V_c$ e $\rho_s = m/V_s$. Possiamo scrivere:

$$m = \rho_s V_s = \rho_c V_c$$

Cioè:

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

La forza applicata è:

$$F = \sigma_s A_s = \sigma_c A_c$$

Semplificando e facendo il rapporto tra le ultime due relazioni si ottiene:

$$\sigma_s / \sigma_c = \rho_s / \rho_c$$

Tuttavia sperimentalmente si trova che la tensione di rottura dell'osso spongioso non è da 2 a 8 volte inferiore a quella dell'osso compatto, bensì 30 volte inferiore.

Si pensa che tale discrepanza sia dovuta al fatto che le trabecole dell'osso spongioso cedono a compressione per instabilità. A conferma di ciò è stato dimostrato che con l'invecchiamento la parte

longitudinale erano all'incirca perpendicolari alla direzione del carico applicato. A compressione si creavano piani di frattura obliqui, corrispondenti ai piani sui quali le sollecitazioni di taglio sono più elevate. Anche Reilly ottenne risultati simili. Tali osservazioni vennero interpretate nel senso che esiste una differenza di comportamento a trazione e a compressione dei micromeccanismi di frattura dell'osso associati allo snervamento.

Per capire il meccanismo di frattura dell'osso corticale, Currey e Brear (1974) condussero analisi microscopiche sullo snervamento dell'osso. Il materiale venne caricato o a flessione o a compressione, a volte in campo elastico, a volte oltre il limite di snervamento e a volte fino a rottura. Nel materiale caricato a flessione in campo elastico non furono visibili chiare linee di frattura (tranne che in corrispondenza dei vasi sanguigni), mentre nei provini in cui si arrivò allo snervamento si notarono numerose linee di frattura che attraversavano il provino a partire dalla superficie in trazione. Talvolta vi erano anche linee di frattura oblique rispetto alla direzione del carico sul lato in compressione, di tipo diverso da quelle corrispondenti sul lato in trazione.

In uno studio simile Carter e Hayes (1977) condussero un'analisi microscopica del danno creato nell'osso corticale sottoposto a carichi ciclici di flessione. Confrontando le superfici di frattura dei provini con quelle ottenute in prove a flessione statica, si notò che esse erano simili nei due casi: si formavano una frattura trasversale nel lato sottoposto a trazione e una frattura obliqua nel lato in compressione.

Qualunque sollecitazione muscolare o dovuta a carichi esterni alla quale è soggetta la struttura ossea è variabile nel tempo e dunque costituisce una sollecitazione a fatica. Dal diagramma di Wohler delle prove si nota che al diminuire del carico aumenta la durata (espressa in termini di numero di cicli di carico che il materiale sopporta prima della rottura). Esiste anche un limite di fatica, cioè un carico al di sotto del quale la durata diventa illimitata. La rottura verificatasi in soldati sottoposti a marce molto lunghe è una delle prove che l'affaticamento dell'osso esiste.

È stato provato che l'osso con una più alta densità di sistemi haversiani è dotato di una più alta resistenza a fatica. I canali di Havers, infatti, si comportano come "crack arrestor": essi hanno elevati raggi di curvatura rispetto all'apice di una cricca, cosicché per una ulteriore progressione della frattura sono richiesti carichi maggiori.

Più elevata è la sollecitazione, più veloce è la progressione della cricca. Se i carichi sono sufficientemente bassi, l'azione riparativa dell'osso porta a guarire la frattura e ad annullare l'azione dell'affaticamento. Se i carichi sono molto elevati, l'azione riparativa non è sufficiente ad evitare la frattura.

Un materiale composito perde in modo graduale e progressivo la proprietà di rigidità e resistenza durante la sua vita a fatica. Carter e Hayes (1977) studiarono il comportamento di provini di osso in precedenza provati a fatica e lo confrontarono con quello di provini non precedentemente sollecitati. Le loro analisi rivelarono una riduzione del 13% della resistenza a trazione e una riduzione fino al 20% della rigidità; unitamente a tali perdite si registrarono aumenti dell'isteresi e della non linearità delle curve tensioni-deformazioni.

Se in un corpo si esegue un piccolo foro, sebbene la sezione resistente venga ridotta di una quantità trascurabile, lo stato di sollecitazione diventa più pericoloso perché la rapida variazione di forma della sezione resistente intorno al foro induce picchi di tensione che possono ammontare a più volte il carico medio. Questo fenomeno è provocato da qualsiasi variazione brusca di forma o di sezione ed è noto come effetto d'intaglio o concentrazione di tensione. In una prova di torsione su una tibia intagliata si è riscontrata una riduzione fino al 90% dell'energia assorbibile rispetto a una tibia integra, mentre la deformazione a rottura si riduceva del 70%.

Negli impianti protesici cementati, all'interfaccia tra osso e cemento si sviluppano temperature piuttosto elevate. Risulta, quindi, utile conoscere il comportamento meccanico dell'osso a varie temperature. Bonfield e Li (1968) provarono l'osso corticale a temperature comprese tra i -58°C e i 90°C e osservarono che il modulo elastico decresce all'aumentare della temperatura.

(metodo per tracciare le direzioni principali), e si convinse della corrispondenza tra la struttura dell'osso e le traiettorie delle tensioni principali. Su queste basi propose la legge di Wolff: sotto carico e in seguito ad alterazioni patologiche della forma esterna degli elementi ossei, la trasformazione dell'architettura dell'osso segue leggi matematiche. La legge è composta da:

- teoria generale della trasformazione ossea: ad ogni variazione dei requisiti funzionali corrisponde una variazione architettonica del tessuto osseo e tale corrispondenza può essere descritta in forma matematica;
- teoria traiettoriale dell'osso: la distribuzione e la direzione delle trabecole ossee si altera dinamicamente al variare della storia di carico esterna e in condizioni di equilibrio l'organizzazione delle trabecole riflette la storia di carico media a cui quel volume di tessuto osseo è soggetto.

Esistono tre processi distinti in cui si osserva una chiara correlazione tra azioni meccaniche e organizzazione strutturale del tessuto osseo: bone modeling, bone healing e bone turnover.

Il bone modeling è il processo di formazione per accrescimento. La forma delle ossa appare ottimizzata rispetto alla funzione meccanica a cui esse sono preposte. Tale forma non risulta essere completamente codificata a livello genetico; essa è in parte il risultato di un processo epigenetico (epigenesi: sviluppo graduale o postformazione di strutture differenziate a partire da cellule indifferenziate). Esistono molteplici evidenze che durante la maturazione scheletrica la morfologia locale delle ossa di supporto viene definita anche dalla storia di carico fisiologica.

Il bone healing è il processo di riparazione delle fratture. La riorganizzazione morfologica e strutturale che si osserva in casi di fratture mal ridotte è stata sempre riportata come una delle evidenze principali a supporto della teoria di Wolff.

Il bone turnover è il ricambio osseo. Durante la giornata, l'osso è soggetto a una storia di carico che provoca un continuo processo di ricambio della sua matrice extracellulare al fine di garantire l'omeostasi calcica nel sangue e l'integrità strutturale dello scheletro. Il legame tra questo processo e le azioni meccaniche può essere giustificato considerando che la storia di carico fisiologica sia sufficiente a produrre microdanneggiamenti della matrice ossea. Il danneggiamento a fatica dello scheletro sarebbe quindi una condizione fisiologica piuttosto che patologica.

Risulta ancora impossibile stabilire in maniera inequivocabile e quantitativa la relazione tra carichi meccanici, stimolazione e inibizione dei processi di apposizione e riassorbimento ossei: per questo negli ultimi anni si è condotta una revisione critica degli esperimenti condotti sul rimodellamento osseo. Gli esperimenti condotti si classificano in due gruppi: quelli tesi ad indurre ipertrofia (o deposizione) e quelli tesi a produrre atrofia (o riassorbimento).

Gli esperimenti sull'atrofia ossea sono tutti basati su tre tecniche: permanenza a letto, assenza di gravità ed immobilizzazione. È stata misurata una perdita di BMC (bone mineral content) e una riduzione di CSA (cross section area).

Gli esperimenti sull'ipertrofia ossea possono essere chirurgici (alterazione chirurgica dell'anatomia o inserzione di dispositivi simili a fissatori esterni) o non chirurgici.

I lavori di Lanyon e Rubin (1984-85) hanno prodotto evidenze nette dell'esistenza di un meccanismo di adattamento funzionale. Hanno dimostrato che l'assenza di carico o l'imposizione di un carico costante nel tempo producono un aumento della porosità corticale (per questo è meglio che nelle protesi sia possibile qualche micromovimento). Imponendo una sollecitazione di intensità paragonabile a quella fisiologica (ma non in direzione), hanno visto che sono sufficienti 4 cicli di carico al giorno per mantenere il contenuto minerale, mentre con 36 cicli al giorno si osserva una netta risposta ipertrofica già dopo 3 settimane.

Sulla base degli esperimenti descritti si può affermare che quando un segmento osseo di supporto viene esposto a livelli di sollecitazione significativamente diversi da quelli fisiologici, esso reagisce con variazioni di massa tissutale legate alla variazione di carico imposta. Inoltre in esperimenti di lunga permanenza a letto è stato osservato che le ossa più sollecitate in condizioni fisiologiche tendono a demineralizzarsi maggiormente rispetto a strutture ossee che non vengono sollecitate per lunghi periodi.

ARTICOLAZIONI

Le articolazioni si dividono in:

- articolazioni immobili (o sinartrosi o articolazioni fibrose): le ossa sono unite da fibre di collagene e non è consentito alcun movimento (per es nel cranio);
- articolazioni semimobili (o anfiartrosi o articolazioni cartilaginee): le ossa sono tenute insieme da fibrocartilagine e sono permessi piccoli movimenti (per es vertebre e sinfisi pubica);
- articolazioni mobili (o diartrosi o articolazioni sinoviali): le ossa sono tenute insieme da legamenti e muscoli e sono permessi ampi movimenti. Le estremità dell'osso sono ricoperte di cartilagine articolare.

