

MANO

-Muscoli estrinseci/intrinseci:

I muscoli intrinseci risiedono nell'unità funzionale della mano, ovvero nelle dita, e per questo sono piccoli. Ci permettono di coordinare il movimento. I muscoli estrinseci sono i muscoli dell'avambraccio. Più grandi e quindi in grado di esprimere forze superiori, solo mediante i tendini, che vanno guidati con fasce di tessuto connettivo, dentro le quali vanno a scorrere, per poi agire sul segmento osseo di arrivo. Si hanno 15 estrinseci e 18 intrinseci. La contrazione sinergica dei muscoli estrinseci ed intrinseci promuove la flessione del palmo e delle dita, quindi la chiusura della mano.

-Quali tipi di prese effettua la mano, e con quali muscoli:

La presa può essere distinta per qualità e morfologia.

La mano può effettuare prese di precisione o di forza corrispondono alla presa di qualità.

La presa per morfologia che dipende dai diversi assetti dei segmenti. Troviamo prese interdigitali (tra dita e pollice), prese pollici-digitali (di opposizione terminale o sub terminale o sub terminale-laterale), prese a gancio e prese digitopalmari (tra dita e palmo), i muscoli coinvolti in queste prese sono i muscoli estrinseci e intrinseci.

-GRIP TEST:

L'obiettivo del Test è stringere la maniglia con la massima forza, mantenere la contrazione per almeno 5 secondi, poi rilasciare i muscoli e valutare i risultati.

SANGUE:

-Massa specifica del sangue:

la massa specifica del sangue dipende dall'ematocrito, dalla massa specifica del plasma e della parte corpuscolare. $ps = (1-Ht)pp + Htpgr$ -Complesso QRS, onda T e P:

L'onda P rappresenta l'attivazione (depolarizzazione) atriale, che essendo costituita da una porzione relativamente ridotta di miocardio, risulta di piccolo voltaggio. L'intervallo P-Q (o P-R) corrisponde alla pausa atrioventricolare. Il complesso QRS (o complesso rapido) corrisponde alla diffusione dello stimolo nei ventricoli. L'onda Q rappresenta la depolarizzazione in corrispondenza della prima porzione del setto interventricolare, anch'essa di piccolo voltaggio purché piccola è la porzione di miocardio coinvolta. L'onda R rappresenta l'espansione principale della depolarizzazione dall'interno del cuore e dalla sua base verso la superficie e verso la punta dei ventricoli. Segue un tratto 'isoelettrico' (tratto ST) che rappresenta uno stato momentaneo di equilibrio elettrico nelle pareti cardiache che precede l'onda T determinata dall'ripolarizzazione del miocardio dopo che la sistole (contrazione) si è completata. Questo momento del processo cardiaco è relativamente lento per cui si ottiene una curva prolungata e arrotondata.

-Effetto Fahreus-Linquist:

L'effetto Fahreus-Linquist è il fenomeno per cui la viscosità del sangue varia al variare del diametro del condotto in cui fluisce, e diminuisce passando in vasi sempre più sottili. Questo fenomeno si osserva a partire da diametri del condotto di circa 300 μm , e diventa più evidente al diminuire del diametro del vaso, finché la viscosità raggiunge un minimo nei piccoli capillari di diametro pari a 4-5 μm .

Questo effetto è conosciuto anche con il nome di plasma skimming e prende il nome dagli scienziati svedesi Fahreus e Lindqvist. L'effetto Fahreus vale anche a livello tissutale in quanto: la geometria dei condotti genera resistenze di imbocco si ha una riduzione di ematocrito alla parete nel vaso di origine per la presenza di uno strato limite di plasma; e la velocità dei globuli rossi, che

sono nella zona centrale del vaso, è maggiore rispetto a quella del plasma in parete

- Strato limite:

E' un sottile strato di fluido adiacente alla superficie di contatto,

all'interno del quale i termini viscosi delle equazioni di Navier Stokes diventano confrontabili con quelli inerziali indipendentemente dal numero di Reynolds. Lo spessore del fluido tende a diminuire la sua velocità avvicinandosi alle pareti fino ad annullarsi quando a contatto con esse.

-Modello di Windkessel:

E' il primo tentativo di rappresentare l'aorta con un sistema analogo di cui è possibile avere una descrizione matematica. Si rappresenta l'aorta e le sue principali diramazioni con un sistema idraulico costituito da una cassa d'aria

con una pressione uniforme e un volume interno linearmente proporzionale a questa pressione e da una resistenza lineare che sostituisce il resto della circolazione. Il modello è matematicamente esprimibile con la relazione: $V = CP$, dove V e P sono rispettivamente il volume del fluido e la pressione nella camera d'aria, legati fra loro tramite una opportuna costante di proporzionalità C . Il modello può essere a 2,3 e 4 elementi. Il modello a due elementi windkessel è costituito da un resistore e da un capacitore in parallelo, si cerca di studiare il circuito elettrico. Le equazioni hanno la medesima forma di quelle individuate per l'aorta durante le due fasi di sistole e

diastole, ponendo l'analogia tra corrente elettrica e portata volumetrica, e tra differenza di potenziale e pressione: $i=Q$, $V=P$. Il modello a 2 elementi stima bene l'impedenza di ingresso alle basse frequenze, ma non risolve le medie ed alte frequenze.

