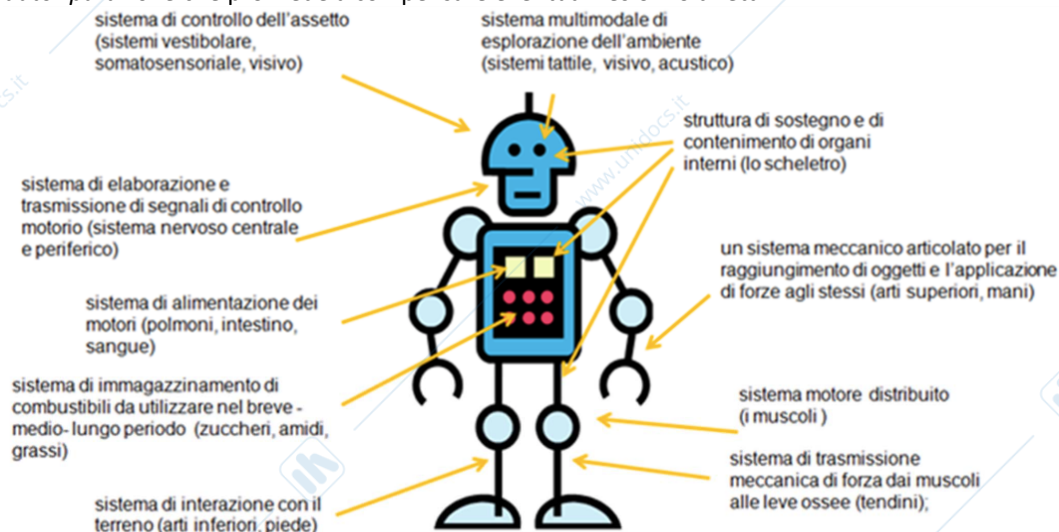


1. INTRODUZIONE ALLA BIOINGEGNERIA DEL SISTEMA MOTORIO

1. Una struttura di *sostegno*, ovvero lo scheletro;
2. Un sistema *motore distribuito*, ovvero i muscoli (agonisti, antagonisti, ...), che costituiscono un sistema distribuito perché agisce su diverse articolazioni tra loro indipendenti;
3. Un sistema di *alimentazione*, ovvero i polmoni, il sangue e l'ossigeno;
4. Un *serbatoio di combustibile*, ovvero gli zuccheri, gli amidi e i grassi;
5. Un sistema di *regolazione automatica*, ovvero le ghiandole endocrine e gli ormoni;
6. Un sistema di *trasmissione meccanica*, ovvero tendini e sistemi di leve;
7. Un sistema di *sospensione e di propulsione*, ovvero gli arti inferiori;
8. Un sistema di *retroazioni*, ovvero le afferenze sensoriali;
9. Un sistema di *controllo dell'assetto*, ovvero i sistemi vestibolare, somatosensoriale e visivo;
10. Un sistema di *protezione*, ovvero i riflessi protettivi e il sistema dolorifico.

Vi è però un elemento presente nella macchina uomo che non è presente in una macchina artificiale, ovvero un *sistema di autoriparazione* che provvede a compensare eventuali lesioni o difetti.



TERMINOLOGIA

| Termini clinici | Equivalente ingegneristico |
|---|--|
| <i>Postura</i> Assetto del corpo in una particolare situazione | <i>Posizione</i> Insieme di coordinate spaziali associate ai gradi di libertà del sistema articolato |
| <i>Gesto o atto motorio</i> Azione elementare finalizzata al raggiungimento di uno scopo | <i>Cambiamento di posizione nel tempo</i> Andamento temporale delle variabili cinematiche |
| <i>Funzione motoria</i> Capacità di compiere atti motori | <i>Capacità di azionare gli attuatori in modo coordinato</i> Presuppone la capacità di trasformare energia chimica in energia meccanica |

Integrando l'aspetto clinico a quello ingegneristico otteniamo delle definizioni più complete dei concetti precedenti:

- La *postura*: ideale assetto del corpo; la *posizione* è la configurazione effettivamente assunta, in termini di relazioni geometriche tra i vari segmenti del corpo e di questi in relazione allo spazio.
- L'*atto motorio*: ideale cambiamento (o sequenza di cambiamenti) di assetto del corpo o di una sua parte; il movimento è la realizzazione fisica dell'atto motorio ed è descritta da grandezze cinematiche. Esistono atti motori caratterizzati dalla ripetizione ciclica delle sequenze di cambiamento di assetto, detti *atti motori periodici*, e atti motori transitori che non si ripetono, detti *non periodici*. Esistono poi anche altri tipi di atti motori, ad esempio *atti motori di carattere vegetativo, protettivo o di comunicazione verbale*

- La funzione motoria è l'esecuzione di molteplici atti motori contemporanei, anche di diversi tipi e che possono essere raggruppati nelle seguenti categorie:
 - ~ Locomozione;
 - ~ Cambiamenti posturali;
 - ~ Manipolazione;
 - ~ Mimica;
 - ~ Atti motori vegetativi;
 - ~ Atti motori protettivi;
 - ~ Atti motori di comunicazione verbale;
 - ~ Atti motori di esplorazione dell'ambiente.

Le parti anatomiche maggiormente coinvolte nell'azione motoria sono arti superiori ed inferiori, gabbia toracica e scatola cranica, mentre a livello organizzativo entrano in gioco occhi e testa. Svolgono però un importante ruolo anche cuore, sangue e viscere, che forniscono energia al corpo; nel movimento, quindi, non è coinvolto solo il sistema muscoloscheletrico, a cui è deputata la parte esecutiva del movimento, ma svolgono un importante ruolo anche altri organi e sistemi che si occupano della coordinazione e dell'aspetto energetico.

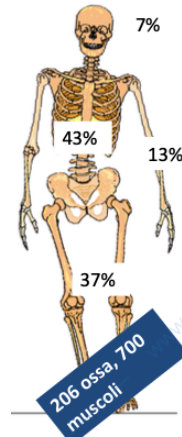
Dunque anche una lesione che non coinvolge direttamente il sistema muscoloscheletrico può avere degli effetti sul movimento ed alterarne la dinamica.

2. POSTURA E MOVIMENTO

Il sistema di sostegno corporeo è un *sistema meccanico complesso e intrinsecamente instabile*, perché è costituito da una serie di aste incernierate sul quale gravano dei carichi importanti.

È instabile perché basta una perturbazione molto piccola per allontanare la struttura dalla situazione di equilibrio, che viene però mantenuto grazie all'azione dei muscoli che vengono attivati in modo da bilanciare attraverso delle forze interne le sollecitazioni a cui è soggetta la struttura.

Grazie a questo sistema il corpo umano è in grado di raggiungere e mantenere posture anche molto complicate e fortemente instabili, che sfruttano l'allineamento tra il centro di massa e il punto di appoggio per garantire equilibrio.



Il *movimento* viene eseguito tramite un cambiamento del sistema di forze che precedentemente manteneva l'equilibrio statico del corpo o di una sua parte (primo principio della dinamica).

Il sistema di forze che agiscono sul corpo è dato dalla somma di:

- Forze *esterne*, ovvero gravità (1), inerzia (2) e forze di contatto (3);
- Forze *interne*, che sono invece principalmente le forze muscolari.

I *muscoli* o *attuatori muscolari* sono quindi in grado di modificare il sistema di forze applicato dall'esterno applicando delle forze in tempi brevi e generano la forza sotto il comando del sistema nervoso centrale. La contrazione muscolare viene a sua volta controllata da un *sistema di retroazioni e recettori*, che permette di regolare finemente gli atti motori.

I muscoli ricevono dei comandi motori adeguati a seconda del tipo di attività motoria che devono effettuare e riescono a regolare finemente la forza grazie alla presenza di un sistema di retroazioni, presente grazie a recettori di vari tipi (propriocettori, fuso muscolare, organo tendineo del Golgi).

I MUSCOLI COME LEVE: CLASSIFICAZIONE DELLE LEVE

I *muscoli* si comportano come delle *leve* che agiscono sulla struttura e permettono allo scheletro di muoversi. Le leve possono essere di tre tipi:

1. *Leve del primo genere*: il fulcro della leva è posizionato al centro della struttura mentre agli estremi vengono applicate da una parte le forze esterne e dall'altra la forza interna muscolare, che interviene ad equilibrare l'asta; questo è ad esempio il caso dei muscoli del collo e del cranio.



2. *Leve del secondo genere*: il fulcro della leva è posto ad un estremo dell'asta, la forza esterna è vicina al fulcro mentre la forza interna muscolare è più lontana dal fulcro; questo è ad esempio il caso dell'articolazione del piede in fase di sollevamento.



3. *Leve del terzo genere*: il fulcro della leva è posto ad un estremo dell'asta, la forza interna muscolare è vicina al fulcro mentre la forza esterna è più lontana dal fulcro; questo è ad esempio il caso dell'articolazione dell'arto superiore.



AZIONE MECCANICA DEI DIVERSI TIPI DI MUSCOLI

Secondo i principi della meccanica, quando il muscolo applica una forza costante, in assenza di altre forze il corpo dovrebbe sviluppare una velocità crescente in modo lineare e uno spostamento di tipo parabolico.

Per riportare il corpo in equilibrio, ovvero per mantenere la velocità costante, va invece bilanciata la forza che ne causava il movimento, tramite una forza uguale e contraria; se poi applico nuovamente una forza uguale e contraria a quella iniziale il corpo ritorna nella condizione statica iniziale.

Questo è il principio secondo cui lavorano i muscoli *agonisti ed antagonisti*: l'*agonista* inizia il movimento, mentre l'*antagonista* interviene quando il movimento va arrestato.

