

LEZIONE 1 - INTRODUZIONE

Severità e incidenza

L'infortunio è grave se mi tiene tanto tempo fuori dall'allenamento, si chiama **severità** (asse y).

La probabilità su ogni quante ore della pratica si verifica un infortunio si chiama **incidenza** (asse x).

Ad esempio nel calcio l'infortunio alla tibia ha alta severità ma bassa incidenza.

Il primo passo per diminuire l'incidenza è la prevenzione e quindi conoscere il meccanismo, sapere come ci si fa male e successivamente stabilire una preparazione.

La stima della cinematica angolare

Es. infortunio di Spinazzola del 02/07/2021, Belgio vs Italia.

Descrizione qualitativa: Spinazzola corre con un cambio di direzione non stretto in velocità. L'appoggio del piede è supinato, il ginocchio è leggermente flessso, la caviglia è dorsi-flessa, il muscolo che sta lavorando è il gastrocnemio che sta allungando il tendine d'Achille.

Descrizione quantitativa (numeri): partendo dall'immagine 2D, si prendono gli angoli della posizione delle articolazioni facendo segmenti xyz.

Grafico cinematica della caviglia

Asse x: tempo

Asse y: angolo

Sezione grigia: Momento di contatto col terreno

Linea nera: Angolo della flessione plantare

Obiettivo: Preparare l'atleta a sostenere un movimento rapido in poco tempo

Bassa severità e alta incidenza

La biomeccanica serve a:

- Prevenire gli infortuni
- Lavorare sull'incremento della performance e il controllo del movimento

Bisogna avere i fondamenti sui movimenti articolari.

Grandezze fisiche

Cinematica (descrizione del movimento): spostamento, velocità, accelerazione, angoli e velocità angolari.

Dinamica: forza, coppia, quantità di moto e momenti

Energetica: energia, lavoro e potenza

Le forze possono essere calcolate in un cambio di direzione, è importante per vedere se la tecnica che si sta mettendo in pratica è utile o no.

LEZIONE 2 - TECNOLOGIE PER CATTURARE IL MOVIMENTO

CINEMATICA (sistemi ottici markerless, sistemi ottici basati su marker e sistemi inerziali)
 DINAMICA (piattaforme di forza e dinamometri)

Sistemi ottici markerless

Cronofotografia

2D video tracking → Output coordinate 2D (inizialmente sono in pixel sulla figura e poi conoscendo un riferimento sulla figura tiro fuori gli angoli, distanze, velocità ecc.)

Sistemi ottici basati su marker

Marker sono pallini grigi

Telecamere con obiettivo circondato da led illuminatori a infrarossi

Il piano immagine = quello che si vede dalla fotocamera non è la scena, ma i pallini perché riflettono la luce infrarossa.

Per evitare l'effetto scia di un pallino pulso la luce (stroboscopica) in modo da freezare la scena con una certa frequenza (tempi di apertura 1/500 - 1/1000 s e frequenza di campionamento 50-500 Hz).

Passare al 3D → ho bisogno di 2 telecamere (visione stereoscopica) per ricostruire la sua posizione (x, y, z).

2 modi per distinguere i pallini dallo sfondo:

- Soglia di luminosità, per ogni pixel c'è una certa intensità di colore bianco
- Soglia di forma, in base alla forma del marker

Per passare dal piano immagine 2D allo spazio oggetto 3D ci sono un botto di formule che non dobbiamo sapere. Per ricostruire il mondo 3D devo sapere dove sono le telecamere, come sono orientate, dove puntano = trovare questi parametri vuol dire **calibrare** le telecamere.

Marker attivi = pallini

Marker passivi = led

Cinematica articolare 3D

Sistemi di riferimento ortogonali (= perpendicolari tra di loro). Un sistema di riferimento globale rispetto al quale tutto è definito, e un sistema di riferimento locale, localizzato sul segmento di cui vogliamo conoscere l'orientamento.

Angolo articolare: rotazione relativa di due segmenti adiacenti (ese. angolo tra segmento tibia e segmento femore mi dà l'angolo al ginocchio). Per calcolare l'angolo mi serve che su ciascun segmento ci sia un sistema di riferimento locale.

Si usano matrici di rotazione che mi dicono come è messo il sistema globale rispetto al locale.

*Orientamento di un segmento nello spazio: **servono almeno tre marker per ricostruire posizione e orientamento di un segmento nello spazio 3D.***

6 gradi di libertà, dov'è messo e com'è girato: 3 traslazione (x, y, z) e 3 rotazione (θ_x , θ_y , θ_z). Un marker solo blocca tre gradi di libertà, con due marker blocco 5 gradi di libertà in cui il segmento è fisso, ma può ancora ruotare su se stesso.

Sistema di riferimento: per calcolare l'orientamento di un oggetto nello spazio

Sistemi di riferimento: convenzioni

z: medio-laterale, flessione/estensione

x: anteroposteriore, adduzione/abduzione

y: verticale, rotazione interna/esterna

**Sistemi inerziali**

Tecnologie per analisi del movimento: sistemi ottici con marker, piattaforme di forza, sistemi inerziali e sistemi EMG.

Inertial Measurement Unit IMU a 9 assi cosa misura?

- Accelerazione 3D sui tre assi (a_x, a_y, a_z)
- Velocità angolare ($\omega_x, \omega_y, \omega_z$)
- Campo magnetico (B_x, B_y, B_z)

Accelerometro → Output accelerazione sui tre assi (m/s^2 o g) → ricavo angoli di rollio e beccheggio. Solo con questo ho due informazioni sull'orientamento ma non so la direzione.