Derivante da quello a 2 elementi, è stato elaborato a partire da considerazioni empiriche, inserendo una resistenza in serie R_c il modello a 3 elementi.

Il sistema a 3 elementi simula ancora meglio il sangue che circola in un tratto del vaso. Quindi, il modello a tre elementi può stimare pressioni e portate aortiche

realistiche, ma solo con valori e parametri che quantitativamente differiscono dalle proprietà vascolari reali. Con l'aggiunta di un termine inerziale all'interno del modello a tre elementi che tenga appunto conto dell'inerzia del sangue, si arriva al modello a 4 elementi: Questo modello risulta più adatto per descrivere l'andamento del sangue in un tratto del nostro sistema. Si tratta di un tratto perché se andiamo in una zona diversa, i parametri cambiano, di conseguenza andrebbero valutati zona per zona

-Stroke volume:

La gittata sistolica, la quantità di sangue che esce in un ciclo che varia dai 68 ai 100 ml. Gli atleti di mezzofondo tendono ad avere a riposo una frequenza cardiaca bassa ed uno stroke volume elevato pur conservando una portata cardiaca normale.

-3 modelli di rappresentazione del modello cardiovascolare:(sangue nei vasi)

Modello a parametri distribuiti (segmento il mio circuito vedendo cosa succede in ogni singolo caso), modello a parametri concentrati (risolvere equazioni differenziale alle derivate parziali) e l'approccio numerico.

Il 1 utilizza modelli a parametri concentrati che si basano sul principio di caratterizzare il sistema continuo in modo discreto mediante un numero di parametri limitati considerati mediamente significativi del comportamento capacitivo, inerziale e resistivo di distretti in cui il continuo viene discretizzato.

Questi modelli ci permettono di fare una simulazione, utilizzando delle analogie che ci possono fornire, per tratti del circuito, valori della pressione,

del volume di sangue, della velocità.

Il 2 utilizza modelli a parametri distribuiti in grado di dare informazioni sulla fluidodinamica locale, hanno un limite evidente nella complessità di soluzione dei sistemi di equazioni alle derivate parziali che li descrivono. Questi modelli, quindi, sfruttano le leggi della fluidodinamica applicate a tratti del circuito.

Il 3 è un approccio numerico che sfrutta metodi di descrizione del dominio per sottodomini per i quali valgono ancora le equazioni utilizzate nel secondo approccio ma che vengono risolte con metodi numerici.

RACHIDE

L'importanza dell' anulus fibroso

L'anulus è composto da acqua, macromolecole glicoproteiche (proteoglicani) e collagene. È formato da strati concentrici di lamelle di tessuto fibroso: ogni banda di fibre connettivali è orientata in direzione opposta di +/-30° rispetto alla precedente. Una struttura di questo tipo fa sì che l'anulus fibroso abbia buone proprietà di resistenza a compressione, ma soprattutto all'allargamento. Nella parte più interna i fasci diventano più elastici e cartilaginei.

Quando il disco è soggetto a compressione, dalla parte centrale acquosa che non si fa comprimere, c'è la spinta laterale che è retta bene dall'anulus.

- Disco intervertebrale:

L'elemento funzionale base della spina dorsale (rachide) è il segmento motorio, costituito da due vertebre e dal disco intervertebrale interposto tra di esse. Il disco è una struttura che tiene insieme le due vertebre ma fa anche da elemento elastico e da smorzatore degli urti. Questa struttura è costituita da una parte interna ed esterna. La parte interna è il nucleo polposo, una massa ovoidale, gelatinosa, di consistenza molle ed elastica. È composto da fasci fibrosi ed elastici che formano una sorta di rete in cui sono contenute cellule connettivali, cartilagine, condroidi ed, in giovane età, cellule vescicolose. Questo circondato da strati di cartilagine a base di collagene che formano l'anulus fibroso. se ho una compressione del disco intervertebrale vedo che il nucleo si irrigidisce poiché al suo interno presente acqua che fa sì che diventi incompressibile, quindi il nucleo sorregge il 75% dei carichi, il disco il 25%.

RIABILITAZIONE:

-differenze ortesi/protesi:

nelle protesi si utilizzano tecnologie massime e vanno a sostituire una funzione persa, le ortesi invece utilizzano tecnologie minime e vanno in aiuto ad una funzionalità. -Modello HAAT :

È un modello che consente di valutare le performance del sistema di assistenza, ha più componenti quali persona -attività e a usili tecnologici e contesto. Ogni attività viene svolta in un contesto, si dividono le attività in task e si vede su quali task bisogna intervenire attraverso degli ausili. Si deve tenere conto del contesto applicativo (dove ci si trova), il contesto fisico, il contesto sociale, il contesto culturale.