Ci sono poi altri tipi di muscoli che lavorano secondo il *principio della conservazione della quantità di moto*, per cui quando un corpo ancorato ad un'altra massa, il suo movimento viene maggiormente vincolato; questo è il caso dei *muscoli fissatori*.

PROGRAMMA MOTORIO

Il *programma motorio* è la pianificazione dell'atto motorio e delle risorse necessarie al suo svolgimento:

- *Muscoli*, che sono gli attuatori del movimento;
- *Circuiti nervosi*, che inviano i comandi di azione ai muscoli;
- *Sistemi sensoriali*, che forniscono informazioni ai sistemi superiori e permettono di controllare il tipo di movimento che si sta facendo;
- *Sistemi di controllo*, che integrano le informazioni ricevute e inviano i comandi.

Ci sono dei movimenti che non prevedono l'uso di retroazioni, definiti come movimenti *a circuito aperto*, perché sono movimenti *pre-programmati* svolti in modo automatico, ad esempio i movimenti balistici. La maggior parte dei movimenti fa però uso della retroazione.

Sinergie

Nell'esecuzione del programma motorio entrano in gioco non solo le retroazioni ma anche le *sinergie*, ovvero la collaborazione e la coordinazione tra diversi tipi di muscoli atti allo svolgimento di uno stesso atto motorio. Si distinguono:

- a. *Sinergie posturali*: azioni coordinate dei muscoli atti al mantenimento della corretta postura a seguito di *perturbazioni interne* (movimenti volontari di parti del corpo, ad esempio la respirazione o il movimento di articolazioni) o *esterne* (applicazione di forze esterne al corpo).
- b. *Sinergie motorie*: azioni coordinate dei muscoli per la corretta esecuzione dell'atto motorio.

L'azione sinergica dei muscoli si declina:

- In uno *sviluppo temporale*, ovvero la coordinazione della sequenza temporale di azioni muscolari
- In uno *sviluppo spaziale*, ovvero la coordinazione nella disposizione anatomica dei muscoli coinvolti.

Le sinergie si adattano alle diverse condizioni di esecuzione dell'atto motorio, modulando i propri *parametri di intensità e latenza*.

Il *riflesso* invece è una risposta involontaria ad uno stimolo, sia esso interno od esterno, che ha spesso la funzione di protezione, perché permette di effettuare un atto motorio molto veloce.

CONTROLLO MOTORIO

Per far contrarre o rilasciare i muscoli per ottenere l'atto motorio considerato:

1. Il sistema deve inviare comandi accuratamente temporizzati (*distribuzione temporale*) da diversi muscoli (*distribuzione spaziale*);
2. Il sistema di controllo deve creare le condizioni posturali per cui il movimento si possa svolgere, quindi deve attuare delle strategie di controllo posturale anticipato, dette controllo posturale anticipato (*APA*);
3. Il sistema di controllo deve tenere conto delle *caratteristiche funzionali* dei vari elementi della struttura.

Il controllo motorio viene effettuato ad opera del *sistema nervoso centrale (SNC)*. Per quanto riguarda l'organizzazione del SNC si possono distinguere *tre livelli* principali:

1. *Motoneuroni spinali*: sono il livello più basso, che utilizza le informazioni cinematiche per generare delle forze adeguate ai muscoli che vengono reclutati;
2. *Livello intermedio*: gestisce il coordinamento delle sinergie tra i diversi muscoli, agonisti ed antagonisti, ai fini di effettuare il corretto movimento;
3. *Livello corticale*: livello più alto in cui viene effettuata l'elaborazione e la decisione del tipo di movimento e vengono inviati i comandi che permettono di eseguirlo.

Sistemi a feed-back

Un comando inviato ad un sistema sarà efficace se ci sarà la possibilità di verificare l'effetto ottenuto e di modificare il comando stesso qualora il risultato sia diverso da quello desiderato; questo tipo di controllo è detto *retroazionato o feedback*.

I *sistemi retroazionati* si basano sul confronto dell'uscita reale e dell'uscita desiderata, in modo di far tendere a zero la loro differenza.

Questo tipo di meccanismo funziona sia per controllare il movimento quando non intervengono perturbazioni esterne, sia quando ci sono dei disturbi esterni, che vengono compensati dal sistema.

Il sistema a feedback *NON* è però *efficiente* nel caso in cui:

- I movimenti che vanno controllati sono movimenti molto rapidi, perché l'elaborazione delle informazioni è abbastanza lenta; questo è il caso di perturbazioni visive o uditive, che avvengono molto rapidamente.
- Le perturbazioni sono molto ampie e portano l'uscita reale ad essere molto diversa da quella ideale.

Sistemi a feed-forward

Nei casi sopra citati, in cui il sistema a feedback non funziona bene, il corpo mette in campo un sistema di controllo a *feed forward*, ovvero un'anticipazione del movimento atto a preparare il corpo a contrastare la perturbazione che sta arrivando.

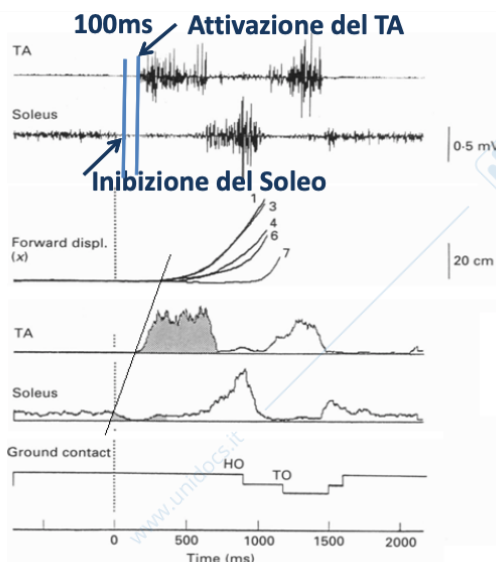
Il tipico esempio è quello della preparazione anticipata della postura prima di ricevere una pallina o un oggetto che arriva molto velocemente.

Le *strategie anticipatore* mettono il sistema in una condizione di vantaggio biomeccanico che favorisce l'esecuzione del corretto atto motorio.

APA (Aggiustamento Posturale Anticipato)

Gli APA, ovvero le strategie di controllo posturale anticipato o azione posturale anticipatoria, sono un tipo di controllo a feed-forward atto a favorire lo svolgimento dell'atto motorio desiderato attraverso la modifica della postura di un soggetto.

Consideriamo un esempio di APA:

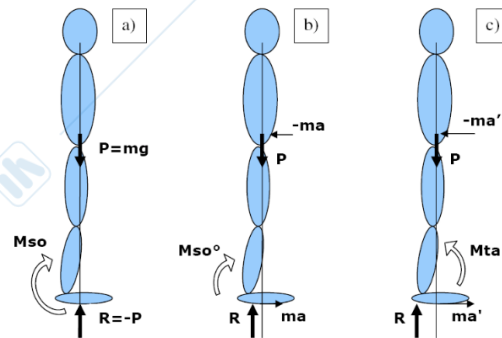


Il grafico sopra analizza l'attività dei muscoli dell'arto in appoggio durante il cammino, dal quale si nota che i muscoli antagonisti (soleo e tibiale anteriore) si attivano in modo alternato. Si osserva però che prima che il tibiale anteriore si attivi vi è un silenziamento anticipato del soleo, ovvero un'*inibizione anticipata* di circa 100 ms; questo è un tipo di azione posturale anticipatoria, perché il sistema inibisce il soleo per favorire e rendere più efficiente l'azione dell'antagonista.

Questo tipo di strategia anticipatoria non si nota solo durante il cammino, ma in moltissimi altri atti motori, ad esempio nella flessione in avanti del tronco, nel respingere una palla o nell'alzarsi dalla sedia.

Modello biomeccanico che spiega gli APA

Gli APA possono essere spiegati tramite un *modello biomeccanico* che raffigura le forze e i momenti agenti sui vari segmenti corporei e mostra come gli aggiustamenti anticipati mettono il corpo in una condizione biomeccanica favorevole al movimento che bisogna compiere.



Nel caso dell'esempio precedente del cammino, quando l'azione del soleo diminuisce il momento applicato da tale forza diminuisce, dunque anche il momento che lo equilibrava deve diminuire, riducendo il braccio della forza R. Lo spostamento di questa forza crea uno sbilanciamento che causa la creazione di una forza di attrito tra piede e terreno (ma) e a sua volta crea un nuovo momento, che viene bilanciato dall'azione del tibiale anteriore.

L'interruzione della contrazione del soleo favorisce quindi la creazione di un disassamento, che permette la formazione di una forza di attrito che favorisce l'attivazione del tibiale anteriore.

APPROFONDIMENTI DI MECCANICA DEL MOVIMENTO

Per analizzare al meglio il movimento vanno approfonditi meccanismi relativi al movimento.