Inoltre si definiscono enartrosi le articolazioni mobili a superfici articolari sferiche (per es anca) e artrodie le articolazioni mobili a superfici articolari piane (per es mano).

Le cartilagini sono tessuti connettivi molto simili al tessuto osseo, dal quale differiscono per la presenza di fosfati di calcio (che si trovano in maggior quantità nel tessuto osseo).

Si distinguono 3 diverse famiglie di cartilagine:

- *cartilagine ialina*: anche detta cartilagine articolare, si trova nelle coste, nel naso, nei bronchi, nella trachea e nelle articolazioni. Ha la funzione di rivestimento delle superfici articolari e il suo spessore varia da 1 a 5 mm anche all'interno della stessa articolazione. Svolge 3 compiti principali: riduce l'attrito, distribuisce i carichi e ammortizza i carichi impulsivi. Contiene poche fibre di collagene ed è resistente e flessibile;
- *fibrocartilagine bianca*: si trova nella sinfisi pubica, nei dischi intervertebrali, nei menischi del ginocchio, nei cercini articolari e nelle zone di collegamento tra ossa e tendini. Contiene un elevato numero di fibre di collagene ed è rigida;
- *fibrocartilagine elastica bianca*: si trova nelle orecchie, nella laringe e nella epiglottide. Contiene fibre elastiche ed è resistente ed elastica. Ha la funzione di mantenere la forma di un corpo.

La cartilagine non ha un'alimentazione sanguigna, non presenta terminazioni nervose e in caso di danni la sua riparazione richiede molto tempo.

Nella cartilagine articolare si possono distinguere 4 strati in base all'organizzazione e al contenuto di collagene: strato superficiale, strato intermedio, strato profondo e strato di cartilagine calcificata. Lo strato superficiale presenta la maggior quantità di acqua e di collagene e la minor quantità di proteoglicani. Le fibrille di collagene sono orientate parallelamente alla direzione del movimento della superficie articolare, rendendo questo strato particolarmente resistente agli sforzi di taglio derivanti dal movimento articolare.

Nello strato intermedio la percentuale di collagene e acqua diminuisce, mentre aumentano i proteoglicani. Le fibrille non presentano un orientamento preferenziale.

Nello strato profondo il contenuto di collagene e acqua rimane costante, mentre i proteoglicani raggiungono la massima concentrazione. Le fibrille si orientano perpendicolarmente alla superficie dell'osso sottostante, col quale si fondono nella zona calcificata.

Anche la disposizione e la forma dei condrociti differisce in funzione dello strato considerato. Nello strato superficiale i condrociti hanno forma ovoidale con l'asse lungo disposto nella direzione principale di scorrimento dell'articolazione. Nello strato intermedio hanno forma globulare e sono disposti in maniera omogenea. Nello strato profondo hanno forma globulare, ma formano dei complessi di 2-6 cellule detti *gruppi isogeni*.

Le articolazioni mobili sono racchiuse in una *capsula*, il cui strato interno è rivestito da una membrana che produce il *liquido sinoviale*. Il liquido sinoviale riempie la cavità sinoviale lubrificando l'articolazione e nutrendo la cartilagine.

L'azione smorzante delle articolazioni è data dal cedimento della cartilagine, dall'espulsione del liquido sinoviale e dalla deformabilità dell'articolazione. Il liquido sinoviale, infatti, bagna la cartilagine e ne riempie le porosità.

lateralizza il gran trocantere.

Noble (1988) ha condotto uno studio su circa 200 femori di donatori dall'età compresa tra i 22 e i 95 anni misurando i parametri che definiscono la geometria del femore. La maggioranza dei parametri misurati si avvicinava a una distribuzione gaussiana. L'analisi statistica delle relazioni tra due dimensioni indicava che la variazione dei parametri non è arbitraria, ma le relazioni non sono comunque idonee a per fare una previsione dimensionale di un parametro in funzione dell'altro. In particolare si è notata un'assenza di associazione tra i profili interno ed esterno del canale midollare.

L'acetabolo è il componente concavo del giunto sferico ed è il risultato di una fusione in età adulta di 3 elementi ossei inizialmente separati, costituenti metà bacino: *ileo, ischio, pube*. La struttura del bacino collega l'articolazione sacroiliaca e quella dell'anca.

Acetabolo e testa femorale non sono strutture perfettamente sferiche: la cartilagine articolare presenta una distribuzione asimmetrica, avendo spessore variabile su cotile e testa femorale.

La cavità acetabolare guarda in basso e in avanti. L'asse del cotile forma un angolo di 30-40° con l'orizzontale: in questo modo la parte superiore del cotile lascia parte della testa femorale scoperta. Inoltre l'asse del cotile forma un angolo di 30-40° con il piano frontale.

Durante la deambulazione l'essere umano utilizza movimenti coordinati delle articolazioni dell'anca, del ginocchio, della caviglia e del bacino per mantenere il suo centro di gravità su un piano orizzontale. Questi movimenti sono noti come *determinanti del passo*: aumentano l'efficienza, diminuiscono il dispendio di energia e rendono la camminata più aggraziata rispetto a una con le ginocchia rigide e il bacino che si muove parallelamente a se stesso.

La riduzione dell'oscillazione verticale è ottenuta tramite la rotazione del bacino, che oscilla intorno a un asse passante per la zona lombare della colonna vertebrale. Inoltre il bacino si abbassa sul piano frontale dalla parte dell'arto in oscillazione e il ginocchio dell'arto portante si flette. Il centro di gravità si sposta in che la perpendicolare passante per esso cada sulla base di appoggio. Un'andatura di questo tipo aumenta la lunghezza del passo rispetto a una senza i determinanti del passo: poiché la velocità di locomozione dipende più dall'ampiezza del passo che da un incremento della cadenza, questi movimenti permettono di aumentarla senza aumentare la cadenza, risparmiando così ulteriore energia.

L'articolazione d'anca si comporta come una leva di primo genere (vedi formule su appunti). Nella situazione di appoggio bipodale la reazione articolare sulla testa del femore è pari alla metà del peso che si scarica sulle due articolazioni; poiché ciascun arto inferiore pesa 1/6 del peso corporeo, in questa situazione su ciascuna articolazione si avrà un carico pari alla metà dei rimanenti 2/3 del peso. La forza agente sull'articolazione aumenta con l'aumentare dell'attività muscolare. Nell'appoggio unipodale il centro di gravità si sposta e si allontana dall'arto portante, creando momenti sull'articolazione che ne fanno aumentare la reazione. Il momento che il peso corporeo esercita intorno al centro della testa del femore è bilanciato dall'azione dei muscoli abduttori. Le forze relative al peso corporeo (P) e all'attività muscolare (M) producono una forza risultante articolare di compressione (R) sulla testa femorale che è orientata di circa 16° sul piano frontale rispetto all'asse verticale. Questo orientamento (ricavato geometricamente tramite uno schema di forze semplificato, la *bilancia di Pauwels*) risulta parallelo all'orientamento del sistema trabecolare mediale di testa e collo femorali ed era stato valutato da Charnley in seguito a rilievi sperimentali su cotili in politetrafluoroetilene espianati. L'azione combinata di P e M fa sì che la testa femorale sia soggetta a una forza pari a circa 4 volte il peso corporeo nella fase di appoggio unipodale della deambulazione lenta (cioè considerando nulle le azioni dinamiche). Ciò significa che nella locomozione normale l'anca è soggetta ad ampie oscillazioni del carico in compressione a seconda che l'appoggio sia uni- o bipodale. I fattori che influenzano entità e direzione delle forze di compressione agenti sulla testa femorale sono la posizione del centro di gravità e il braccio di leva dei muscoli abduttori.

La risultante articolare può essere ridotta portando il centro di gravità più vicino al centro dell'articolazione e ciò viene ottenuto, per esempio, zoppicando. Tale andatura, però, comporta

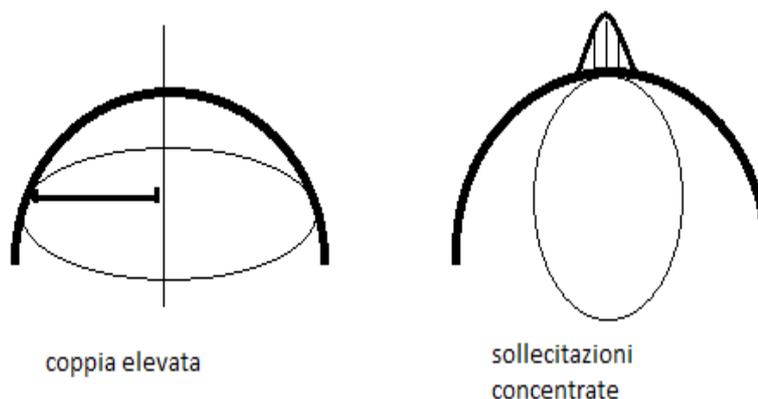


La progettazione di una protesi consiste di una parte meccanica e di una biomeccanica.

La parte puramente meccanica comprende: la progettazione di una struttura che ristabilisca le condizioni cinematiche proprie dell'articolazione naturale e che resista ai carichi a cui sarà soggetta; la realizzazione di un'interfaccia articolare in cui attrito e usura risultino minimi; la capacità di assorbire gli urti in corrispondenza del giunto articolare.

La parte biomeccanica comprende: lo studio della biocompatibilità dei materiali e dei prodotti di usura; lo studio della forma dell'impianto di modo che l'osso possa adeguarsi alla nuova situazione tensionale; lo studio dell'interfaccia protesi-osso.

Per gli accoppiamenti articolari si richiede basso attrito, bassa usura e la capacità di assorbire gli urti. Un accoppiamento metallo-metallo comporta un piccolo volume di detriti di usura, ma un alto coefficiente d'attrito che determina elevate coppie trasmesse e di conseguenza il distacco della protesi. Inoltre una lavorazione non precisa può determinare non solo alte coppie d'attrito, ma anche sollecitazioni troppo concentrate.