-Ausili tecnologici nella riabilitazione:

insieme di dispositivi acquistabili commercialmente e adattabili ad ogni singolo individuo che hanno come obiettivo quello di aiutare una funzione lesa, compiere il gesto nel migliore dei modi e nel minor tempo, adattabile ad ogni individuo, evitare di provocare un danno ulteriore e aiutare l

individuo all'accettazione della disabilità.

ANCA

-Movimenti coordinati anca-ginocchio nel passo:

Durante il passo si ha una coordinazione dell'anca con il ginocchio e bacino con la caviglia per mantenere il suo

centro di gravità su un piano orizzontale. La riduzione delle oscillazioni verticali è ottenuta tramite la rotazione del bacino intorno ad un asse passante per la zona lombare della colonna vertebrale. Visto dall'alto, un lato del bacino si sposta in avanti insieme all'arto che oscilla in avanti. Così si riduce su piano sagittale l'angolo tra bacino e coscia e l'angolo tra arto e terreno. Così ottimizzo il movimento, cioè ottengo un passo più lungo.

-Forze applicate alle estremità degli arti inferiori in una persona in posizione eretta stabile bipodalica:

I carichi agenti sull'anca variano al variare del peso corporeo, della posizione del corpo e delle forze esterne applicate.

Se siamo in appoggio bipodalico il peso del mio corpo si divide sui due arti, per cui una persona che pesa 80kg, sulle anche non ci vanno 40 e 40, ma ci andrà un peso minore dato dalla differenza del peso della persona e il peso degli arti inferiori. Ci andrà circa il 65% del peso dell'uomo. Se stiamo in piedi non staremo mai perfettamente con il carico ripartito sui due piedi, c'è sempre uno squilibrio tra i due piedi, soprattutto se si rimane in piedi per molto tempo.

-Quali forze agiscono sull'anca nell'appoggio monopodalico:

Se ho un appoggio unipodalico, quindi tutto il carico è su un piede, mentre l'altro è sollevato da terra, per stimare qual è il carico che va sull'anca dobbiamo tenere conto di quali forze agiscono sull'articolazione. Per semplicità ne consideriamo 3 sole: •forza che si scambiano le due parti ossee (forza sulle superfici articolari) •tiro del muscolo del gluteo medio che si attacca su questa protuberanza che è sul femore (grande trocantere), che tira verso l'alto •peso del corpo (non tutto perché un arto sta a terra, ma solo dall'anca in giù).

Quando sono in appoggio monopodalico il baricentro del corpo non sta più sul piano di simmetria, ma è spostato di una certa quantità, quindi il braccio con cui la forza peso agisce sul centro di Rotazione lo indico con OC. Se vado a fare l'equilibrio, essendo in condizioni statiche, posso fare l'equilibrio delle forze e dei momenti, che hanno rette d'azione con direzioni diverse e quindi andrò a scrivere le mie equazioni tenendo conto delle componenti.

-Quanti gradi di libertà ha l'anca: tre gradi di libertà perché sono possibili tutte e tre i movimenti di flessione-estensione, abduzione-adduzione e rotazione interne e rotazione esterna

GINOCCHIO

-Stabilità passiva/attiva del ginocchio:

La stabilità del ginocchio è garantita dall'interazione tra stabilità passiva e attiva. La stabilità passiva dipende dai legamenti, come i crociati, che controllano i movimenti anteroposteriori, e i collaterali, che forniscono supporto laterale e limitano la rotazione. La rotazione interna tende ad aumentare la stabilità mettendo in tensione i crociati, mentre la rotazione esterna li allenta, coinvolgendo maggiormente le strutture periferiche.

La stabilità attiva, invece, è assicurata dalla muscolatura che circonda l'articolazione. In condizioni di carico elevato, i muscoli si contraggono, spingendo i condili femorali contro il piatto tibiale e riducendo la sollecitazione sui legamenti. Questo meccanismo è essenziale per garantire il corretto equilibrio articolare, soprattutto in situazioni di flessione o appoggio monopodalico.

-Componenti attive/passive nel ginocchio:

Componenti passive: legamenti crociati (stabilità anteroposteriore), legamenti collaterali e menischi (stabilità laterale e limitazione della rotazione).

Componenti attive: muscolatura circostante, che interviene per stabilizzare l'articolazione quando i legamenti sono sottoposti a carichi elevati.

-Funzione rotula (coordina movimento di condili e tibia):

La rotula è un osso che scorre anteriormente sull'epifisi distale del femore e funge da fulcro per il movimento tra i condili femorali e la tibia. Attraversata dal legamento rotuleo, trasmette la forza del quadricipite alla tibia, permettendo un'efficace estensione del ginocchio. La sua forma e la cartilagine che la riveste le consentono di adattarsi perfettamente tra i condili, garantendo uno scorrimento fluido. La sua funzione principale è quella di ottimizzare la contrazione del quadricipite, aumentando l'efficienza del movimento e la stabilità articolare. Agisce come un distanziale, migliorando la leva del muscolo e impedendo lo scivolamento anteriore del femore rispetto alla tibia. Senza la rotula, il quadricipite dovrebbe esercitare una forza molto maggiore per ottenere lo stesso effetto stabilizzante.