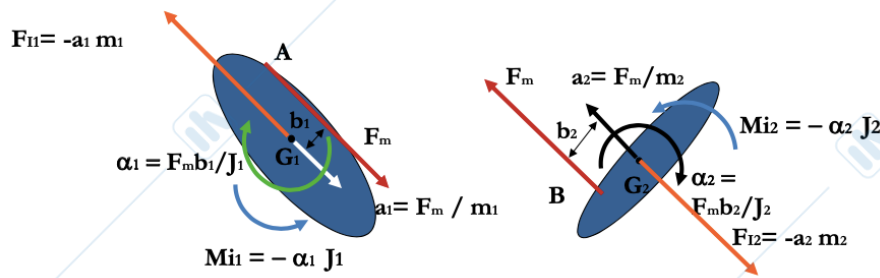
Principi di equilibrio statico e dinamico applicati all'uomo

- Il corpo umano è costituito da *segmenti anatomici* dotati di massa e connessi tra loro da articolazioni. La *massa* fa sì che su ogni segmento agisca quindi una forza peso proporzionale ad essa, che in condizioni statiche viene equilibrata da altre forze interne o esterne;
- Nel sistema articolato che rappresenta il corpo umano le articolazioni possono essere rappresentate come *cerniere ideali*, ovvero *senza attrito*, che permettono la *rotazione relativa* tra segmenti adiacenti. In questo caso ci riferiamo sempre ad angoli relativi tra i vari segmenti corporei, mai angoli assoluti, che fa invece riferimento alla posizione di un segmento anatomico rispetto ad una terna fissa esterna;
- Se il corpo umano è immerso nel campo gravitazionale terrestre ciascun segmento corporeo è soggetto ad una forza applicata nel *baricentro* del segmento considerato e proporzionale alla sua massa. Per conoscere l'equilibrio di un corpo è quindi necessario conoscere il punto di applicazione di ciascuna forza, dunque calcolare il baricentro di ogni segmento, che non è però un'operazione così banale quando si parla di corpo umano;
- Una forza applicata ad un corpo, in assenza di una forza che la contrasti, produce un'*accelerazione* della massa proporzionale alla forza (secondo principio fondamentale della dinamica). Quando la forza accelerante si annulla, la massa *conserva la velocità* raggiunta, mentre per annullare tale velocità occorre applicare una *forza deceleratrice* per un tempo sufficiente;
- Forze interne* ad un sistema di masse, cioè le forze di interazione tra le masse, non sono in grado di spostare il baricentro di un sistema, ma solo le *forze esterne* sono in grado di farlo, ad esempio reazioni di appoggio, forze gravitazionali, ecc.

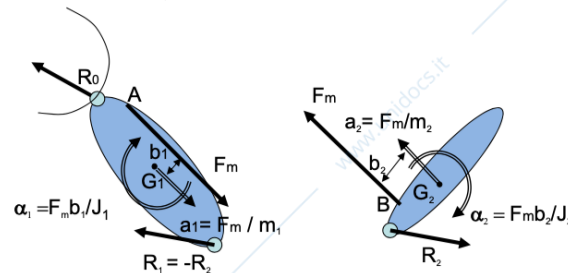
Esempio

Partendo da condizioni di equilibrio statico, un solo muscolo (linea A-B) modifichi istantaneamente la forza di contrazione. I segmenti A e B subirebbero:

- una accelerazione istantanea lineare inversamente proporzionale alla loro massa (m);
- una accelerazione angolare proporzionale al momento della forza muscolare rispetto al baricentro ed inversamente proporzionale al momento d'inerzia baricentrale (J)



In *presenza di articolazione* invece, la forza di interazione tra i segmenti anatomici può variare istantaneamente in accordo con il principio di azione e reazione, e quindi il movimento risultante non è facilmente prevedibile.



Ne risulta che, la variazione di forza muscolare di un solo muscolo, rispetto a quella necessaria per mantenere l'equilibrio statico, deve comportare necessariamente, in *assenza di interventi di compensazione*:

- l'accelerazione (lineare e rotatoria) di tutti i segmenti corporei;
- la conseguente variazione di configurazione geometrica del corpo;
- la conseguente variazione dei momenti dovuti alle forze gravitazionali rispetto alle articolazioni;
- la conseguente variazione delle forze di reazione al terreno;
- il collasso del corpo a terra.

MUSCOLI FISSATORI E ANTIGRAVITARI

Fondamentalmente possiamo affermare che nel corpo umano ci siano dei muscoli il cui compito è quello di regolare il movimento e il mantenimento della postura, che sono:

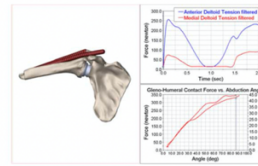
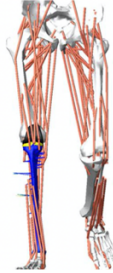
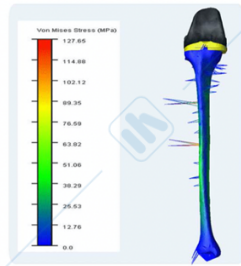
- Muscoli fissatori:** sono muscoli che agiscono al fine di bloccare un'articolazione, poiché l'azione del muscolo che produce il movimento è caratterizzata da variazione di forze muscolari che agiscono su determinate articolazioni prossimali rispetto al segmento in movimento;
- Muscoli antigrafitari:** muscoli che generano delle forze al fine di evitare il cedimento dovuto ai cambiamenti di assetto posturale conseguenti al movimento.

Supponendo le condizioni cinematiche iniziali caratterizzate da velocità nulle, vediamo perché l'azione dei muscoli fissatori e antigrafitari è estremamente importante:

1. *In assenza di forze muscolari e di contatti con il terreno* tutti i segmenti corporei accelererebbero verso il centro della terra mantenendo la configurazione geometrica iniziale;
2. *In presenza di terreno* si svilupperebbero forze di contatto in grado di impedire il movimento verso il basso dei segmenti anatomici a contatto col terreno. I segmenti più in alto ruoterebbero attorno alle articolazioni dei segmenti inferiori ed il corpo collasserebbe al suolo;
3. *In presenza oltre che del terreno anche di forze muscolari* in grado di produrre momenti alle articolazioni che equilibrano i momenti generati dalle forze gravitazionali e dalle forze di contatto con il terreno il corpo rimarrebbe nelle condizioni iniziali, dunque tali forze muscolari sono necessarie a mantenere l'equilibrio della struttura, poiché la sola reazione al terreno non è sufficiente.

SIMULAZIONE BIOMECCANICA DEL MOVIMENTO

Uno dei più grandi benefici della simulazione biomeccanica è il poter *studiare* problemi che sarebbero altrimenti difficili, costosi e/o non-etici da studiare sperimentalmente. Tramite la simulazione si può *predire* l'effetto di alterazioni neurologiche, muscolari o scheletriche sulla prestazione. I modelli usati permettono di cambiare in maniera sistematica e controllabile un solo parametro alla volta e identificare i fattori sensibili alla prestazione e al rischio d'infortunio.



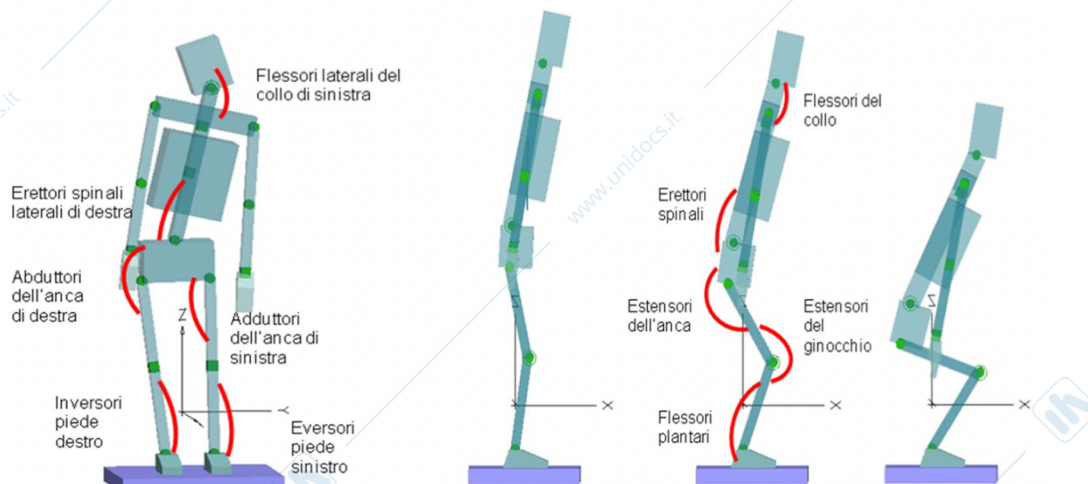
3. STRUTTURA DI SOSTEGNO

Lo scheletro è la struttura di sostegno del corpo umano, che è costituito da *elementi rigidi*, ovvero le ossa, e da *elementi visco-elastici* più o meno deformabili che permettono in alcuni casi una notevole mobilità relativa, ad esempio i tendini.

Il *modello multi-segmentale* rappresenta la struttura di sostegno del corpo umano. I vari segmenti, costituiti da *barre* dotate di massa, sono collegati tra di loro con *cerniere ideali monoassiali*, con asse di rotazione anteroposteriore.

Se le cerniere sono *libere* di ruotare la forza peso porta necessariamente al collasso della struttura, mentre se le cerniere sono *bloccate* può essere garantito l'equilibrio, a patto che la condizione iniziale sia compatibile con l'equilibrio, ovvero se il baricentro nella condizione iniziale non esce dall'area di appoggio della struttura.

Il corpo umano può quindi essere rappresentato come una serie di segmenti meccanici incernierati tra loro e dotati di una certa massa. Per *evitare il collasso* della struttura entrano in gioco particolari muscoli che applicano delle forze interne e dei momenti atti ad equilibrare la struttura e bloccare le articolazioni.



I muscoli rappresentati in figura sono i primi ad intervenire per evitare il collasso sia nel piano frontale che in quello sagittale.

- * Abduzioni: allontanano i segmenti corporei al baricentro
- Adduttori: avvicinano i segmenti corporei al baricentro

FORZE INTERNE ED ESTERNE

I muscoli agiscono creando dei *momenti interni* che equilibrano quelli *esterni* ($M_{INT} = M_{EXT}$), ma vediamo meglio cosa si intende con forze interne ed esterne:

- *Forze e momenti interni*: forze e momenti dovuti ai *muscoli*, *legamenti* e *forze di contatto articolare*, che vengono calibrati al fine di eguagliare quelli esterni. Lo sviluppo di modelli biomeccanici che ci permette di determinare l'azione dovuta a ciascun muscolo è molto importante per studiare le situazioni patologiche legate a questo aspetto;
- *Forze e momenti esterni*: forze *gravitazionali*, forze di *interazione* con le superfici esterne e forze *inerziali* che perturbano la struttura corporea e vanno equilibrate per garantire l'equilibrio; in alcuni casi come forze esterne si considerano solo le forze di contatto perché se si considerano solo i segmenti inferiori del corpo, le altre forze si possono considerare trascurabili, mentre quando si considerano i segmenti superiori non si possono trascurare le altre forze esterne.