Un accoppiamento metallo-polietilene ad alta densità (UHMWPE) ha basso attrito e alto smorzamento, ma anche elevata usura. Si ha meno usura nell'accoppiamento ceramica-polietilene ad alta densità. Un accoppiamento ceramica-ceramica garantisce bassa usura e basso coefficiente d'attrito, ma si hanno fragilità e affaticamento del materiale.

Di solito si usa una combinazione di più materiali: si pone una superficie metallica a contatto con la

suo collegamento alla protesi. La stabilità secondaria può essere ottenuta solo se è assicurata quella primaria. In questa fase è opportuno che il carico venga concesso gradualmente: il carico totale deve essere rilasciato solo a stabilità secondaria ottenuta.

Non si conosce la precisa entità dei movimenti che impediscono la realizzazione del collegamento protesi-osso. Elevati movimenti relativi tra osso e impianto determinano un tessuto fibroso all'interfaccia, ma questo non comporta per forza il fallimento della protesi.

Una protesi in generale non dura per sempre e sono necessarie protesi da revisione, cioè secondi impianti che sostituiscano quelli ormai usurati. A differenza delle protesi di primo impianto, è difficile individuare regole generali per gli impianti di revisione: ogni caso è diverso dagli altri per le resezioni del primo impianto, per il rimodellamento osseo o per le osteolisi verificatesi.

Le protesi vengono testate con prove sperimentali e numeriche, tra le quali:

- prove di resistenza statica e a fatica sotto sollecitazioni di flessione e torsione di steli (con o senza soluzione fisiologica);
- prove di usura con simulatori;
- valutazioni di resistenza strutturale con metodi numerici.

Si è scoperto che il tipo di sterilizzazione influenza l'usura del polietilene.

Rimangono dei problemi aperti:

- usura dei cotili;
- sterilizzazione del polietilene;
- dimensione della testina;
- forma dello stelo per evitare lo stress-shielding;
- entità dei micromovimenti;
- mini invasività chirurgica;
- lussazione e impingement (la protesi è così vincolata che il collo tocca il bordo del cotile);
- effetto degli ioni metallici.

Il follow up dell'intervento viene eseguito tramite l'analisi delle lastre, che può essere fatta in modo visivo da parte dell'ortopedico seguendo il *metodo di Gruen*, che divide l'interfaccia protesi-osso in 7 aree. Altrimenti si può eseguire un'analisi tramite un software che deduca la densità dell'osso a partire dal colore più o meno intenso delle lastre.

GINOCCHIO

Il ginocchio trasmette carichi, partecipa nel movimento, aiuta nella conservazione del momento e fornisce una coppia di forze per le attività che coinvolgono la gamba. È una struttura composta da due articolazioni, quella tibio-femorale e quella femoro-rotulea.

L'articolazione tibio-femorale è formata da 2 superfici articolari, una mediale e una laterale. Sul femore si hanno due protuberanze, dette *condili*. Non sono simmetrici: il condilo laterale è piatto, mentre quello mediale è più arrotondato. Le curvature dei condili non sono costanti. Sulla tibia si ha il *piatto tibiale*: al condilo mediale corrisponde un piatto tibiale concavo, mentre a quello laterale corrisponde un piatto tibiale convesso. La superficie articolare femorale e quella tibiale sono rese conformi dai *menischi*.

L'articolazione d'anca è molto stabile e avvolgente, mentre il ginocchio è poco avvolgente e poco protetto; questo comporta una minor stabilità, ma una maggior versatilità. Il ginocchio permette di cambiare direzione velocemente nella corsa.

Il movimento del ginocchio avviene simultaneamente su tre piani, ma la mobilità sul piano sagittale è molto maggiore delle altre. I movimenti permessi dall'articolazione sono la flessione-estensione, la rotazione e uno scivolamento antero-posteriore.

Il movimento sul piano sagittale è la flessione-estensione, che va da 0° a 140°. Il piatto tibiale è formato da due emipiatti divisi dalla *spina tibiale*, che fa da perno per la rotazione.

medio: l'intersezione tra una di tali rette perpendicolari su un profilo e quella corrispondente sull'altro profilo individua un centro di istantanea rotazione. Unendo tutti i centri di istantanea rotazione si trova la polare del moto. Una volta trovata la polare del moto, si può descrivere il moto di superficie dell'articolazione. Per ogni intervallo di moto, si può tracciare una linea che unisca il centro di istantanea rotazione al punto di contatto tra le superfici articolari: la perpendicolare a tale linea indica la direzione di spostamento del carico (è il vettore velocità).

Quest'analisi non viene svolta solo per il ginocchio, ma per tutte le articolazioni con moto prevalentemente in un solo piano. Nella maggior parte delle articolazioni, i centri di istantanea rotazione si trovano a una certa distanza dalla superficie articolare e la linea indicante lo spostamento del carico è tangente alla superficie che porta il carico: questo dimostra che una superficie scivola su quella che sopporta il carico. Se il centro di istantanea rotazione coincide con il punto di contatto, l'articolazione ha un movimento di puro rotolamento e non c'è strisciamento.

Nel ginocchio, il movimento tra superfici articolari avviene sia a livello dell'articolazione tibio-femorale sia a livello di quella femoro-rotulea.

Nell'articolazione tibio-femorale, durante il movimento nel piano sagittale da completa estensione a completa flessione, la polare del moto si muove posteriormente. Tra le superfici articolari si ha una combinazione di rotolamento e strisciamento. Questo meccanismo, che impedisce al femore di rotolare giù dal piatto tibiale man mano che cresce la flessione, è dovuto ai legamenti crociati e alla geometria ossea dei condili femorali. Se il ginocchio viene esteso o flesso tramite una polare diversa, le superfici dell'articolazione tibio-femorale non scivolano tangenzialmente l'una sull'altra durante il movimento, ma subiscono o compressione o trazione. Questo interferisce con il movimento di rotazione della tibia. Il movimento a spirale dell'asse della tibia rispetto al femore durante estensione o flessione è dovuto alla configurazione anatomica del condilo femorale mediale: tale movimento garantisce una maggiore stabilità al ginocchio in ogni posizione rispetto a una semplice configurazione a cerniera. L'asse di rotazione rimane approssimativamente nell'area compresa tra i due legamenti crociati. Una differenza nel movimento o nella posizione di quest'asse di rotazione influenza la distribuzione dei carichi nell'articolazione.

L'articolazione femoro-rotulea ha un moto di strisciamento. Quando il ginocchio è completamente esteso, la rotula si articola sia con la parte mediale che con la parte laterale del femore. Oltre i 90° di flessione, la rotula ruota esternamente e solo la parte mediale del femore si articola con essa. A ginocchio completamente flesso, la rotula affonda nel solco tra i due condili.

Per ogni legge del moto, esiste una sola coppia di polari in grado di realizzarla, ma infinite coppie di profili coniugati. Alla luce di ciò, nelle protesi si possono riprodurre i profili fisiologici oppure se ne possono trovare altri che realizzino le stesse polari.

Nell'articolazione di ginocchio si riscontrano tre tipi di deformazioni.

Anche nel caso del ginocchio si possono avere deformazioni quali varismo e valgismo: nel varismo si carica di più la parte mediale dell'articolazione, mentre nel valgismo si carica di più la parte laterale. Negli uomini si ha una maggior tendenza al varismo, che arriva ad affliggere il 60% della popolazione maschile. Certi soggetti hanno un ginocchio varo e uno valgo, conformazione detta "a colpo di vento".

Si hanno deformazioni anche sul piano sagittale: si parla di ginocchio *recurvatum* se tende a flettersi posteriormente, mentre si parla di ginocchio *flexum* se tende a flettersi anteriormente.

La tibia, inoltre, può avere una torsione esterna o interna non fisiologiche.

La gonartrosi è un problema meccanico che può essere dovuto a: deformazioni femoro-tibiali; alterazioni delle superfici articolari; conseguenze di traumi ossei; rimozione di menischi; rotture di legamenti.

Le prime protesi del ginocchio erano a cerniera e consentivano la sola flessione dell'articolazione. A partire dagli anni '70 si sono introdotte le protesi sferocentriche, che cercavano di imitare la spina tibiale: permettevano una flesso-estensione meno ampia delle protesi a cerniera, ma consentivano anche una intra-extra rotazione. In seguito, più o meno nello stesso periodo, si sono iniziate a usare

Fig 1: si ipotizza che lo scheletro dell'arto inferiore sia una singola colonna compressa assialmente dal peso corporeo. Le tensioni sono di 10 kg/cm^2 .

Fig 2: il supporto è simmetrico su due piedi. Il peso corporeo si distribuisce equamente su di essi, in modo tale che su ogni piede agisca una tensione di 5 kg/cm^2 .

Fig 3: l'appoggio è monopodale. Poiché il peso non è in asse con la colonna, la tensione che esso provoca aumenta di circa 45 volte (228 kg/cm^2) ed è dovuta sia alla compressione che alla flessione.