-Principali legamenti del ginocchio e le loro funzioni:

Il principali legamenti del ginocchio sono i collaterali (mediale e laterale) e i crociati (anteriore e posteriore). I legamenti collaterali limitano i movimenti laterali, la rotazione e la torsione, mentre i crociati controllano lo spostamento anteroposteriore della tibia rispetto al femore. Questi legamenti, composti da fibre di collagene disposte in fasci paralleli, reagiscono solo a trazione e non hanno capacità contrattili. La loro funzione è garantire la stabilità del ginocchio, limitare i movimenti e distribuire il carico tra tibia e femore, contribuendo così alla corretta mobilità articolare. La loro efficacia dipende dalla sede di inserzione, dalla lunghezza (che influenza la lassità articolare) e dalla rigidità (che regola ampiezza e controllo del movimento).

-Dove si trova il centro di istantanea rotazione del ginocchio: Traccio le direzioni dei due collaterali e il loro punto di incontro il centro di istantanea rotazione del ginocchio che mobile.

-Dinamica del ginocchio durante il passo:

Durante il passo, il ginocchio si flette per mantenere il baricentro basso e ridurre il dispendio energetico. Questo movimento comporta una rotazione della gamba rispetto alla coscia, causando l'avvolgimento dei legamenti crociati e aumentando la compressione tra condili femorali e piatto tibiale, migliorando così la stabilità articolare.

Nel momento in cui l'arto si solleva, la tibia ruota in senso opposto rispetto al femore, accompagnata da una traslazione. La rotula svolge un ruolo chiave in questo processo: durante la contrazione del quadricipite, si sposta in avanti, impedendo ai condili femorali di scivolare anteriormente rispetto alla tibia, contribuendo ulteriormente alla stabilità del ginocchio.

-MENISCHI:

I menischi, oltre a svolgere una funzione ammortizzante, sono cruciali per la stabilità del ginocchio, facilitando il movimento. Si trovano tra i condili femorali e il piatto tibiale, e agiscono come supporto, permettendo una corretta sede per i condili. Questi cuscinetti cartilaginei consentono di distribuire il carico su una superficie più ampia, riducendo le pressioni e l'usura delle superfici articolari. Senza di loro, l'area di contatto tra il piatto tibiale e i condili femorali sarebbe limitata, causando alte pressioni e un maggior rischio di danni articolari.

SPORT:

-indici dell' abilità tecnica:

sono in tutto otto: volume delle prestazioni tecniche (analizzare le varie parti da cui è composto un gesto), varietà delle prestazioni tecniche, razionalità della tecnica (scegliere di eseguire un gesto piuttosto che un altro per ottimizzare l'efficienza della tecnica (grado di similitudine tra il gesto ideale il gesto compiuto dall'atleta), efficienza relativa (confronto tra il gesto di un atleta con quello di un atleta a livello alto), efficienza realizzata (confronto tra due gesti compiuti con due tecnici che diverse), assimilazione della tecnica (quando l'atleta ha assimilato quella tecnica), precisione nella tecnica (riuscire a svolgere il gesto sempre con la stessa precisione).

-Efficacia della tecnica:

grado di similitudine tra il gesto ideale e il gesto compiuto dall'atleta.

-relazione potenza dell'acqua e potenza di drag :

La potenza di Drag (resistenza dell'acqua) è una potenza che si oppone all'avanzamento è data dalla forza di Drag e la velocità dell'atleta, questa è la potenza che dobbiamo fornire per andare avanti. $P_d = A v^3$, dove A il coefficiente di resistenza all'avanzamento.

$P_{acqua} = P_o \times \eta_p$ dove P_o è la power output cioè la potenza che esprime l'atleta nel movimento e η_p il rendimento dovuto alla tecnica. $P_o = P_i \times \eta_m$ dove P_i power input cioè la potenza sviluppata dall'organismo e η_m un rendimento fisiologico. segue che $A v^3 = P_i \eta_m \eta_p$

-Differenza tra fibre veloci e fibre lente: le fibre veloci sono quelle che hanno un diametro maggiore e permettono di raggiungere la forza massima con un minor tempo, quelle lente invece hanno un diametro minore, sono più sottili poiché sono ricche di ossigeno e quindi permettono di trasportare maggiori nutrienti all'organismo resistendo maggiormente ad uno sforzo. In ogni individuo la percentuale di fibre lente e

veloci è diversa: l'individuo che ha prevalenza di fibre veloci è più portato per attività sportive che richiedono la massima velocità, invece, l'individuo che ha prevalenza di fibre lente è più portato per attività sportive che richiedono sforzi di lunga durata.

-Differenza tra muscoli agonisti e antagonisti: Muscoli agonisti sono i muscoli che favoriscono il movimento e esprimono un lavoro positivo, contraendosi si accorciano e forniscono la forza che accelera il movimento. Invece, quelli antagonisti sviluppano tensione allungandosi e frenano il movimento, esprimono un lavoro negativo.