MODELLI DELLO SCHELETRO

Quando si costruisce un *modello* è necessario rispettare alcune caratteristiche geometriche dello scheletro, che nel corpo umano ha diverse funzioni, come:

- Sostegno;
- Protezione;
- Movimento;
- Riserva di minerali;
- Produzione di cellule del sangue.

Inoltre, lo scheletro ha anche diverse caratteristiche che lo rendono difficile da rappresentare con un modello fedele, quali la sua capacità di *crescita*, di *adattamento al carico* e di *autoriparazione*.

I modelli che si considerano per ogni applicazione inoltre sono più o meno *complessi* a seconda di cosa si deve studiare: ad esempio se dobbiamo modellare il movimento dell'intero corpo possiamo schematizzare il piede con un semplice segmento, mentre se dobbiamo studiare nello specifico l'interazione tra piede e terreno va utilizzato un modello di piede molto più complesso.

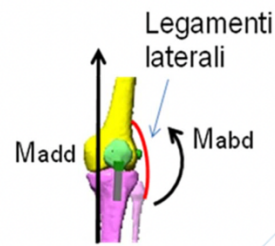
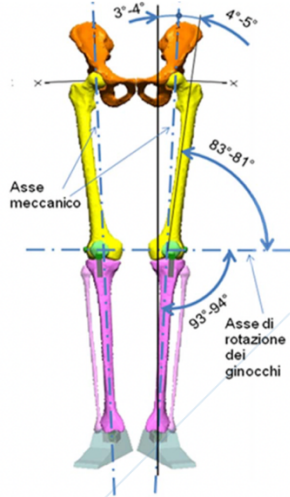
I modelli dell'arto inferiore, ad esempio, evidenziano le funzioni di distribuzione dei carichi e di possibilità di movimento. Il modo in cui sono disposte le ossa è addirittura atto a favorire i movimenti che le articolazioni devono garantire e i modelli biomeccanici costruiti devono essere in grado di riportare tali *caratteristiche geometriche*, che influiscono notevolmente sul movimento.

Le *caratteristiche geometriche* della struttura, infatti, influiscono sul punto di applicazione della forza generata dai muscoli e quindi sul sistema di forze e momenti sviluppati.

Gli *angoli* tra le varie articolazioni e la conformazione delle ossa stesse sono un esempio di questo tipo di caratteristiche geometriche, atte a favorire il movimento con lo sforzo minore possibile.

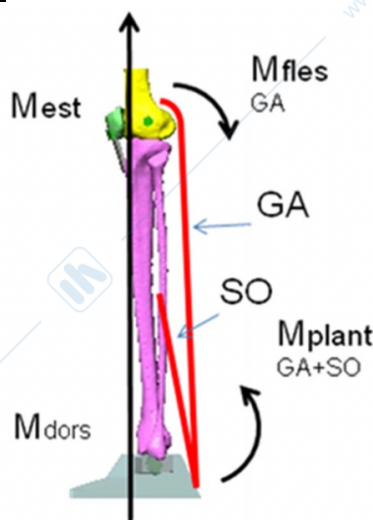
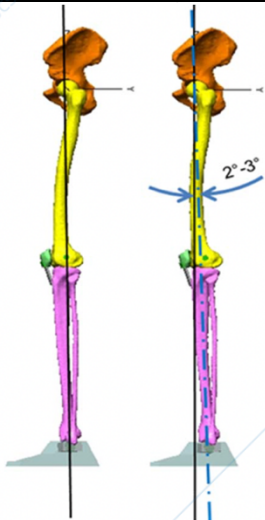
Vediamo alcuni esempi:

Modello di arti inferiori sul piano frontale



Ad esempio, il fatto che gli angoli tra i segmenti non siano esattamente perpendicolari favorisce la condizione ottimale per la generazione della coppia corretta.

Modello di arti inferiori sul piano sagittale



In questo caso gli angoli fanno in modo che le forze generate siano esattamente allineate alle forze di reazione al terreno. Inoltre l'inclinazione dell'asse meccanico che permette di avere un momento nullo all'anca (la retta d'azione della reazione d'appoggio, linea nera verticale, passa per il centro articolare dell'anca).

4. IL SISTEMA MUSCOLARE

I muscoli sono gli *attuatori* del movimento, ovvero sono quella parte del corpo che genera le forze che permettono ai diversi distretti di *muoversi*.

Un *modello muscoloscheletrico* è fondamentalmente un insieme di relazioni matematiche tra le *variabili cinematiche* descrittive del movimento del sistema scheletrico e le *variabili* che caratterizzano le condizioni di funzionamento dei vari muscoli (lunghezza, velocità di variazione di lunghezza, bracci di leva).

L'*operazione di modellizzazione* è molto complessa perché i muscoli che intervengono durante il movimento di ogni articolazione sono moltissimi e con funzioni molto diverse tra loro.

In generale però per schematizzare un muscolo si utilizza il modello di un *attuatore*, che applica una forza in un certo punto e lungo una direzione prefissata, che può però variare nel tempo; il punto di inserzione del muscolo in cui viene applicata la forza è molto importante ai fini del corretto movimento.

PROBLEMA DINAMICO DIRETTO

Si parla di *problema dinamico diretto* quando a partire dalle condizioni dinamiche applicate al corpo, quindi conoscendo il sistema di forze che viene applicato al corpo (comprese quelle muscolari), si vuole risalire alle caratteristiche cinematiche risultanti, ovvero alle caratteristiche del movimento che risulta dall'azione controllata di singoli muscoli o di gruppi muscolari per comprenderne meglio il funzionamento.

Problema dinamico diretto: caratteristiche dinamiche → caratteristiche cinematiche

Viceversa (caratteristiche cinematiche → caratteristiche dinamiche) si parla di *problema cinematico inverso*.

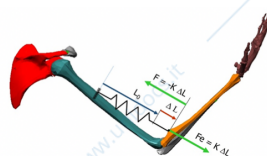
MUSCOLI MONOARTICOLARI E BIARTICOLARI

I muscoli si possono classificare in base a diversi criteri, ad esempio rispetto *all'effetto che hanno sulle articolazioni* circostanti: si distinguono muscoli *monoarticolari* o *biarticolari* a seconda che il loro punto di inserzione sia legato ad una sola articolazione oppure a due articolazioni diverse.

Ad esempio, il soleo è un muscolo monoarticolare perché agisce solo sull'articolazione della caviglia, mentre il gastrocnemio è biarticolare perché agisce sia sulla caviglia che sul ginocchio.

TIPI DI FORZA MUSCOLARE

In prima approssimazione si può schematizzare il muscolo con una *molla* con una lunghezza iniziale l_0 e una costante elastica k .



Quando al muscolo viene applicata una forza esterna, il muscolo reagisce creando una *forza uguale e contraria* pari a $k\Delta l$: in una condizione di equilibrio, la forza esterna e quella interna si equilibrano, mentre se le due forze sono diverse si possono creare due situazioni diverse.

Il muscolo può quindi produrre due tipi differenti di forza:

- **Forza eccentrica**: la forza generata dal muscolo è minore della forza applicata dall'esterno, quindi il muscolo si allunga sotto l'azione della forza esterna; in questo caso la forza generata ha verso opposto rispetto all'allungamento e il muscolo produce un *lavoro negativo*
- **Forza concentrica**: la forza generata dal muscolo è maggiore della forza applicata dall'esterno, quindi il muscolo si accorcia grazie alla forza muscolare; in questo caso la forza generata ha lo stesso verso rispetto all'allungamento e il muscolo produce un *lavoro positivo*

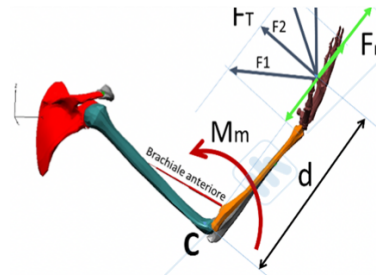
Forza eccentrica e concentrica quindi si distinguono in base ai versi relativi tra la forza generata dal muscolo e l'allungamento, quindi dal segno del lavoro prodotto.

SIMULAZIONI DELL'AZIONE MUSCOLARE

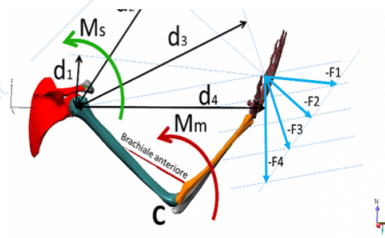
Tramite i modelli biomeccanici già visti si possono *simulare le azioni* che la contrazione dei muscoli ha sul resto della struttura corporea, a seconda dell'entità della forza generata e dei punti di inserzione dei muscoli.

Esempio: modello del muscolo brachiale

Il muscolo brachiale anteriore, che è un muscolo monoarticolare, applica un momento *sull'articolazione del gomito* (in particolare è un muscolo flessore del gomito), che permette alla mano di generare diversi tipi di forza. Le forze prodotte a livello della mano hanno tutte la stessa componente F_T normale all'asse dell'avambraccio, ma possono avere diverse orientazioni e componenti nell'altra direzione, ma vengono tutte prodotte grazie al momento M_m che viene generato dal muscolo brachiale anteriore ($M_m = F_T b$).



Il modello si complica se si considerano anche le forze scambiate a livello *dell'articolazione della spalla*, perché in questo caso le forze a livello della mano generano un momento a livello della spalla che risente della direzione e dell'intensità delle singole forze. In questo caso non si considerano le forze applicate dalla mano all'esterno, ma le reazioni esterne applicate alla mano, quindi le forze uguali e contrarie al caso precedente.