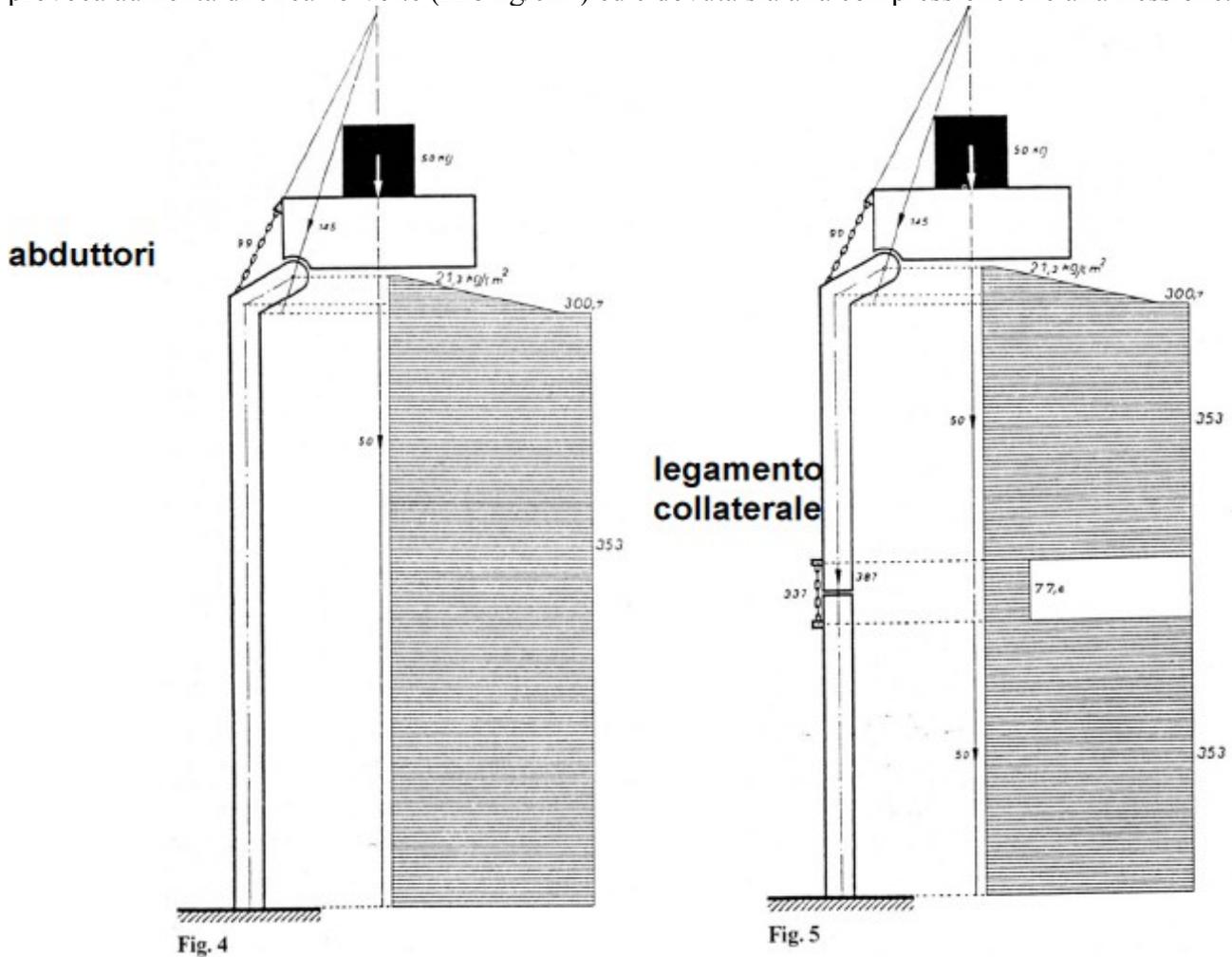


Fig 4: si inserisce l'articolazione d'anca. Sotto al peso, la parte obliqua della trave tende a piegarsi a destra, quindi si inserisce una catena in tensione che tende a piegarla verso sinistra. La catena rappresenta gli abduzioni e il suo braccio di leva (la distanza dal centro di rotazione dell'articolazione) deve essere il più lungo possibile. L'inserzione dell'articolazione aumenta la forza di compressione che agisce sulla parte alta della colonna, ma diminuisce la tensione perché la forza di compressione risultante agisce con un braccio di leva inferiore rispetto a quello del carico da solo. L'effetto flettente della risultante, e di conseguenza l'intensità della tensione, diminuisce progressivamente verso il centro dell'articolazione fino ad annullarsi grazie all'azione della catena. A questo livello la pura compressione agisce in modo tale che la tensione sull'articolazione è ridotta a un decimo ($21,3 \text{ kg/cm}^2$); la tensione sulla parte inferiore della colonna, invece, aumenta (353 kg/cm^2) perché l'articolazione la allontana ulteriormente dalla linea di azione del peso.

Fig 5: si inserisce l'articolazione del ginocchio. Per preservare la capacità di portare carico della colonna divisa bisogna inserire una catena, che rappresenta il legamento laterale. La risultante del carico e la tensione della catena agiscono sull'asse della colonna e la tensione sull'articolazione è di pura compressione. Nell'articolazione la tensione di compressione diminuisce ($77,4 \text{ kg/cm}^2$) perché la banda di tensione elimina completamente la flessione causata dal peso.

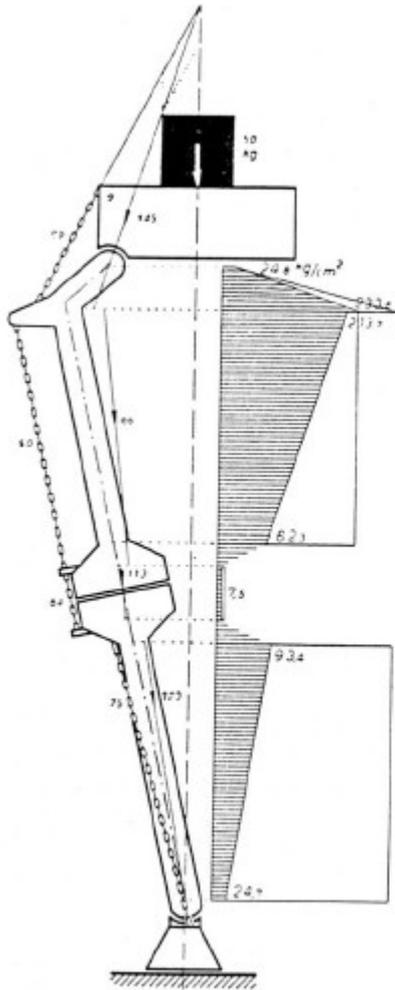


Fig. 8

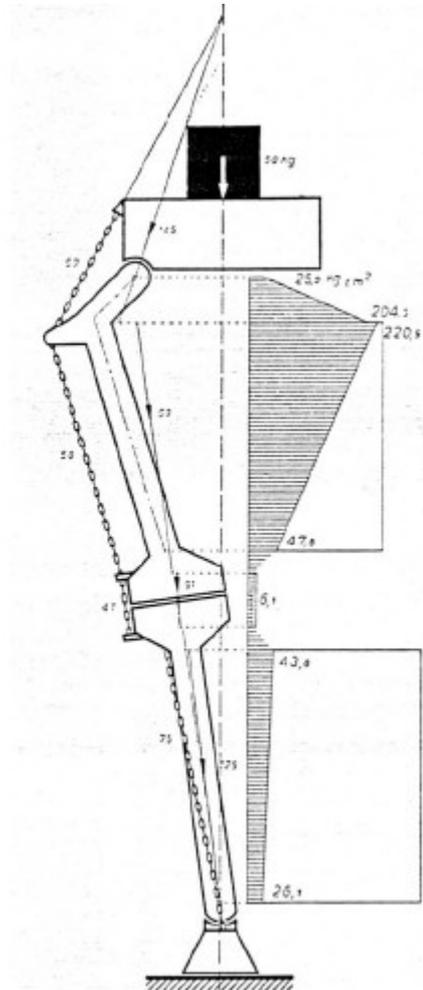


Fig. 9

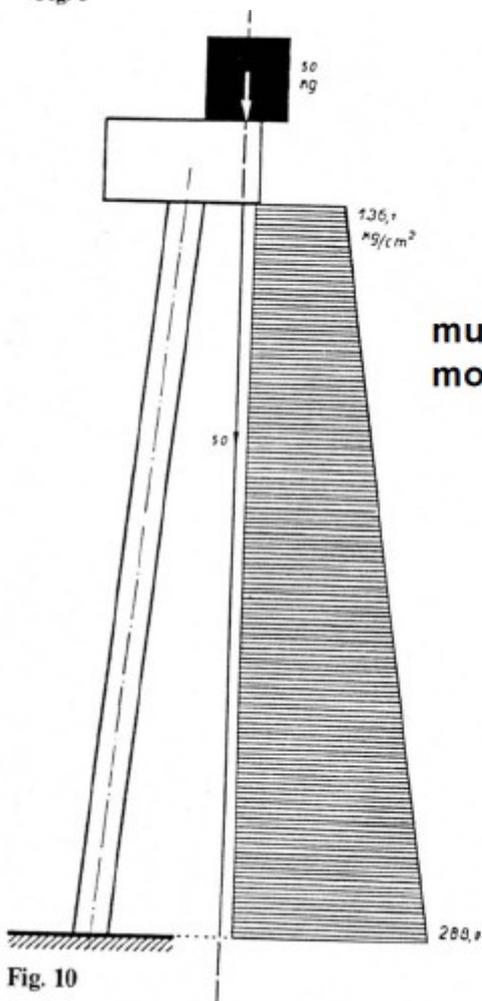


Fig. 10

**muscoli
monoarticolari**

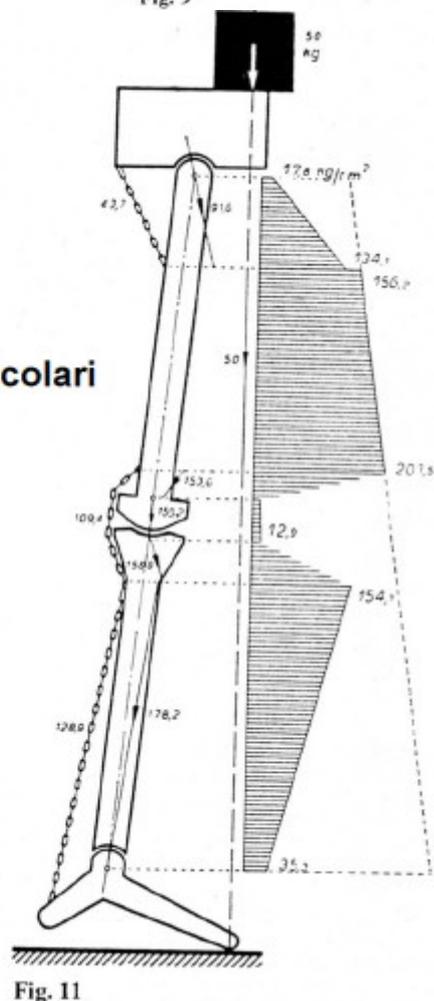


Fig. 11

SPALLA

Il sistema articolare di spalla è formato da 4 o 5 articolazioni, a seconda degli autori che lo descrivono, e sono: la scapolo-omerale o gleno-omerale (l'unica che può essere protesizzata); la scapolo-toracica; l'acromion-clavicolare; la sterno-clavicolare; la sotto-deltoidea (può essere considerata un'articolazione oppure no). Le ossa coinvolte sono omero, scapola, clavicola e sterno.