-La portanza nella biomeccanica del nuoto:

La portanza contribuisce alla forza globale di propulsione che agisce sulla mano del

Nuotatore. La portanza è la componente verticale della forza dovuta alla differenza di pressione tra superficie superiore e inferiore. Sulla parte superiore la velocità è maggiore perciò diminuisce la pressione, sulla parte inferiore avviene il contrario.

-Modello di Seyfarth:

Il modello di Seyfarth descrive il salto in base alle caratteristiche dell'atleta, permettendo di prevedere la distanza raggiungibile. Si basa su un sistema bidimensionale massa-molla, in cui il corpo viene rappresentato come un pendolo inverso incernierato nel punto di contatto tra piede e pedana. Durante la battuta, la gamba si estende e raggiunge la sua massima lunghezza nel momento in cui viene compressa. Il piede rimane fisso a terra, mentre la gamba ruota attorno a questo punto. La sua lunghezza varia tra un valore iniziale e uno massimo, ma in realtà non è completamente tesa: si flette leggermente per caricare energia elastica, proprio come una molla. Fattori chiave nel salto sono l'angolo di attacco, la velocità iniziale e finale, la massa dell'atleta, la forza applicata e la cedevolezza, che indica quanto il sistema si deforma sotto carico. Durante la corsa, l'atleta accumula energia cinetica, che si trasforma in energia potenziale elastica mentre la gamba si comprime. Quando questa si riallunga, l'energia viene restituita sotto forma di energia cinetica, permettendo il distacco dal suolo. La forza si annulla proprio nel momento in cui il piede si

solleva, dando inizio alla fase di volo

-Salto in lungo nell'antica Grecia, descrivi la Biomeccanica:

Nell'antica Grecia, il salto in lungo era praticato in modo diverso rispetto al modello moderno. Gli atleti partivano da fermi e utilizzavano dei pesi, che pesavano circa 2-3 kg ciascuno, come documentato dai reperti storici. Questi pesi venivano impugnati durante il salto per aumentare la spinta. Quando l'atleta si preparava a saltare, fletteva le gambe e spingeva i pesi in avanti, generando così una maggiore spinta. In volo, i pesi venivano spinti all'indietro per incrementare ulteriormente la distanza del salto, con un aumento stimato della lunghezza del salto del 5%.

-Salto in lungo moderno:

Il salto in lungo moderno è composto da due fasi principali: la rincorsa e la battuta. Durante la rincorsa, l'atleta accelera per raggiungere la massima velocità possibile. La battuta è il momento in cui l'atleta deve spingere contro il suolo con un piede, senza oltrepassare la linea di battuta. Una volta in volo, l'atleta segue le leggi della balistica, che determinano la traiettoria del corpo. Nel momento dell'atterraggio, è fondamentale che tocchino prima i piedi, seguiti dal sedere. La distanza complessiva del salto può essere misurata calcolando il tempo di volo e considerando tre distanze principali: la distanza di stacco, che rappresenta circa il 5% del totale, la distanza di volo, che occupa circa il 90%, e la distanza di atterraggio, che costituisce il restante 5%. Queste fasi contribuiscono in modo determinante a determinare la lunghezza finale del salto.

- Angolo di attacco e di trascinamento:

L'angolo di attacco e l'angolo di trascinamento sono due parametri fondamentali che influenzano il coefficiente di portanza e il coefficiente di resistenza. L'angolo di attacco dipende dall'inclinazione della superficie di propulsione rispetto alla direzione della mano; ad esempio, se la mano è orientata a taglio, l'angolo di attacco è nullo. L'angolo di trascinamento, invece, si riferisce all'inclinazione della mano rispetto alla direzione perpendicolare del movimento; quando la mano è piatta, l'angolo di trascinamento è nullo.

-Da cosa dipende la Forza di resistenza nel nuoto:

La forza di resistenza nel nuoto è determinata da vari fattori, tra cui la sezione frontale e l'altezza dell'individuo, poiché una maggiore superficie e una forma corporea più affusolata riducono la resistenza. Un corpo più snodato, infatti, fende meglio l'acqua. La resistenza è influenzata anche dalla componente di attrito, che dipende dalla superficie del corpo; capelli e peli, ad esempio, aumentano l'attrito con l'acqua. Inoltre, la formazione di un treno d'onda gioca un ruolo importante: generalmente si formano due onde, una vicino alla parte anteriore del corpo e l'altra più distante. Se la seconda onda si forma troppo indietro, il corpo tende ad alzarsi, aumentando il dispendio energetico poiché deve affrontare una salita. In generale, la creazione di un treno d'onda richiede un investimento energetico.