Quindi forze diverse applicate alla mano, a parità di momento muscolare al gomito, richiedono diversi momenti generati alla spalla per l'equilibrio, quindi i muscoli della spalla controllano la forza trasmessa dalla mano insieme a quelli del gomito.

Se ne deduce che *i muscoli biarticolari necessitano di muscoli monoarticolari* associati per controbilanciare le forze ed effettuare il movimento correttamente; tra muscoli monoarticolari e biarticolari c'è quindi una *sinergia*, sia temporale che spaziale.

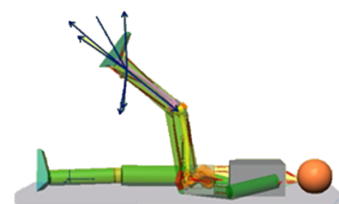
In questo caso abbiamo però considerato solo le forze esterne applicate direttamente al corpo, ma avremmo dovuto considerare anche la forza peso. In sintesi, applicando una determinata forza dall'esterno, il muscolo deve applicare una certa forza che tenga conto sia della forza esterna applicata sia della forza gravitazionale applicata al corpo (e in realtà anche la forza inerziale associata al movimento). Se la forza esterna totale è maggiore della forza interna applicata, quindi il muscolo si allunga, si ha una contrazione eccentrica, viceversa concentrica.

TEST FUNZIONALI

Per valutare la funzionalità di determinati muscoli esistono dei test, detti *test funzionali*, in cui il *fisioterapista* imprime una forza esterna, che viene contrastata dalla forza muscolare interna. A seconda dell'entità della forza che viene generata il fisioterapista è in grado di valutare se il muscolo funziona correttamente, applicando la corretta forza, e se si allunga in modo corretto.

Il paziente viene posizionato in una particolare posizione in modo tale che nel movimento impresso venga chiamato in causa il muscolo di cui si vuole valutare la funzionalità.

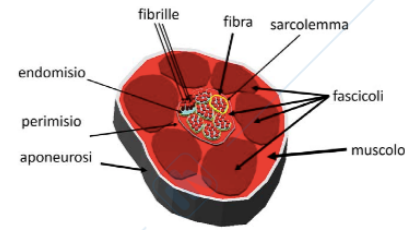
Il fisioterapista valuta quindi se il soggetto è in grado di contrastare la forza applicata mantenendo una determinata posizione o se l'articolazione va incontro a cedimento.



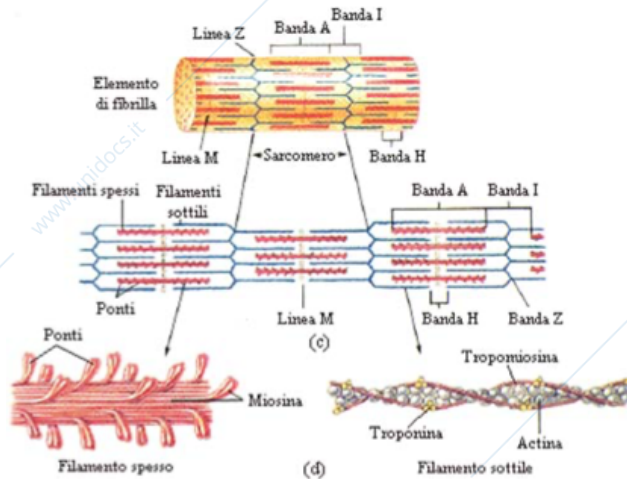
STRUTTURA DEL MUSCOLO

Finora abbiamo visto diverse tipologie e funzionalità dei muscoli (agonisti/antagonisti, monoarticolari/biarticolari, fissatori e antigravitari, ecc..), ma non abbiamo ancora indagato come il muscolo riesce a produrre forza.

Il muscolo è in grado di generare forza grazie alla sua particolare struttura, costituita da *fibre muscolari*, che nell'insieme formano i *fascicoli muscolari* che compongono i muscoli. L'unità contrattile base dei muscoli è il *sarcomero*, che si dispone in serie ad altri sarcomeri a formare *fibrille muscolari*. I sarcomeri sono costituiti da due tipi di filamenti: filamenti spessi di miosina e filamenti sottili di actina, che si muovono gli uni rispetto agli altri permettendo la contrazione muscolare, senza però causare la deformazione dei filamenti stessi.

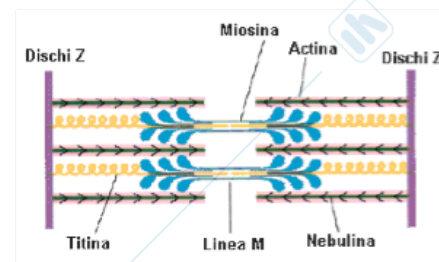


Il sarcomero



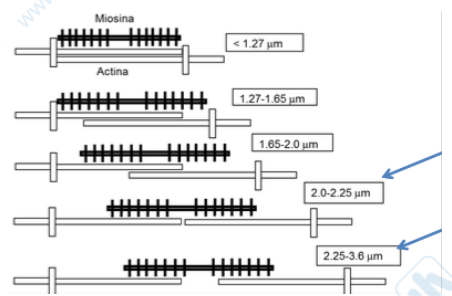
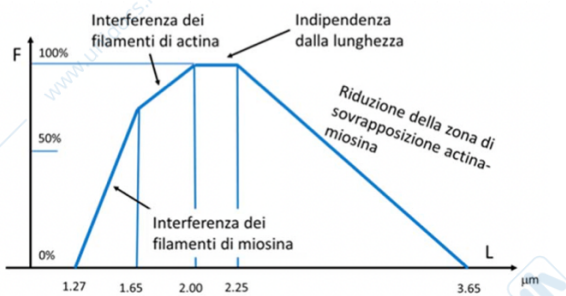
Nel *sarcomero* si distinguono delle *bande chiare*, costituite dai soli filamenti di *actina*, e delle *bande scure*, in cui i filamenti di *actina* e *miosina* sono sovrapposti. I filamenti di *actina* sono collegati ai *dischi z*, che si avvicinano quando il sarcomero si contrae, mentre la *linea M* rappresenta il punto medio dei filamenti di *miosina*. Le lunghezze dei vari segmenti del sarcomero sono importanti perché hanno uno stretto legame con l'entità della forza che viene sviluppata.

La contrazione del sarcomero avviene grazie allo scorrimento relativo dei filamenti di *actina* e *miosina*, che è permessa dalla creazione del *ponte attivo* tra la testa della *miosina* e i siti attivi della *actina*; il momento in cui la testa della *miosina* è attiva e fa presa sull'*actina* per avanzare si chiama *power stroke*.



Forza generata dal sarcomero

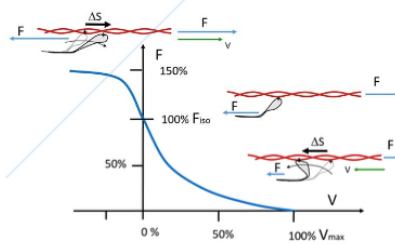
La *forza generata dal sarcomero* varia in base a come sono disposte le fibre di *miosina* rispetto a quelle di *actina*, quindi in base alla condizione in cui si trova il sarcomero.



- Nella situazione in cui i filamenti sono *maggiormente sovrapposti* il sarcomero è lungo 1.27 micrometri, quindi al di sotto di questa lunghezza non può essere generata forza perché il sarcomero non riesce a compattarsi ulteriormente
- Quando invece la lunghezza del sarcomero è compresa tra 1.27 e 1.65 micrometri la forza generata cresce al crescere della lunghezza, perché un numero crescente di teste della *miosina* riesce a trovare un punto di presa sull'*actina*, fino a raggiungere la *condizione ottimale* in cui tutte le teste hanno un sito di aggancio, che corrisponde alla lunghezza del sarcomero tra i 2.00 e 2.25 micrometri
- La forza generata poi *decresce linearmente*, perché le teste della *miosina* perdono nuovamente siti di aggancio sull'*actina*, quindi riescono a generare sempre meno forza.

Dipendenza forza-velocità nel sarcomero

La forza totale generata dai sarcomeri, ovvero la forza generata dai ponti di actina-miosina in presa, dipende dalla *velocità* con cui scorrono i filamenti del sarcomero.



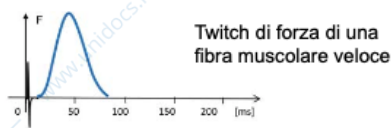
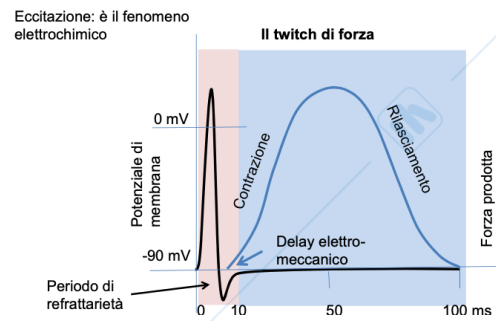
Quando i *filamenti si avvicinano* (velocità positiva), quindi il sarcomero si accorcia, la forza generata *diminuisce* all'aumentare della velocità di scorrimento, perché la forza applicata dalle teste diminuisce dovendo anche contrastare il movimento delle fibre.

Quando invece i *filamenti si allontanano* (velocità negativa), quindi il sarcomero si allunga, si registra il comportamento opposto, ovvero la forza *aumenta* all'aumentare della velocità, perché le teste della miosina sono facilitate nell'aggancio all'actina.

SEGNALE DI CONTRAZIONE MUSCOLARE

Le fibre iniziano a contrarsi quando ricevono un segnale elettrico, detto *potenziale d'azione*, da parte del sistema nervoso. Si dice che la generazione del segnale di contrazione è un *fenomeno elettro-chimico-meccanico*, perché ha origine da un segnale elettrico, vengono poi rilasciate sostanze chimiche che regolano la contrazione e infine ha origine un'azione meccanica.