L'articolazione *scapolo-omerale* è una enartrosi. È contenuta nella capsula articolare; il cerchietto glenoideo, in fibrocartilagine, rende più profonda la superficie articolare della glena, sulla scapola, ottenendo una articolazione più avvolgente. Meccanicamente può essere assimilata a un giunto sferico e permette 3 tipi di movimento: rotazione, rotolamento e traslazione. In rotazione il punto di contatto sulla cavità glenoidea rimane costante, mentre il punto di contatto sulla testa omerale cambia durante il movimento. Nel rotolamento il punto di contatto su entrambe le superfici articolari cambia istante dopo istante. Nella traslazione il punto di contatto sulla testa omerale resta costante, mentre cambia quello sulla superficie glenoidea. Importanza fondamentale sembra avere la cuffia dei rotatori, la cui principale caratteristica sembra essere quella di far sì che la direzione della risultante dell'azione muscolare durante i movimenti fondamentali (in particolare l'abduzione) passi all'interno della cavità glenoidea e non all'esterno.

L'articolazione *scapolo-toracica* è definita falsa o fisiologica perché non presenta cartilagine, ma si tratta di due superfici che scivolano l'una sull'altra.

L'articolazione *acromion-clavicolare* è un'articolazione vera. L'acromion è una superficie della scapola.

L'articolazione *sterno-clavicolare* è un'articolazione vera ed è anche detta sterno-costo-clavicolare.

L'articolazione *sotto-deltoidea* è un'articolazione fisiologica. È formata dalla cuffia dei muscoli periarticolari e dalla borsa sierosa, che durante l'abduzione si raggrinzisce e permette il movimento.

Nel caso di patologia, essa può essere diffusa su tutto il sistema articolare (per esempio a causa di artrosi o artrite reumatoide) o riguardare solo l'articolazione scapolo-omerale (per esempio a causa di trauma o tumore). Se la patologia è locale, impiantando una protesi si può ricostruire la normale polare del moto (ricordiamo che le protesi sono previste solo per la scapolo-omerale); se la patologia è diffusa, con l'inserimento di una protesi la polare del moto si avvicina alla curva normale solo nel tratto in cui il contributo dell'articolazione scapolo-omerale è predominante.

Quando fallisce il trattamento conservativo dell'articolazione scapolo-omerale, possono essere considerate 4 ipotesi chirurgiche: artroplastica di resezione (viene resecata la testa dell'omero, lasciando un moncone all'interfaccia con la glena); artrodesi (si blocca l'articolazione: ne conseguono grandi limitazioni funzionali); sostituzione protesica dell'omero; sostituzione protesica dell'intera articolazione scapolo-omerale.

Il primo tentativo di protesi scapolo-omerale risale a fine '800 e fu realizzata dal chirurgo parigino Péan: la porzione omerale era realizzata in gomma dura ed era collegata alla scapola tramite fili di platino iridescente. La prima protesi totale di spalla di tipo moderno risale a fine anni '60 (protesi Stanmore): il materiale usato è una lega di CrCoMo ed è costituita da una sfera che sostituisce la testa omerale e da uno stelo che si inserisce nella diafisi.

Ad oggi le protesi di spalla possono essere suddivise in 3 categorie:

- *protesi di ricoprimento*: sostituiscono solo le superfici articolari e non aggiungono ulteriore stabilità a quella propria fornita dalla forma dell'osso. Le superfici accoppiate possono essere incongruenti, cioè avere curvature diverse;
- *protesi parzialmente vincolate*: aggiungono stabilità a causa della forma della superficie di rivestimento;
- *protesi totalmente vincolante o a fulcro fisso*: l'articolazione è sempre in contatto totale (tipo sfera e coppa).

Normalmente la testa sferica è collegata all'omero, mentre con una coppa viene ricostruita la cavità glenoidea; esistono, però, protesi con anatomia invertita in cui la testa protesica è ancorata alla cavità glenoidea e la coppa all'omero. In alcune delle protesi più recenti (per esempio protesi di Berlino) si cerca una fissazione supplementare fuori glenoide allo scopo di ridurre le sollecitazioni meccaniche indotte dalla protesi, che in alcuni casi risultano superiori a quelle fisiologiche.

cerniera, in quanto riduce l'attrito e fa da ammortizzatore dei carichi dinamici;

- opportunità di cerniere di dimensioni abbastanza limitate da poter essere alloggiare tra i condili omerali, permettendo così la conservazione dei legamenti;
- opportunità che le protesi a cerniera siano solo semi-vincolate;
- necessità di completare con fissazioni condilari l'ancoraggio con steli endomidollari.

COLONNA VERTEBRALE (RACHIDE)

Il rachide è composto da 24 vertebre: 7 nella regione cervicale, 12 nella regione toracica, 5 nella regione lombare. Vi sono inoltre 9-10 vertebre fisse: 5 nella regione sacrale e 4-5 nella regione coccigea.

Le funzioni della colonna vertebrale sono:

- mantenere il corpo in posizione eretta trasferendo il carico dal tronco al bacino;
- proteggere il midollo spinale;
- supportare la gabbia toracica;
- ancoraggio per molti muscoli;
- ammortizzare gli urti grazie alle curve fisiologiche;

Le curve fisiologiche si dividono in *lordosi* (concavità posteriore) e *cifosi* (concavità anteriore). Si ha una lordosi cervicale, una cifosi toracica, lordosi lombare.

Le vertebre sono ossa irregolari. Sono composte dal corpo nella parte anteriore e da tre apofisi nella parte posteriore: il peduncolo connette il corpo alle apofisi, creando una cavità in cui passa il midollo spinale. La forma delle vertebre varia a seconda della posizione in cui si trovano, cervicale, toracica o lombare. La zona anteriore è quella con minor densità trabecolare e quindi è la zona più debole. La parte anteriore regge i carichi, mentre la parte posteriore entra in gioco nella cinematica.

I corpi vertebrali sono divisi dai *dischi intervertebrali*, saldamente ancorati ai piatti vertebrali superiore e inferiore. I dischi hanno una forma biconvessa in sezione sagittale. E la loro altezza varia dai 2 ai 9 mm a seconda della regione in cui si trovano. Poiché le superfici articolari non sono conformi, la funzione del disco è quella di distribuire in modo omogeneo i carichi. È costituito da un anello fibroso periferico (*anulus*) e da un nucleo polposo nella parte centrale. L'anello è composto da strati concentrici di tessuto fibroso ed è in grado di sopportare carichi in tutte le direzioni (soprattutto il taglio). Il nucleo è gelatinoso ed ha un comportamento assimilabile a quello di un liquido incomprimibile, quindi offre una notevole resistenza alla compressione. Flessioni della colonna nel piano sagittale e frontale determinano principalmente tensioni di trazione e di compressione nell'anello fibroso, mentre le rotazioni producono tensioni di taglio. Praticando un'incisione sul disco, si ha una fuoriuscita del nucleo, indicativa di un abituale stato di compressione che mantiene teso l'anello circonferenziale e determina una tensione sui legamenti. La tensione di compressione nel disco non caricato (*precarico dei legamenti*) è di 10 N/cm².

I legamenti garantiscono un equilibrio intrinseco della colonna, cioè la colonna può stare in posizione eretta anche senza i muscoli. Si distinguono: legamento longitudinale anteriore, legamento longitudinale posteriore, legamento sovraspinoso e due tipi di legamenti intervertebrali, i legamenti interspinosi e i legamenti flavi.

Le vertebre si articolano tra loro e con le coste tramite delle faccette la cui inclinazione varia a seconda della posizione della vertebra considerata. Le vertebre cervicali hanno faccette inclinate di 45° sul piano sagittale e di 0° sul piano frontale. Le vertebre toraciche presentano un'inclinazione di 60° sul piano sagittale e di 20° sul piano frontale. Le vertebre lombari presentano un'inclinazione di 90° sul piano sagittale e di 45° sul piano frontale. Le varie inclinazioni servono a limitare l'ampiezza del movimento.

Ogni vertebra è una leva di primo genere sfavorevole.

L'articolazione sacro-iliaca è semimobile e ha un'inclinazione fisiologica di circa 30° sul piano sagittale.

L'*artrodesi* (costituita da una discectomia e da una fusione) comporta irrigidimento del rachide con conseguente perdita di mobilità. La fusione dell'osso vertebrale avviene per mezzo di innesto osseo. Le tipologie di impianto osseo sono due: autoinnesto e alloinnesto. Nell'autoinnesto si preleva osso dal paziente, normalmente dal bacino: si ha un alto tasso di fusione, ma ci sono dei rischi per il paziente (dolore nella zona di prelievo, infezione, lesione ai nervi e fratture iliache). Nell'alloinnesto, l'osso proviene da un cadavere: si ha un minor tasso di fusione, ma nessun rischio per il paziente. Data la minore efficacia in termini di crescita ossea dell'innesto allogenico, si rende necessario l'utilizzo di riempitivi ossei e dispositivi di fissaggio al fine di facilitare la crescita stessa. I riempitivi ossei possono essere proteine morfogenetiche dell'osso o polimeri bioassorbibili. I dispositivi di fissaggio possono essere piastre (usate soprattutto per fusioni multilivello) o spaziatori (utilizzati per preservare l'altezza della cavità intervertebrale nel caso si decida di mantenerla vuota).