--Portanza e trascinamento (differenze) :

La portanza è la componente verticale della forza, mentre il trascinamento rappresenta la componente orizzontale ed è la forza che oppone resistenza all'avanzamento. Mentre la portanza è cruciale per mantenere l'equilibrio e la stabilità, il trascinamento influenza direttamente l'efficienza del movimento, rallentando la progressione. La gestione equilibrata di entrambe le forze è fondamentale per ottimizzare le prestazioni in attività come il nuoto o il volo

MARKER

-In che modo vengono riconosciuti i marker:

I marker sono materiali che riflettono la luce, e per riconoscerli vengono utilizzate due tecniche principali. La prima è il riconoscimento di soglia, in cui vengono identificati come marker le sorgenti luminose che superano una certa intensità. Tuttavia, oggetti come occhiali, gioielli o la pelle sudata

possono riflettere luce e generare falsi marker, causando errori. Per ridurre questi problemi, si cerca di eliminare oggetti non necessari e si usano materiali catarifrangenti con un'illuminazione coassiale alle telecamere. La seconda tecnica è il riconoscimento di forma, che si basa sull'individuazione di sorgenti luminose di forma circolare, in contrasto con i riflessi di altre superfici come la pelle sudata. Questo metodo sfrutta algoritmi di visione artificiale e pattern recognition per analizzare in tempo reale le immagini e memorizzare un numero ridotto di informazioni. Combinando entrambe le tecniche, il riconoscimento dei marker risulta più preciso, ma rimane sempre la possibilità di errore, che può essere corretto manualmente dall'operatore. I marker vengono visualizzati in tempo reale su uno schermo, con le relative coordinate acquisite per l'elaborazione successiva. Non esiste un limite al numero di marker applicabili al corpo, e l'aumento dei marker non influisce sul tempo di riconoscimento.

- Marker attivi:

I sistemi a marker attivi, un tempo utilizzati, impiegano marker che emettono luce, facilmente individuabile. Tuttavia, questi richiedono alimentazione tramite fili, sono invasivi e possono essere influenzati da riflessi o infrarossi, limitando la precisione. Per questo motivo, sono stati sostanzialmente abbandonati, se non in casi particolari. Oggi prevalgono i sistemi a marker passivi, che utilizzano marker sferici o semisferici fatti di materiale riflettente (catarifrangente). Questi marker, posizionati sul soggetto, vengono illuminati da telecamere che catturano i riflessi e inviano i dati al computer, il quale elabora le informazioni per ricostruire le grandezze cinematiche, permettendo analisi precise e non invasive.

- Funzionamento del marker:

I marker sono delle sfere rivestite di materiale riflettente e si trovano di diverse dimensioni, generalmente dai 3mm ai 20mm. Più piccolo è il marker, più precisa la misura è minore è l'errore che si commette nell'individuare il punto. Più grande è il marker, più facile è vederlo. Normalmente si usa una via di mezzo, quindi un marcatore di circa 10 mm. Il marker viene posizionata sul corpo del soggetto, generalmente nelle articolazioni. Il soggetto è quindi circondato da un sistema di telecamere, solitamente sei, che rilevano il movimento del marker. Grazie alla sorgente luminosa emessa dal marker, è possibile eseguire un'analisi del movimento, conosciuta come motion capture, che consente di tracciare e analizzare il movimento del corpo in modo dettagliato.

-Ricostruzione motion capture:

La ricostruzione della posizione tridimensionale di un marker avviene tenendo conto della posizione e dell'orientamento delle telecamere. Durante l'esperimento, il soggetto viene posto all'interno di un campo di misura e inizia a muoversi. Utilizzando una bacchetta con tre marker, il soggetto tocca vari segmenti del corpo dove sono posizionati i marker. Attraverso questa operazione di tracciatura, le telecamere registrano le coordinate spaziali di ciascun marker, permettendo di associare i dati raccolti a specifici punti anatomici del corpo del soggetto.

-Evoluzione piattaforme di forza:

Le prime piattaforme di forza risalgono a circa 100 anni fa, quando Amar progettò una piattaforma in legno appoggiata su trasduttori pneumatici. Il sistema funzionava attraverso pistoncini che, se compressi, rilasciavano gas che a sua volta muoveva un altro pistoncino collegato a una penna, registrando così l'andamento della forza. Analizzando l'equilibrio delle forze e dei momenti, si poteva determinare la forza scambiata tra piede e suolo.

Nel 1946, con l'introduzione dell'estensimetro elettrico a resistenza, si ottenne una misurazione più precisa della deformazione degli oggetti. Cunningham utilizzò questa tecnologia per sviluppare piattaforme di forza con quattro supporti, ciascuno dotato di sensori alle estremità. Successivamente, i materiali piezoelettrici sostituirono gli estensimetri, migliorando ulteriormente la precisione. Infine, furono sviluppate piattaforme a matrice di sensori, capaci di fornire un'analisi più dettagliata delle forze in gioco.

-Estensimetro come funziona e il suo ruolo nelle prime piattaforme di forza:

Gli estensimetri elettrici a resistenza (ER) sono sensori utilizzati per misurare la deformazione di un materiale e, di conseguenza, le forze applicate su di esso. Funzionano grazie a una griglia resistiva incollata sulla superficie dell'oggetto: quando il materiale si deforma, la griglia cambia resistenza in modo proporzionale alla sollecitazione subita. Per rilevare queste variazioni si utilizza il ponte di Wheatstone, un circuito che amplifica il segnale prodotto dalla deformazione. Esistono diverse configurazioni, tra cui il ponte intero (più preciso, con quattro estensimetri attivi), il mezzo ponte (con due attivi e due passivi) e il quarto di ponte (con un solo estensimetro attivo).