È importante sottolineare la presenza di un *delay elettromeccanico*, ovvero un ritardo tra l'arrivo del segnale elettrico che dà il comando per il movimento e l'effettiva generazione della forza meccanica. Tale ritardo è dovuto allo *spostamento relativo tra i filamenti di actina e miosina*, che non è un fenomeno immediato ma richiede un certo tempo di attivazione e svolgimento a causa dei fenomeni chimici ed energetici che sono coinvolti.

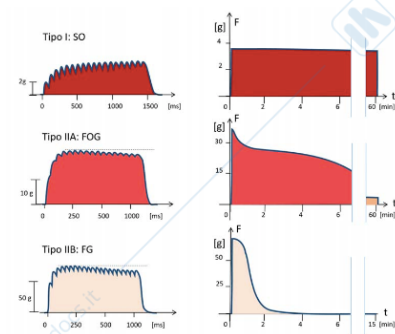


Poiché il ritardo elettromeccanico è dovuto al meccanismo del movimento relativo tra actina e miosina, esso è presente sia nelle fibre *lente* sia nelle fibre *veloci*, dove le fibre lente sono quelle che generano forza di bassa intensità per lungo tempo, mentre quelle veloci generano forza molto più intensa, che però dura per poco tempo.

TIPI DI FIBRE MUSCOLARI

Le fibre muscolari si distinguono anche in *fibre rosse* e *fibre bianche*, a seconda del modo in cui producono energia e dei meccanismi metabolici che sfruttano:

- Le fibre *lente ossidative*, dette anche fibre SO (Slow Oxidative) o fibre di tipo I, sono fibre rosse caratterizzate da un meccanismo aerobico;
- Le fibre *veloci ossidative glicoliche*, dette anche FOG (Fast Oxidative Glycolytic) o fibre di tipo IIA, sono fibre rosse caratterizzate da un in parte meccanismo anaerobico e in parte aerobico;
- Le fibre *veloci glicoliche*, dette anche FG (fast Glycolytic) o fibre di tipo IIB, sono fibre bianche caratterizzate da un meccanismo anaerobico alattacido



| Tipo fibra | sigla | Dimensioni fibre | Dimensioni assone | Rapporto di innervazione Nfm/Nfn | Forza generata dall'unità motoria |
|--------------|-------|------------------|-------------------|----------------------------------|-----------------------------------|
| I (lente) | SO | piccole | piccole | basso | piccola |
| IIA | FOG | medie | medie | medio | media |
| IIB (veloci) | FG | grandi | grandi | alto | grande |

Questi diversi tipi di fibre presentano delle differenze anche nelle *dimensioni geometriche*: le fibre veloci sono di grandi dimensioni, mentre quelle lente di piccole dimensioni. Le dimensioni delle fibre sono *proporzionali* alle dimensioni degli assoni che le innervano e al rapporto di innervazione.

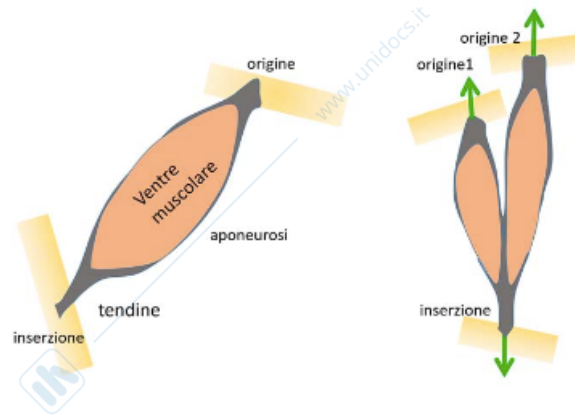
STRUTTURA GLOBALE DEL MUSCOLO (CARATTERISTICHE GEOMETRICHE)

La parte centrale del muscolo è detto *ventre muscolare*, il quale presenta dei *punti di inserzione* sulle articolazioni e sulle ossa, grazie ai quali la forza generata dai muscoli viene trasmessa allo scheletro per permettere il movimento.

Muscoli bicipiti e fusiformi

A seconda dei punti di inserzione ricordiamo che i muscoli si distinguono in monoarticolari o biarticolari, ovvero che la loro contrazione ha effetto su due articolazioni o su una singola, ma si può fare anche una distinzione a seconda del numero di punti di inserzione che il muscolo presenta:

- Muscolo *fusiforme*: un punto di inserzione a ciascun estremo
- Muscolo *bicipite*: un punto di inserzione ad un estremo e due punti di inserzione all'altro estremo



Muscoli a fibre longitudinali e pennati

Si distinguono poi i muscoli a seconda della *disposizione delle fibre* al loro interno rispetto alla direzione di applicazione della forza, ovvero rispetto ai punti di inserzione:

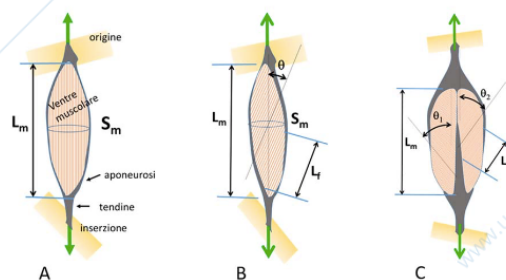
- Muscoli con *fibre longitudinali (A)*: la forza generata dal muscolo ha la stessa direzione delle fibre che lo costituiscono, quindi la retta che congiunge i punti di inserzione del muscolo sullo scheletro è parallela alla direzione delle fibre del muscolo.
 $ML = FL^1$

Quindi muscoli e fibre hanno la stessa lunghezza;

- Muscoli *pennati (B)*: la forza generata ha una direzione diversa dalla direzione delle fibre al suo interno. L'angolo tra queste due direzioni si chiama *angolo di pennazione*, che non è necessariamente costante per tutte le fibre del muscolo, ma all'interno dello stesso muscolo si possono trovare fibre con diverse inclinazioni; questi ultimi muscoli sono detti *multipennati (C)*, per i quali si può individuare un angolo di pennazione medio tra tutte le fibre.

$FL > ML$ in particolare $FL/FM = 0.2 - 0.6$

Quindi le fibre inclinate sono più lunghe del muscolo e tale differenza dipende dall'entità dell'angolo di pennazione, che in generale varia tra 0° e 30° ; per i muscoli multipennati la lunghezza di ciascuna fibra varia rispetto alle altre in base all'angolo di inclinazione.



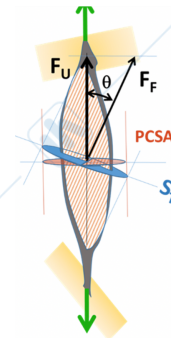
Le *proprietà contrattili del muscolo* dipendono da diversi fattori, in particolare fattori geometrici, ma anche fattori strutturali come la massa:

Proprietà contrattili del muscolo = f (massa, lunghezza totale fibre e sarcomeri, angolo pennazione)

La direzione delle fibre che abbiamo appena visto ha un notevole impatto sulla *generazione della forza* da parte del muscolo, quindi per studiare come un muscolo in particolare genera la forza è importante conoscerne l'inclinazione delle fibre oltre che il punto di inserzione della forza.

Se le fibre sono inclinate, la forza generata dal muscolo nella direzione dell'asse dei punti inserzione dipenderà dall'angolo di inclinazione delle fibre rispetto a tale direzione e in particolare potrebbe sembrare che la forza diminuisca tanto più le fibre sono inclinate.

In realtà i *muscoli pennati* sono quelli che vengono reclutati quando c'è bisogno di produrre una *forza di grande entità*, proprio grazie alla disposizione inclinata delle fibre, mentre i *muscoli longitudinali* vengono reclutati per la generazione di *forze di minore entità*.



La spiegazione di questo fatto dipende dalla *sezione del muscolo* e dall'inclinazione delle fibre, in particolare notiamo che la forza generata dipende dalla *sezione* S_T del muscolo:

$$F_F = K_F S_T$$

Dove K_F è una costante di proporzionalità tra la forza generata e la sezione del muscolo (in questo caso non si tratta della costante elastica delle molle ma solo di una costante di proporzionalità).

Distinguiamo *due tipi di sezioni* all'interno del muscolo:

- *Cross Section Area* (S_T o CSA): sezione del muscolo in direzione perpendicolare alla direzione delle fibre;
- *Physiological Cross Section Area* ($PCSA$): sezione del muscolo in direzione perpendicolare alla direzione del muscolo, quindi inclinata rispetto alle fibre

Se il muscolo ha fibre longitudinali si ha che $PCSA = S_T$, mentre nei muscoli pennati invece $PCSA < S_T$.

Facendo riferimento ad un volumetto di muscolo si può ricavare la Cross Section Area S_T a partire dalla densità del muscolo e dalla lunghezza delle fibre:

$$S_T = \frac{\text{volume}}{\text{lunghezza}} = \frac{\text{massa}}{\text{densità} \times \text{lunghezza}}$$

Si può poi ricavare anche la Physiological Cross Section Area come $PCSA = S_T \cdot \cos(\theta)$

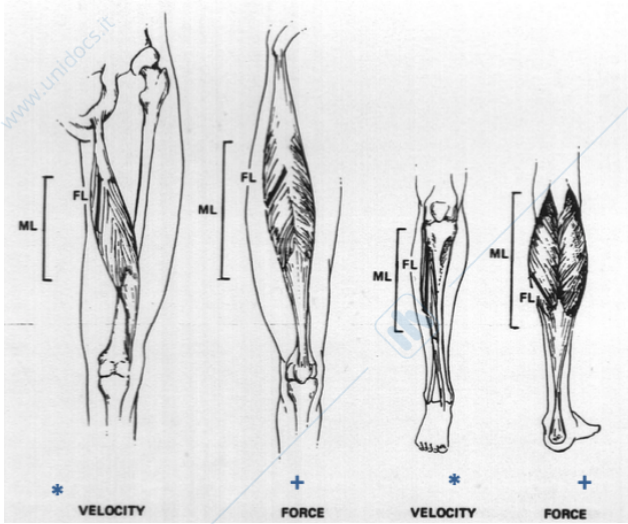
Considerando le formule appena scritte, si nota che in un muscolo pennato si possono inserire *molte più fibre* muscolari in uno stesso volume, ovvero una massa muscolare molto maggiore, rispetto a quante se ne possono compattare in un muscolo a fibre longitudinali.