Nell'*artroplastica* il disco viene sostituito con un disco protesico, conservando la mobilità fisiologica. Si possono utilizzare dischi artificiali (sostituiscono il disco intervertebrale) oppure protesi del solo nucleo (utilizzate nel caso l'anulus non sia danneggiato). I materiali usati sono il titanio e le leghe di cromo-cobalto.

Con il termine *scoliosi* si indica una deviazione tridimensionale di uno o più tratti della colonna vertebrale. Può insorgere nella colonna dorsale, dorso-lombare, lombare. Viene accompagnata da una o più curve di compenso collaterali. Data la proprietà viscoelastica della struttura "rachide", la deformazione evolve da una fase prevalentemente elastica ad una sempre più plastica. Questo processo può essere efficacemente controllato dalla terapia conservativa con ortesi. Le alterazioni anatomiche della scoliosi interessano le vertebre, i dischi e i legamenti. Ogni vertebra si presenta ruotata rispetto alla vicina (rotazione), oltre che ruotata sul proprio asse (trocosi). La gabbia toracica si deforma, riduce il suo volume e amplifica l'aspetto clinico della scoliosi.

La scoliosi viene distinta in idiopatica (80-88% di tutti i casi: non se ne conosce la causa), congenita ossea e secondaria a malattie note.

In età adulta la scoliosi lieve è compatibile con una normale condizione di vita, in quanto è stabile nel tempo, non determina dolore e compromette solo in minima parte l'estetica. I casi gravi, invece, peggiorano con il passare degli anni e comportano danno estetico, dolore meccanico vertebrale e danno funzionale cardiorespiratorio.

La gravità della scoliosi viene definita tramite l'*angolo di Cobb*: per determinarlo si traccia la retta perpendicolare alle due vertebre più inclinate. L'angolo compreso tra le due è l'angolo di Cobb.

Se l'angolo di Cobb è inferiore a 15° non si interviene se non con della fisioterapia; se l'angolo è compreso tra i 15° e i 25° si interviene con ortesi (corsetti); se superiore a 25° si interviene chirurgicamente tramite artrodesi.

La scoliosi può essere diagnosticata tramite il *test obiettivo*, durante il quale si misura l'altezza del paziente, si valuta il livello delle spalle, la prominente delle coste e delle scapole, l'orientamento della pelvi e la possibile prominente di uno dei fianchi.

Il *test di Risser* permette di valutare la maturità dello scheletro. Si utilizza una radiografia del bacino nella quale si osserva la presenza o meno del nucleo di ossificazione della cresta iliaca e il suo stato evolutivo. I vari stati di ossificazione vengono indicati con numeri da 0 a 5, dove 0 è l'assenza del nucleo e 5 è la fusione con l'osso iliaco.

Un corsetto per scoliosi svolge una duplice funzione: stabilizzare la colonna in fase di instabilità e trasmettere azioni idonee a ripristinare la normale configurazione geometrica.

L'azione correttiva del corsetto avviene tramite 3 azioni: trazione lungo l'asse del rachide, appoggio di deflessione laterale e derotazione. Il tutto viene riferito al bacino, che deve rimanere fermo.

La *trazione* è efficace in scoliosi di grado elevato, mentre le curve minori ne sono scarsamente influenzate.

La *deflessione* laterale si ottiene mediante spinte trasmesse attraverso l'arcata costale e le masse muscolari lombari. A queste vanno associate opportune contospinte in corrispondenza delle estremità inferiore e superiore della curva principale, onde evitare uno spostamento traslatorio del

- **parziali o totali di piede:** si possono effettuare diversi tipi di amputazione. L'amputazione di Lisfranc consiste nell'amputazione del terzo medio delle diafisi metatarsali; quella di Chopart mantiene solo il calcagno ed è protesizzabile con difficoltà; quella di Pirogof consiste nell'amputazione completa del piede, con l'esclusione del terzo posteriore del calcagno che viene ruotato di 90° e posto a contatto con la superficie articolare della tibia; quella di Syme consiste nell'amputazione completa del piede e dell'articolazione di caviglia.



- **Transtibiali:** sono le più facili da protesizzare e rappresentano il 70% delle amputazioni. Di solito si amputa a un terzo di distanza dal ginocchio.
- **Disarticolazione di ginocchio:** il femore viene lasciato del tutto integro, talvolta rimane anche la rotula. Tra i lati positivi di questa amputazione ci sono il fatto che i condili femorali sono atti al contatto e che l'invasatura della protesi è poco invasiva. Si hanno problemi estetici perché l'articolazione del ginocchio protesico è più bassa dell'altra.
- **Transfemorali:** sono le amputazioni più frequenti in pazienti over 75. Comportano una protesi con ben due articolazioni artificiali (ginocchio e piede). Un'amputazione molto alta è difficile da protesizzare. Per la buona riuscita dell'apparecchio è fondamentale un buon contatto tra moncone e invasatura.
- **Disarticolazione d'anca e emipelvectomy:** di solito sono rese necessarie da tumori. Nella protesi, non si può fare un'invasatura pneumatica, ma si deve ricorrere a una cintura. L'arto deve essere ricostruito completamente e di solito la deambulazione deve essere assistita mediante bastoni o stampelle.



**Disarticolazione
del pollice**

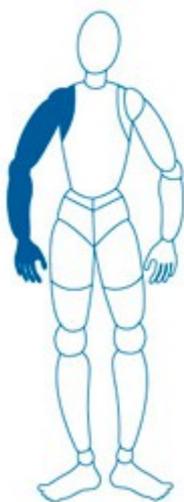


**Amputazione
transmetacarpale**



Amputazioni digitali

- polso;
- avambraccio;
- braccio;
- spalla.



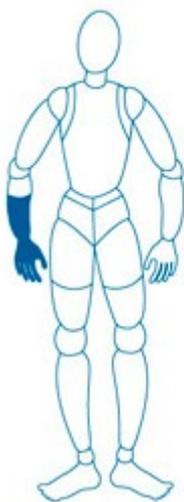
**Amputazione
interscapolo-toracica**



**Amputazione
di braccio**



**Disarticolazione
di gomito**



**Amputazione
di avambraccio**



**Disarticolazione
di polso**

Le protesi di arto superiore sono per lo più estetiche in silicone. Per le falangi spesso si fa un calco delle dita controlaterali.

di gravità è sconosciuto. I test di sicurezza mirano a evitare che avvengano lesioni superiori a AIS 3. Nello studio della sicurezza non vengono mai presi in considerazione gli arti superiori, sia perché i danni che subiscono non sono mortali sia perché subiscono ferite imprevedibili.

L'indice globale per il lesionato, ISS (Injury Severity Score), deriva dall'AIS. Per calcolarlo, si classificano le ferite con il metodo AIS, poi si considerano le 3 con punteggio maggiore: il punteggio di ciascuna viene elevato al quadrato, poi si somma tutto, ottenendo l'ISS. Nell'AIS il corpo viene suddiviso in 9 regioni, mentre nell'ISS se ne individuano solo 6. Con un ISS superiore a 55 si ha probabilità di morte del 100%.

A seconda dei casi, si utilizzano diverse scale di severità di lesione. Per l'attribuzione delle severità di lesione a un segmento corporale si adopera l'AIS. Per l'attribuzione globale della severità delle lesioni a una persona si utilizza l'ISS. Per determinare la priorità di intervento si valutano il numero di lesioni e delle tabelle di lesioni che riportano, per esempio, $\sum AIS^3$ oppure $\sum AIS \geq 3$. In caso di rischio di morte o invalidità permanente si usa I.I.S..

L'età influenza le valutazioni. Per esempio, tra i 15 e i 44 anni si ha una probabilità di morte del 50% per ISS = 40; tra i 40 e i 64 anni la stessa percentuale si ha già per ISS = 29, mentre oltre i 64 anni si ha per ISS = 20.

Criteri di lesione della testa: **HIC** (Head Injury Criterion). Prende in considerazione sia la decelerazione che l'esposizione.

$$HIC = gm^{2.5} * \Delta t = K$$

dove: gm → decelerazione effettiva
K → costante

La tolleranza umana è: $HIC_{36} \leq 1000$

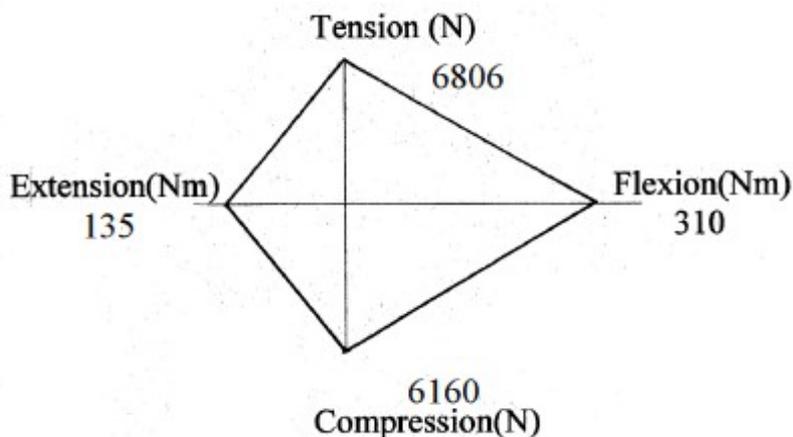
Dove HIC_{36} è il massimo HIC su un $\Delta t \leq 36$ ms.