Cunningham fu tra i primi a sfruttare questa tecnologia nelle piattaforme di forza, montando gli estensimetri su quattro supporti per misurare le forze scambiate tra piede e suolo. Questo sistema offriva un'analisi più accurata rispetto ai precedenti trasduttori pneumatici. Col tempo, però, gli estensimetri sono stati sostituiti dai materiali piezoelettrici, che garantiscono maggiore sensibilità e precisione.

-SOLETTE:

Le solette vengono utilizzate per distribuire meglio il carico tra piede e suolo. Da un punto di vista concettuale e realizzativo i dispositivi si differenziano in due categorie essenziali:

-Soletta multi sensore:

Le solette a multisensore sono dispositivi inseriti tra la pianta del piede e la calzatura, progettati per misurare la componente verticale della forza scambiata durante l'appoggio del piede. Sono realizzate con un film polimerico piezoelettrico (PVDF), in cui sono integrati 16 sensori di pressione. Quando il materiale viene compresso, genera una differenza di potenziale proporzionale alla forza applicata, permettendo così di rilevare il carico su ogni punto sensorizzato. I segnali acquisiti dai sensori vengono inviati a una centralina, solitamente indossata in vita, che elabora i dati attraverso un sistema di multiplexer e amplificatori di carica, convertendoli in tensione. Le informazioni vengono poi trasmesse a un computer per l'analisi e l'elaborazione. Nonostante il potenziale applicativo, queste solette non sono mai state commercializzate, poiché richiedono una progettazione personalizzata per ogni paziente e un'accurata disposizione dei sensori in posizioni strategiche.

-Piattaforme a matrice:

Esistono piattaforme inserite nel terreno con migliaia di sensori (fino a 9600) disposti in una matrice, così come solette multisensore con centinaia di sensori distribuiti su tutta la superficie. Il principale limite di queste tecnologie è che l'associazione tra i segnali e i riferimenti anatomici non è immediata e richiede strumenti ausiliari, come telecamere.

Inizialmente, i sensori erano realizzati con film di PVDF piezoelettrico, mentre oggi si usano sensori resistivi al platino, più precisi e affidabili. Questi sistemi permettono di monitorare l'andamento dei carichi durante la camminata e valutare come il cammino cambia in base alla scarpa o al plantare utilizzato. Inoltre, consentono di analizzare la posizione del baricentro calcolando la distribuzione della pressione sulla superficie d'appoggio.

- In statica, vengono usati per valutazioni neurologiche e posturali.

- In dinamica, forniscono un'analisi istante per istante, utile per la progettazione di plantari personalizzati.

Se si integra il segnale in un singolo istante, si ottiene la componente verticale della forza, mentre il centro di pressione rappresenta il punto di applicazione della risultante delle forze.

MUSCOLI:

-Come si calcola la lunghezza di un muscolo pennato: Nel caso di muscoli fusiformi, la lunghezza delle fibre coincide con quella del muscolo, nel caso di muscoli piatti o pennati invece occorre

considerare la morfologia specifica. La lunghezza totale del muscolo pennato si calcola con la formula $LMT = LT + LM\cos(\theta)$, dove si tiene conto della lunghezza del muscolo in contrazione, degli elementi elastici e dell'angolo di pennazione (θ).

-Propagazione impulso muscoli:

Il segnale motorio parte dal cervello, attraversa il midollo spinale e arriva ai motoneuroni che innervano le fibre muscolari. All'interno delle fibre, il reticolo sarcoplasmatico, un sistema di canali che trasporta nutrienti, si rigonfia formando le cisterne della triade. Quando il segnale raggiunge la fibra muscolare, provoca la depolarizzazione della membrana e rende porose le cisterne, liberando ioni di calcio. Questi ioni si legano all'actina, rendendola compatibile con la miosina, permettendo alle teste di miosina di scorrere su quelle di actina e attivando la contrazione muscolare. La contrazione termina quando tutte le teste di miosina sono legate all'actina.

-Tipi di contrazione muscolare: contrazione isometrica (fisso la lunghezza e vario forza e tempo), contrazione isotonica (fisso la forza e il carico e vario lunghezza e tempo) e contrazione isocinetica (fisso la velocità di reazione e vedo come varia la tensione nella contrazione).

Il tipo di contrazione dipende anche da come sono disposte le fibre, se sono parallele tra di loro o sono a pennate, ci sono vari tipi di contrazione muscolare: Contrazione isometrica

(Il muscolo rimane a lunghezza costante quando si contrae) Contrazione isotonica (La tensione del muscolo è costante).