Questo, dunque, è il motivo per cui, nonostante le fibre sono inclinate, i muscoli pennati vengono reclutati per produrre forza di entità molto grande, perché grazie alla presenza di più fibre muscolari riescono a produrre una forza maggiore di quelli a fibre longitudinali.

Inoltre, anche la *variazione di lunghezza* delle fibre dipende dall'inclinazione delle fibre rispetto alla direzione dei punti di inserzione. Nei muscoli pennati la variazione di lunghezza dipende dai numeri di sarcomeri in serie (N_s), dalla variazione di lunghezza di ciascun sarcomero e dall'angolo di pennazione:

$$\Delta L = N_s * \Delta L_s \cos \theta$$

La disposizione delle fibre, dunque, impatta in modo importante sulla *generazione di forza* del muscolo e sulla sua *cinematica*, in particolare muscoli come il quadricipite che hanno un elevato angolo di pennazione sono caratterizzati dalla generazione di forze notevoli ma da accorciamenti molto piccoli, muscoli con fibre longitudinali invece garantiscono notevoli allungamenti ma forze di piccola entità.

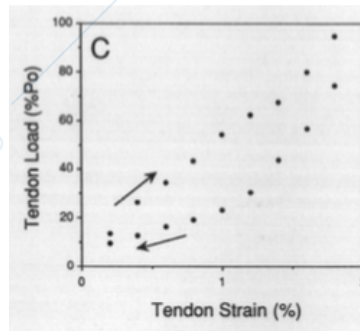


Nell'immagine sono evidenziati con il simbolo + i muscoli che generano forze molto elevate, come il quadricipite e il gastrocnemio, mentre con il simbolo * sono indicati i muscoli caratterizzati da notevoli allungamenti, come i muscoli tibiali o i muscoli della coscia.

Proprietà meccaniche del muscolo e del tendine

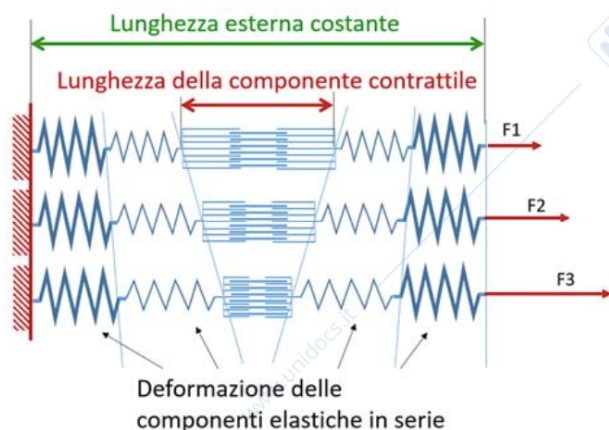
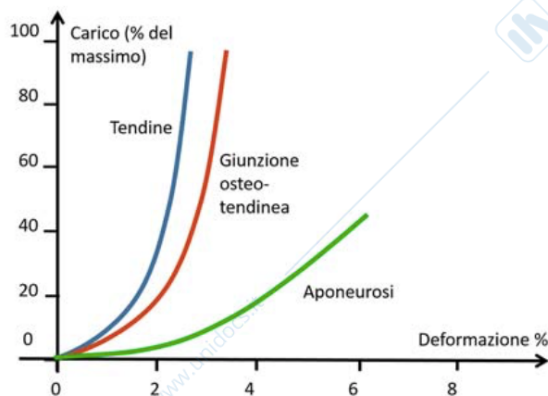
Per valutare le proprietà meccaniche dei muscoli dobbiamo necessariamente valutare anche quelle delle strutture adiacenti che collaborano con i muscoli. In particolare, possiamo affermare che in termini di sforzo sui tendini agisce una sollecitazione di circa 1 GPa , sulle ossa di 20 GPa , mentre sui muscoli uno sforzo intermedio di 200 kPa .

Il *tendine* inoltre ha delle proprietà meccaniche particolari perché non trasmette le sollecitazioni in modo diretto tra le ossa e i muscoli, ma presenta delle *caratteristiche viscosc* che si manifestano con delle aree di isteresi presenti nelle curve sforzo-deformazione; ciò significa che il tendine presenta un comportamento diverso a seconda che il carico venga applicato o tolto dal tendine.



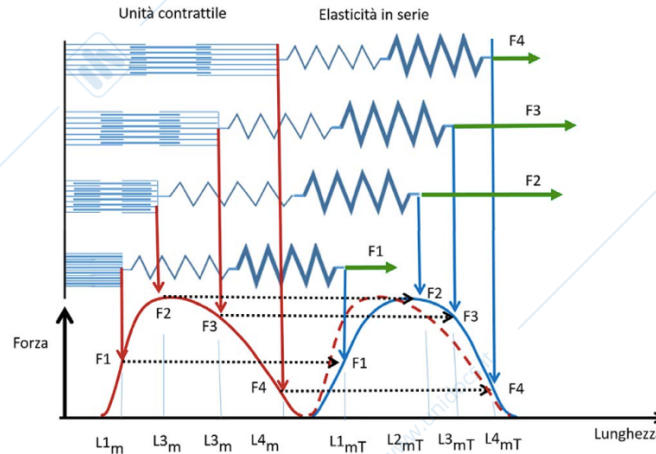
Il tendine non presenta però caratteristiche uguali in tutti i suoi punti, ma le curve sforzo – deformazione variano anche in base al particolare punto considerato, ad esempio nella giunzione osseo – tendinea o nell'aponeurosi. La tangente alle diverse curve rappresenta il modulo elastico del tendine in quel punto e si nota che tale parametro è *minore* nel punto in cui il tendine è collegato al muscolo (*aponeurosi*) e *maggiore* nel punto in cui il tendine si collega all'osso (*giunzione osseo – tendinea*).

Il tendine si può allora modellizzare come una *serie di due molle* con costanti elastiche diverse, una che rappresenta l'aponeurosi con una costante elastica *minore* e l'altra che rappresenta la giunzione osseo-tendinea con una costante elastica *maggiore*.

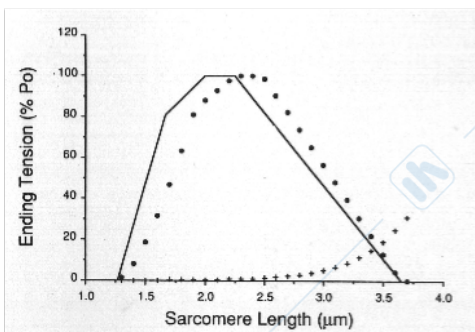


Nel grafico sottostante la *curva rossa* mostra la forza generata dalla *sola parte contrattile* del muscolo rispetto alla situazione di allungamento del muscolo stesso, che varia a seconda della condizione di sovrapposizione tra i filamenti di actina e miosina, come visto precedentemente.

La *curva blu* invece rappresenta la situazione in cui non solo si considera la parte contrattile del muscolo, ma *anche* l'elasticità dovuta alla presenza del *tendine*, che trasla la curva verso destra di una notevole quantità a causa della sua cedevolezza, quindi la caratteristica di forza considerando anche il tendine è come se fosse "ritardata" rispetto a quella in cui si considera solo il muscolo.



Anche nel grafico sottostante viene evidenziata la traslazione del grafico forza-lunghezza che caratterizzava il *sarcomero*, che viene modificata a causa della cedevolezza del tendine.



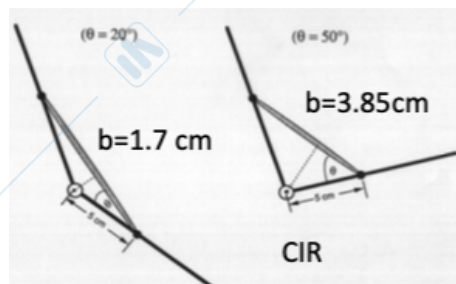
La curva continua rappresenta il grafico lunghezza-tensione del solo sarcomero, il grafico a + rappresenta il comportamento del tendine, mentre il grafico a pallini rappresenta il comportamento complessivo ottenuto considerando sia le caratteristiche del sarcomero che del tendine ad esso collegato.

Dunque, quando si studiano le caratteristiche meccaniche del muscolo è molto importante non trascurare anche quelle del tendine, perché quest'ultime hanno un notevole impatto sul comportamento complessivo della struttura.

Dipendenza del momento dal braccio di leva

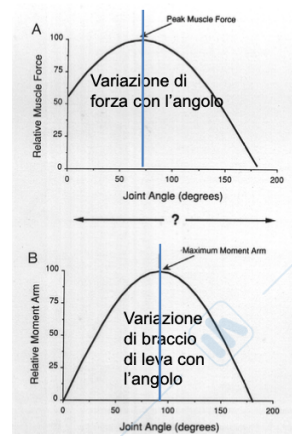
La capacità del muscolo di generare un certo momento dipende fortemente dal braccio di leva, ovvero dalla geometria che lo caratterizza, in particolare di come si inserisce rispetto alla struttura circostante.