Criteri di lesione del collo. Vi sono oggi 3 differenti criteri di lesione per il collo:

- criteri legati ai singoli meccanismi di lesione. Nel piano (x,z) deve essere:
 - flessione: $M_t \leq 190$ Nm
 - estensione: $M_t \leq 57$ Nm
 - trazione: $+F_z \leq 3,3$ kN
 - compressione: $-F_z \leq 4$ kN
 - taglio: $F_x \leq 3.1$ kN

La direttiva europea per la protezione degli occupanti nell'urto frontale recepisce questi valori come *criteri di prestazione*;

**Area di conformita', nel piano (x,z) per criteri basati
sull'interazione dei meccanismi di lesione (USA 2003)
(H_a 50% ile Maschio)**



- criterio fluidodinamico. Analizzando la cinematica del sistema, si vede che nell'urto posteriore il rachide cervicale assume inizialmente una forma a S. Il meccanismo di lesione avviene tramite una rapida variazione di volume del canale spinale cervicale, che comporta un'inversione della direzione di flusso del sangue contenuto nel canale stesso. Di conseguenza, c'è un aumento di pressione in alcune parti del sistema nervoso principale e quindi del periferico, cosa che comporta la formazione di micro lesioni al tessuto nervoso periferico. Il criterio di lesione, **NIC** (Neck Injury Criterion), è:

$$NIC = (ar * L + vr^2)$$

dove: ar → componente longitudinale dell'accelerazione tra le vertebre T1 e C1

vr → integrale di ar nell'intervallo di tempo

L → lunghezza del collo (0.2 m per 50%ile maschile)

La tolleranza umana è: $NIC \leq 15 \text{ m}^2/\text{s}^2$

Criteri di lesione del torace. Per il torace bisogna fare la distinzione tra urto frontale e urto laterale.

Urto frontale: vi sono più criteri di lesione.

- Lesioni interne e fratture al torace (II e III urto):
criterio lesione: accelerazione x 3 ms (tempo esposizione)
tolleranza umana: $\leq 60g \times 3 \text{ ms}$
- rottura costole (II urto):
criterio lesione: schiacciamento costole
tolleranza umana; 76.2 mm (carico distribuito); 50 mm (carico concentrato)
- lesioni interne e rottura costole (II e III urto):
criterio lesione: criterio viscoso $VC = \left[\frac{x(t)}{K} \frac{dx(t)}{dt} \right]_{max}$
(K= 0,229 m per 50%ile maschile)
tolleranza umana: $VC_{max} \leq 1 \text{ m/s}$

Urto laterale: vi sono più criteri di lesione.

- Rottura costole (II urto):
criterio lesione: deflessione dell'emitorace
tolleranza umana: $\leq 30\%$ emitorace (cioè 42 mm per 50%ile maschile)
- lesioni interne e rottura costole (II e III urto):

velocità pari a 65 km/h.

- Caduta libera: si tratta di test concepiti per simulare collisioni frontali. Sono anche utilizzati per studiare l'effetto di carichi verticali nelle situazioni di capottamento.
- Pendolo: si tratta di un carico generato da un pendolo oscillante. È un test utilizzato per verificare i paraurti.
- Test statici: si applica una compressione quasi statica (pressa).

IMPIANTI DENTALI

L'*osso mascellare* è costituito da un bordo esterno di osso corticale (spesso dai 2 ai 5 mm) e da un'anima di osso spongioso.

La *gengiva* ha le funzioni di guarnizione intorno al dente e di protezione delle strutture sottostanti.

I *denti* sono gli organi destinati alla masticazione. Considerando entrambe le arcate, partendo dal centro si trovano: 4 incisivi, 2 canini, 4 premolari e 6 molari. In totale si hanno 32 unità. Ogni dente si divide in due parti: la *corona* (sporge dalla gengiva) e la *radice* (affonda nell'osso). Lo strato esterno dei denti è formato da *smalto* (ricopre solo la corona), quello intermedio da *dentina* e quello più interno da *polpa* (dove si trovano i vasi sanguigni e i nervi). A livello della radice, la dentina si interfaccia tramite il *cemento* con la gengiva.

L'edentulia (mancanza di uno o più denti) comporta difficoltà masticatorie, problemi di fonazione e problemi di estetica e rapporti sociali.

Le protesi dentarie sono strutture che non entrano a diretto contatto con l'osso (per esempio dentiere). Hanno scarsa stabilità, comportano parziali lesioni a strutture ancora sane e necessitano di una costante manutenzione.

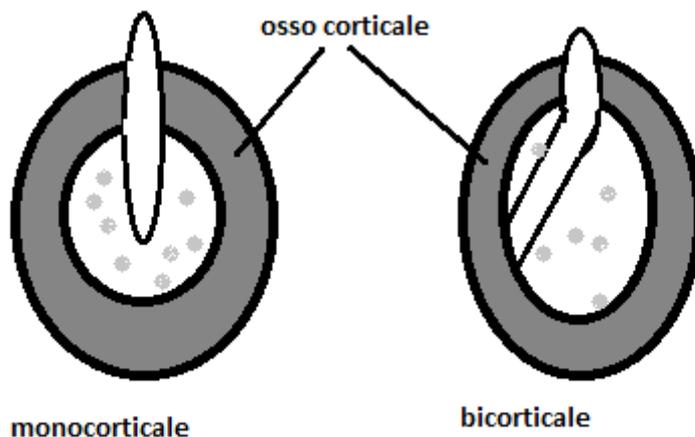
Gli impianti dentali, invece, entrano in contatto con l'osso. Secondo la norma UNI EN 1642 si definisce: "un impianto dentale è un dispositivo progettato per essere collocato chirurgicamente all'interno dell'osso mandibolare o mascellare, per fornire resistenza allo spostamento di una protesi dentale". Ogni impianto ha una parte inserita nell'osso (corpo implantare) e una parte emergente dall'osso (pilastro o abutments).

Gli *impianti a lama* hanno una zona implantare costituita da una lama di titanio. Vengono utilizzati in caso di ridotto spessore della cresta ossea e sono molto invasivi.

Gli *impianti ad aghi* sono costituiti da una serie di aghi in titanio di sezione cilindrica (diametro: 1-2,5 mm; lunghezza: 15-50 mm). Sono utilizzati in caso di cresta ossea bassa e sottile e passano in zone ossee vietate ad altri impianti.

Esistono anche *impianti a vite*.

Si parla di impianto monocorticale se esso affonda nell'osso spongioso; di impianto bicorticale se esso si appoggia anche all'osso corticale.



Gli impianti di vecchio tipo, detti *impianti Brånemark*, venivano inseriti tramite un'operazione

La caratteristica attiva del muscolo comprende la contrazione isotonica e quella isometrica. Per ogni fibra vale la legge del *tutto o nulla*: la fibra muscolare risponde sempre al massimo ad uno stimolo capace di eccitarla. Questo non è vero in 2 casi: se il muscolo è affaticato e se viene stimolato dopo un lungo periodo di inattività. Negli esperimenti in vitro si nota che la risposta meccanica è diversa al variare della frequenza di applicazione dello stimolo.

Si può studiare l'onda di contrazione tramite una *scossa semplice*: al muscolo viene applicato un solo impulso di corrente. È una prova isotonica. Si distinguono 3 fasi: il *periodo di latenza* (10 ms + 5 ms di contrazione isometrica), la fase di contrazione e la fase di rilasciamento.

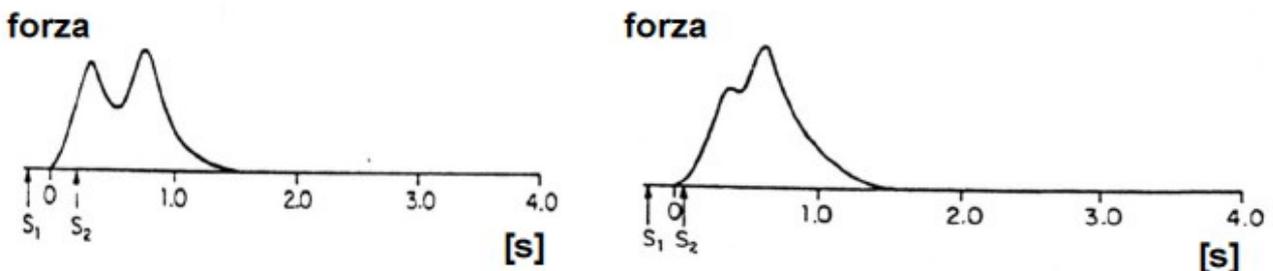
La velocità di propagazione dell'onda di contrazione può essere determinata tramite il *dispositivo di Marey*: un muscolo lungo (per esempio il sartorio) viene adagiato su un piano rigido. Due leve scriventi vengono disposte parallele tra loro e trasversali rispetto all'asse longitudinale del muscolo: la parte terminale viene posta su un cilindro che ruota a velocità costante nota. Si stimola un'onda di contrazione: le estremità scriventi delle leve ne rivelano il momento del passaggio. Conoscendo la distanza tra le leve e l'intervallo di tempo tra le due deflessioni si può calcolare la **velocità dell'onda di contrazione**, che nei mammiferi è di circa **10 m/s**. Il periodo dell'onda è espresso dalla durata T della scossa semplice: si può calcolare la **lunghezza d'onda** secondo la formula:

$$\lambda = v T$$

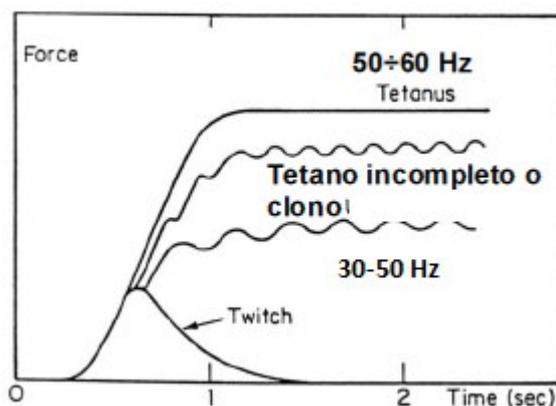
Assumendo T = 100 ms, si ottiene $\lambda = 1 \text{ m}$.

La lunghezza d'onda che esprime il tratto di muscolo che in ogni istante è occupato dall'onda di contrazione è sempre molto maggiore della lunghezza del muscolo stesso. Questa condizione è indispensabile per avere una contrazione simultanea del muscolo in tutte le sue parti.