-Teoria dei filamenti scorrevoli:

La contrazione muscolare avviene grazie allo scorrimento dei filamenti sottili di actina rispetto ai filamenti spessi di miosina e viceversa, con il conseguente accorciamento del sarcomero e la contrazione del muscolo. L'actina, insieme alla troponina e alla tropomiosina, forma i filamenti sottili. Quando arriva l'impulso nervoso, questo attiva i motoneuroni, che sono collegati a tubuli trasversali e longitudinali nei muscoli. Questi tubuli, attraversati da fluidi, si intersecano formando la triade, una struttura che contiene le cisterne. Quando il segnale nervoso raggiunge le cisterne, le loro pareti diventano porose e rilasciano ioni di calcio. Questi ioni si legano all'actina in punti specifici, rendendo l'actina capace di interagire con la miosina. Questo legame forma i ponti trasversali (cross-bridges), che permettono lo scivolamento dei filamenti di actina su quelli di miosina, causando la contrazione muscolare. La miosina ha delle teste che vanno a legarsi all'actina, e grazie all'ATP, le teste di miosina idrolizzano l'ATP, liberando energia che fa ruotare le teste di miosina e scorrere i filamenti di actina, portando alla contrazione. Lo scorrimento dei filamenti è dovuto alla formazione e rottura dei ponti tra actina e miosina. Ogni volta che una testa di miosina scivola lungo l'actina, si stacca e, se il segnale nervoso è continuo, si riattacca a un nuovo punto di actina più avanti, proseguendo la contrazione. Quando il segnale si interrompe, il calcio viene richiamato nelle cisterne e l'actina non è più disponibile per legarsi alla miosina, portando al rilassamento del muscolo. Se la contrazione termina, il muscolo rimane contratto finché una forza esterna, come il peso del braccio, non lo fa rilassare.

-Caratteristica muscolo liscio:

Attivato dal sistema nervoso simpatico, a differenza del muscolo striato, il muscolo liscio ha filamenti di actina e miosina disposti in modo irregolare. Si trova in strutture come le ciglia e alcuni sfinteri. Le fibre possono essere multi-unit (ogni fibra ha una propria terminazione nervosa) o mono-unit (una fibra trasmette l'impulso alle altre).

-Tipi di articolazioni:

Fisse (sinartrosi): Articolazioni che si saldano e non consentono movimento, come quelle del cranio.

•Semi-Mobili (anfartrosi): Articolazioni che consentono movimenti piccoli in tutte le direzioni, come quelle tra vertebre e tibia/perone.

- Mobili (diartrosi): Articolazioni che permettono ampi movimenti, come il ginocchio.

- Efficienza neuromuscolare e ritardo elettromeccanico:

Con l'allenamento, l'efficienza neuromuscolare aumenta grazie alla riduzione del segnale, ottimizzando il gesto e riducendo l'attivazione muscolare. Il ritardo elettromeccanico è il tempo che intercorre tra l'impulso nervoso e la contrazione muscolare, dovuto alla liberazione e legame del calcio all'actina

- Power stroke: Il movimento delle teste di miosina su quelle di actina, che avviene grazie all'idrolisi dell'ATP, porta alla contrazione muscolare. l'energia fornita dall'ATP (adenosintrifosfato) e con il rilascio di P, la testa di miosina ruota (questo è il power stroke) e causa uno scorrimento del filamento di actina

DOMANDE AGGIUNTIVE INTEGRATE

- Differenza tra protesi e ortesi: La protesi sostituisce una parte del corpo o una funzione persa; l'ortesi supporta, corregge o migliora una funzione ancora presente.

- Metodo di immersione per la misura del volume: Si basa sul principio di Archimede: il volume del corpo corrisponde al volume di liquido spostato durante l'immersione.

- Differenze tra muscolo cardiaco e scheletrico: Il muscolo cardiaco è involontario, striato e autoritmico; il muscolo scheletrico è volontario, striato e controllato dal sistema nervoso somatico.

- Come avviene l'emolisi: È la rottura della membrana degli eritrociti con liberazione dell'emoglobina nel plasma.

- Attenuazione del segnale elettromiografico: Dipende da spessore del tessuto adiposo, distanza elettrodo-muscolo, filtraggio dei tessuti e posizionamento degli elettrodi.

- Quali parametri descrivono le grandezze cinematiche: Posizione, spostamento, velocità, accelerazione e tempo.

- Modello di Hill: Modello muscolare costituito da elemento contrattile, elemento elastico in serie ed elemento elastico in parallelo.

- Significato della sigla BMI: Body Mass Index: $BMI = \text{peso}(\text{kg})/\text{altezza}^2(\text{m}^2)$.

- Come vengono riconosciuti i marker: Tramite riconoscimento di soglia e riconoscimento di forma con telecamere a infrarossi.

- Contrazione isotonica: Contrazione a tensione pressoché costante con variazione della lunghezza del muscolo.

- Perché la pressodoscopia da sola non è sufficiente: Misura le pressioni plantari ma non identifica direttamente i riferimenti anatomici né le componenti orizzontali delle forze.

- Come varia il cammino al variare della velocità: Aumentano lunghezza e frequenza del passo, si riduce il tempo di appoggio e cresce l'escursione articolare.

- Efficacia della tecnica: Grado di similitudine tra il gesto ideale e quello realmente eseguito.

- Propagazione dell'impulso muscolare: L'impulso nervoso provoca rilascio di calcio dal reticolo sarcoplasmatico e avvia l'interazione actina-miosina.

- Teoria dei filamenti scorrevoli: La contrazione deriva dallo scorrimento dei filamenti di actina su quelli di miosina.