Consideriamo ad esempio un modello che rappresenta l'articolazione del gomito: a parità di punti di inserzione del muscolo sulle ossa dell'articolazione, che non variano durante il movimento, il *braccio varia* a seconda della condizione in cui si trova l'articolazione ed in particolare dal seno dell'angolo formato dai segmenti articolari (flessione o estensione).



Dunque se si vuole generare un momento costante durante il movimento, poiché il braccio varia anche la forza generata dal muscolo dovrà essere continuamente adattata alla condizione in cui si trova l'articolazione. Dunque ancora una volta vediamo che la *condizione geometrica* in cui si trova il muscolo influenza notevolmente la forza che deve essere generata.

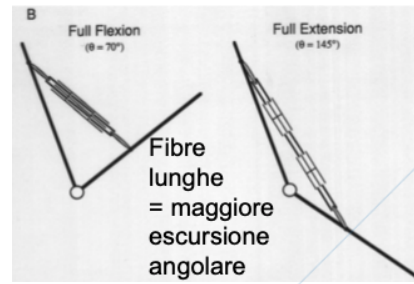
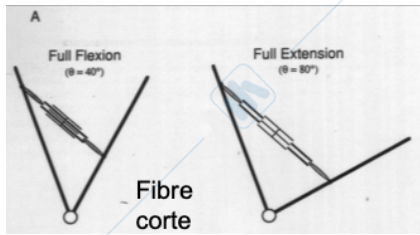
I grafici a destra mostrano la forza generata dal muscolo in funzione dell'angolo generato dal movimento articolare; il primo grafico mostra l'andamento delle forze generate dal muscolo mentre il secondo la dipendenza del braccio dall'angolo articolare. Si nota che non esiste un valore di angolo per cui il picco della forza corrisponde al picco del braccio del momento, ovvero i picchi dei due grafici non sono allineati.



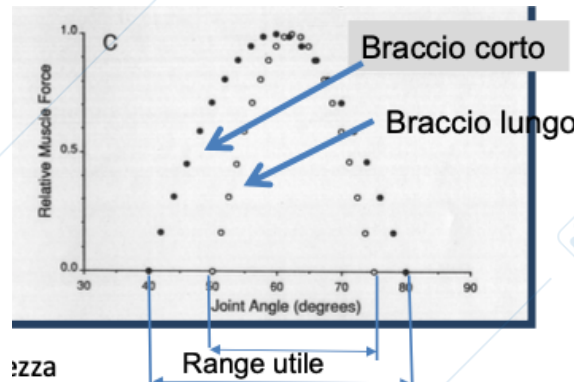
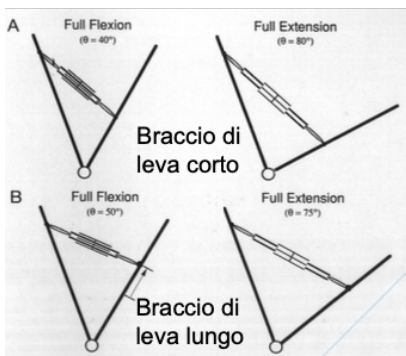
Le considerazioni precedenti sono state fatte grazie a degli esperimenti sui muscoli di rana in cui si è misurata la lunghezza dei sarcomeri in diverse condizioni geometriche grazie a tecniche di diffrazione laser. Da questi esperimenti si conclude che la forza muscolare e il braccio delle forze hanno dinamiche differenti, che vanno attentamente studiate per determinare il momento finale generato e non se ne può prendere in considerazione solo uno. Ad esempio se si applica una forza massimale su una certa articolazione non è detto che il momento risultante sia il massimo possibile, perché è necessario studiare anche l'andamento del braccio per fare questa affermazione.

Range di movimento di muscoli a fibre lunghe e corte

La *lunghezza delle fibre* di un muscolo ha un notevole impatto sul *range of motion* articolare possibile, perché una maggiore lunghezza delle fibre garantisce la possibilità di una maggiore estensione e quindi di un maggiore angolo articolare. In questo caso si stanno quindi considerando muscoli con fibre di lunghezza differente ma con gli stessi punti di inserzione.

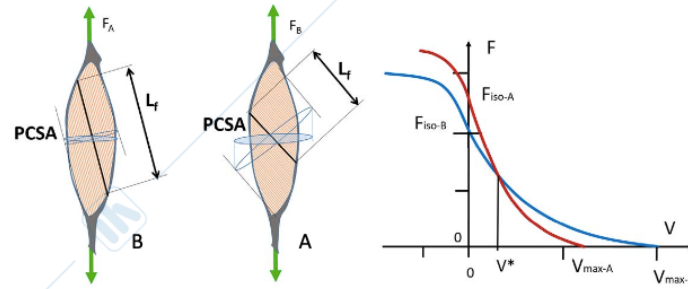


Consideriamo invece il caso in cui, a parità di lunghezza della fibra, si sposti il punto di inserzione del muscolo sull'articolazione, modificando così il *braccio di leva*. Anche in questo caso il range of motion varia a seconda del punto di inserzione scelto, in particolare ad un braccio di leva corto corrisponde un range articolare maggiore; dunque quest'ultimo non dipende solo dalla lunghezza delle fibre ma anche dai punti di inserzione del muscolo.



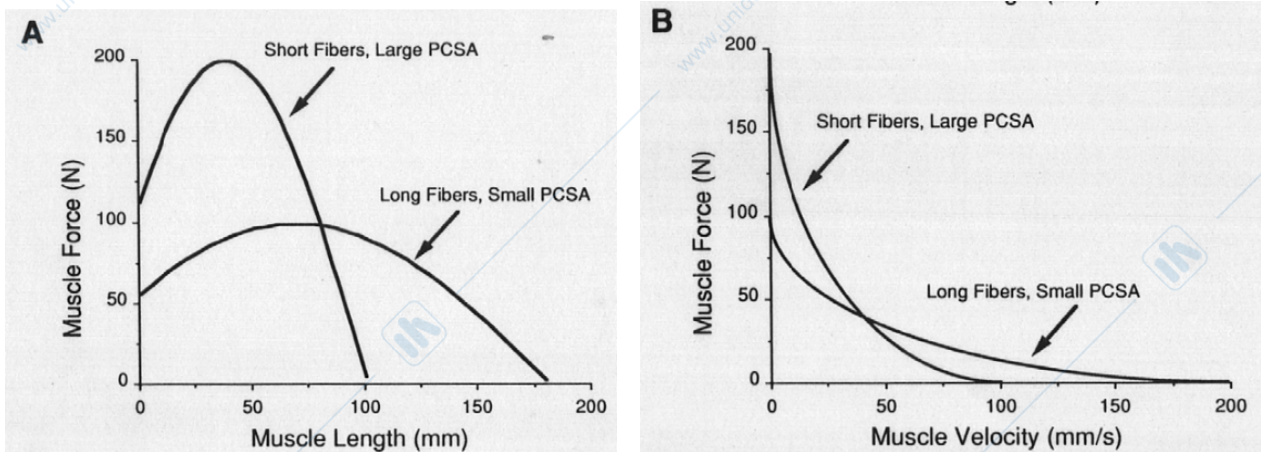
Dipendenza del grafico forza-velocità dal tipo di muscolo

La curva forza-velocità che caratterizza un muscolo dipende dalle caratteristiche geometriche del muscolo, in particolare dalla sua *Physiological Cross Section Area*:



Muscoli con PCSA piccole con fibre longitudinali lunghe (curva blu) hanno dei range di velocità molto inferiori ma generano forze maggiori rispetto a muscoli con PCSA grandi con fibre inclinate corte (curva rossa).

Dunque per avere velocità ridotte e forze importanti servono muscoli con *fibre corte inclinate*, mentre per avere velocità importanti a discapito della forza intervengono muscoli con *fibre longitudinali lunghe*. Questo può essere osservato anche nei grafici sottostanti, che mostrano che muscoli a fibre inclinate raggiungono grandi forze e velocità ridotte e al contrario quelli a fibre longitudinali grandi velocità e forze minori.



Muscoli a fibre longitudinali → notevoli allungamenti
Muscoli pennati → produzione di forza

... Riassunto dell'effetto dei diversi parametri strutturali sul muscolo

| Parametro | Proprietà influenzata |
|---|---|
| Lunghezza delle fibre | Velocità di contrazione ed escursione di movimento |
| Area sezione delle fibre | Forza esercitabile dalla fibra |
| PCSA | Massima forza e momento esercitabili dal muscolo |
| Lunghezza tendine | Aumento escursione del movimento articolare, smorzamento tensione e immagazzinamento di energia |
| Braccio di leva | Momento massimo |
| Rapporto lunghezza tendine/lungh. fibre | Rigidità dell'unità muscolo-tendinea |
| Rapporto lunghezza fibre/braccio di leva | Influenza del muscolo sulla produzione di momento |
| Distribuzione dei tipi di fibre nel muscolo | Velocità e resistenza muscolare |
| Distribuzione delle unità motorie | Controllo muscolare |

Tutte queste considerazioni sono molto importanti per poter creare dei *modelli accurati* della meccanica articolare e per poter predire la dinamica e la cinematica dei movimenti, ma anche per poter progettare degli *esercizi riabilitativi* utili a ripristinare determinate funzioni, senza correre il rischio di generare sollecitazioni non volute e pericolose all'interno dei muscoli o sullo scheletro.

Ad esempio nello svolgimento di un esercizio riabilitativo di tipo isometrico è importante conoscere quali tipi di muscoli vengono reclutati, per sapere come questi vengono stimolati e che effetto hanno sul movimento e anche per utilizzare il corretto macchinario per generare la sollecitazione voluta.

www.unidocs.it

www.unidocs.it

www.unidocs.it



www.unidocs.it

www.unidocs.it



www.unidocs.it

www.unidocs.it



www.unidocs.it

www.unidocs.it

www.unidocs.it - Appunti e dispense per superare i tuoi esami universitari