La valutazione della *forza* che un muscolo è in grado di esercitare è una prova quasi isometrica. Si realizza con una molla di torsione o con una leva di primo genere, dove ad un estremo è collegato il muscolo e all'altro un dinamometro. Il muscolo viene sollecitato con una serie di stimoli (S). Se 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.

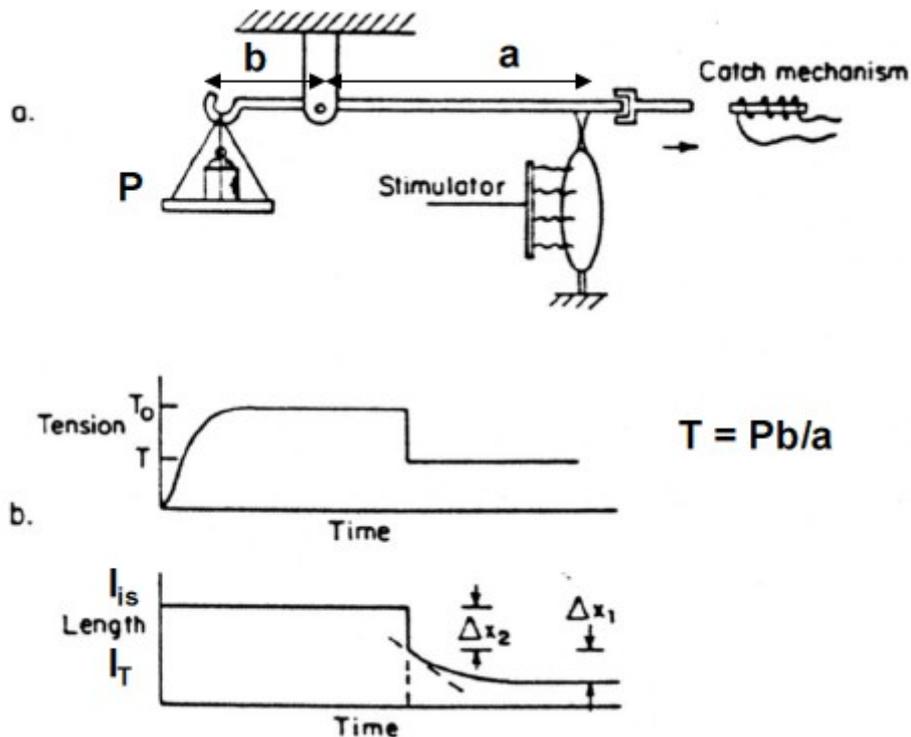


Applicando una serie di impulsi, si nota che la forma della curva della forza in funzione del tempo dipende dalla frequenza.



La *condizione tetanica* è quella corrispondente alla massima forza (60 Hz). La contrazione

Il *quick-release* è un esperimento proposto da Hill, che ha svolto le ricerche più significative sui muscoli nella prima metà degli anni '90. L'esperimento combina la situazione isometrica con quella isotonica.



Il muscolo viene stimolato tetanicamente in condizioni isometriche. Viene tolto il blocco alla leva e il muscolo viene stimolato in condizioni isotoniche:

$$T a = P b$$

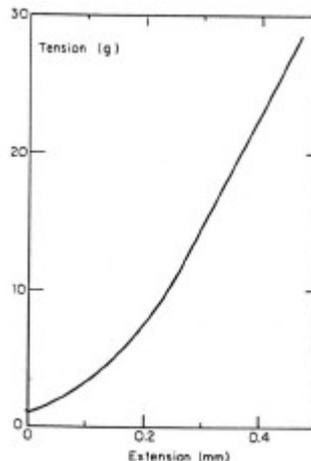
Il muscolo si accorcia in due tempi: c'è un gradino netto Δx_2 e una riduzione esponenziale Δx_1 . Il muscolo, quindi, si comporta come una molla ideale unita a un elemento smorzante (viscoso, cioè dipendente dalla velocità). Si può formulare un modello in cui un componente contrattile attivo è posto in parallelo a un componente elastico; il parallelo tra i due è posto in serie a un altro componente elastico.

Il componente elastico in parallelo (K_p) è responsabile dell'accorciamento esponenziale (x_1) ed è dato dal sarcolemma, dal tessuto connettivo che circonda le fibre e dalle interazioni tra i filamenti.

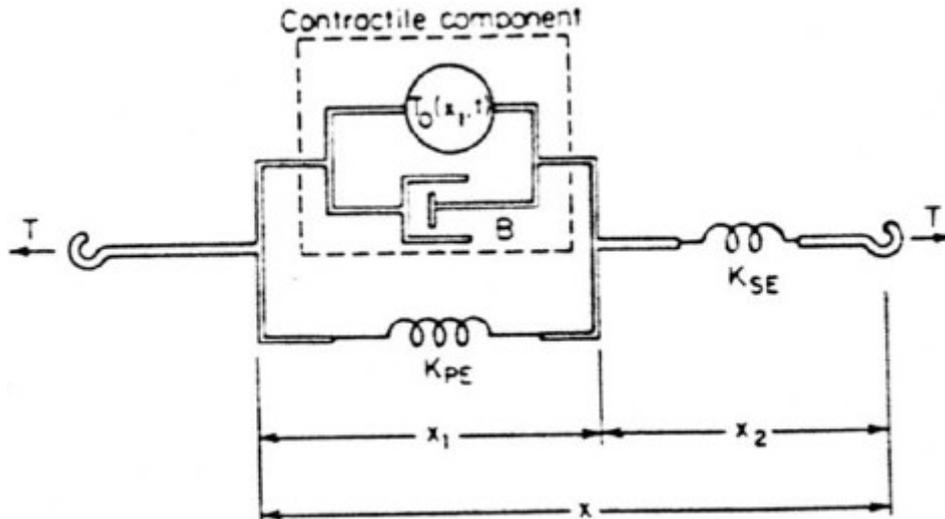
Il componente elastico in serie (K_s) è responsabile dell'accorciamento repentino (x_2) ed è dato dal comportamento dei tendini unitamente alle strutture fibrose alle estremità.

Sia K_p che K_s sono legate alle caratteristiche passive del muscolo, quindi hanno un comportamento non lineare.

Per valutare la rigidità dei componenti in serie si possono effettuare diversi esperimenti di quick-release facendo variare il carico T e misurando il Δx : si ottiene la stessa forma esponenziale trovata per il componente elastico in parallelo.



comportamento.



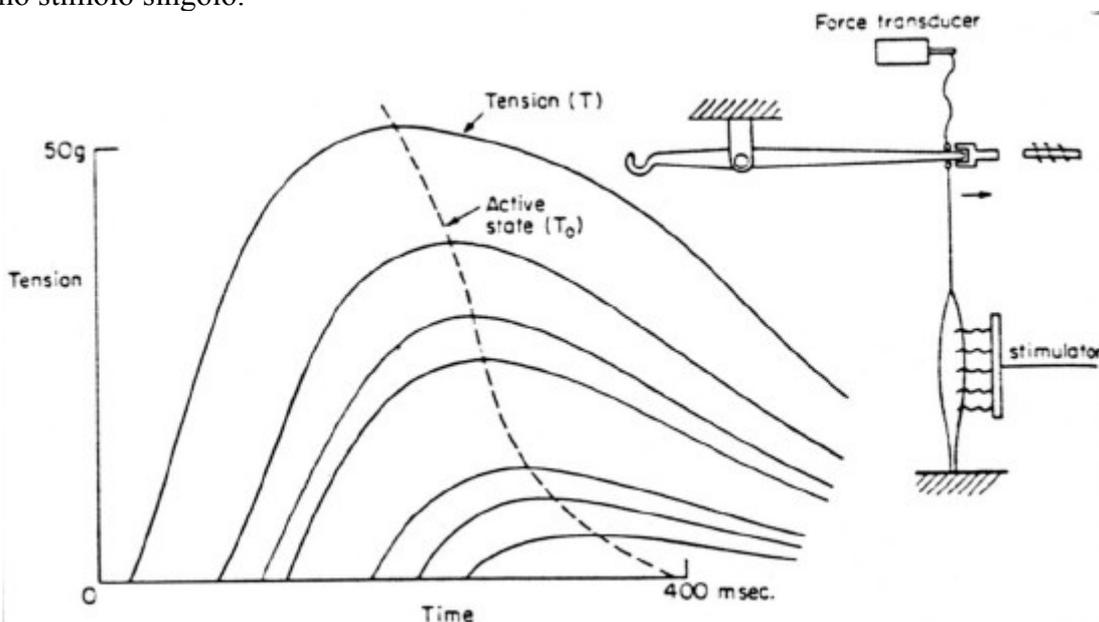
Nel modello di Hill la componente contrattile è composta da un generatore di forza T_0 , che sviluppa sempre la massima forza. Questa forza viene in parte dissipata quando il muscolo si accorcia.

Stato attivo: $T_0 = T_0(x_1, t)$.

Lo smorzatore si oppone alla variazione di lunghezza del muscolo con una forza: $F = B(dx_1/dt)$.

All'inizio si è pensato che il fluido smorzante fosse acqua, ma questo non è possibile perché l'acqua è un fluido newtoniano (cioè la sua viscosità è indipendente dalla velocità e non cambia intorno alla temperatura corporea), mentre si sa che lo smorzamento B diminuisce al crescere della temperatura. Fenn ha suggerito che l'effetto smorzante dipenda da fenomeni di tipo biochimico che assorbono energia.

L'esperimento di Ritchie ha permesso di determinare la fase calante della forza dello stato attivo dopo uno stimolo singolo.



Per ottenere le varie curve del grafico si è aspettato un tempo sempre maggiore a rilasciare il muscolo dopo lo stimolo. La linea tratteggiata che unisce i massimi di ciascuna curva definisce T_0 come una funzione del tempo.

L'esperimento di Edman ha permesso di valutare le fasi ascendente e calante della curva dello stato attivo. Si lavora con una stimolazione a tetano incompleto. Le varie curve sono state ottenute liberando il muscolo in tempi diversi durante al penultimo ciclo di stimolazione.