Condensatore: sapere solo che se cambio la distanza tra le due armature, cambia la tensione ai capi. In un accelerometro c'è una massa che si muove in mezzo a due armature che fa variare la distanza, riusciamo a ricavare accelerazioni e velocità angolari.

Magnetometro è una bussola → Output intensità campo magnetico terrestre (Gauss o Tesla) → trovo la direzione, ricavo il terzo angolo che mi mancava.

Mettendo insieme accelerazione, velocità e campo magnetico si ottiene la terna ortogonale x, y, z che mi indica l'orientamento dell'oggetto su cui metto quel dispositivo. Per calcolare un angolo 3D Sequenza test

RIASSUNTO

Sistemi di misura della cinematica

Video 2D: stima delle grandezze (< 1 k€), media complessità, registrazione veloce, elaborazione lenta

Video 3D: stato dell'arte (150 k€), alta complessità, laboratorio, tempo di elaborazione dipendente dai protocolli.

IMU: dipende dalla gestione ed elaborazione dei dati e dalla qualità dei dispositivi (1-50 k€), semplice, reportistica in tempi rapidi e/o real time.

Catturare il movimento, cosa misuro?

CINEMATICA

Sistemi ottici markerless: coordinate 2D (angoli, distanze, velocità ...)

Sistemi ottici con marker: coordinate 3D (angoli, distanze, velocità, forze e movimenti con piattaforme)

Sistemi inerziali: accelerazione, velocità, campo magnetico 3D (orientamento del dispositivo, angoli 3D e activity tracking).

DINAMICA

Piattaforme di forza e dinamometri: forze di reazione 3D, centro di pressione 2D (fasi del passo e momenti articolari)

LEZIONE 3 - ANALISI DELLA LOCOMOZIONE

Piattaforme di forza → Output forze di reazione (GRF) e coordinate del centro di pressione (CoP).
 La forza è in 3D, l'altra variabile che è il centro di pressione è in 2D.

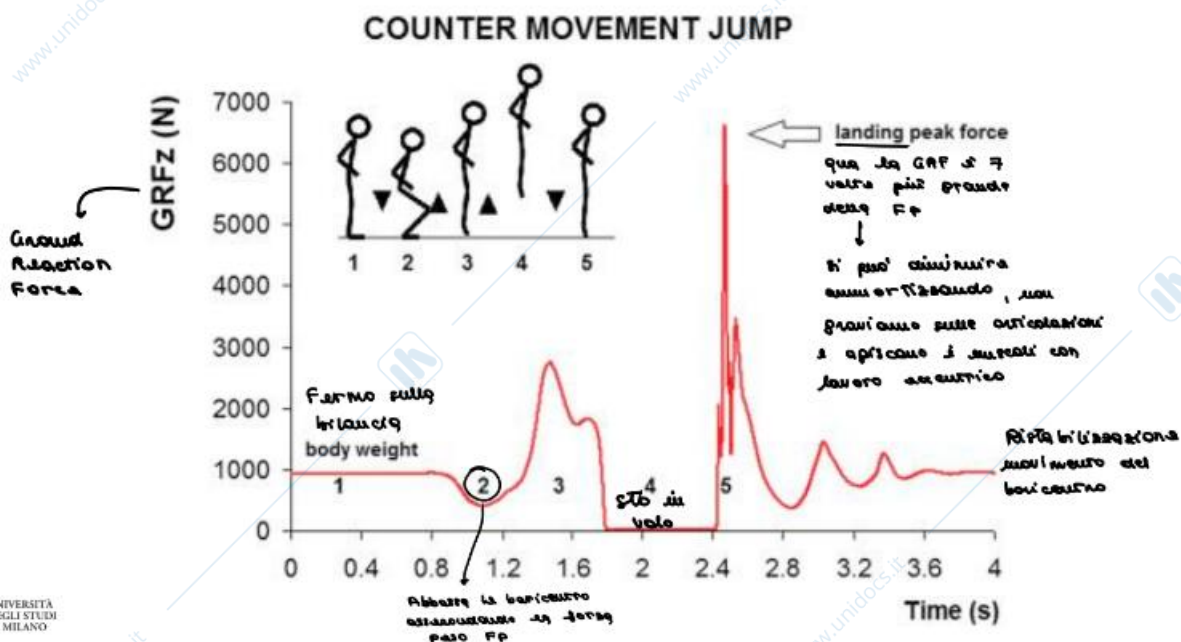
Celle di carico: materiale di metallo elastico che si può modificare, può cambiare la tensione. Se ho un elemento che si comprime la tensione cambia.

Servono 4 celle di carico agli angoli della piattaforma per calcolare il centro di pressione, mi fa capire dove applico la forza.

GRF Output

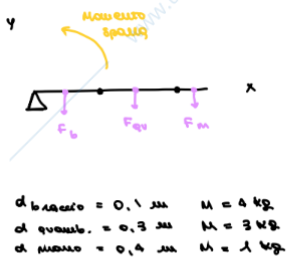
La forza di reazione si ha al contatto col terreno, l'intensità cambia durante la fase di appoggio (corsa o cammino).

Da fermo la FR è uguale alla forza peso $m \times g$ → ci sono punti durante il cammino in cui è più alta (quando avviene l'impatto con il terreno e quando lo spingo prima del toe-off) perché c'è accelerazione che porta a una forza inerziale ($F = m \times a$).



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI MILANO

Momenti articolari



Equilibrio delle forze (Traduzione)

$\sum F_x = m \cdot a_x \rightarrow$ è zero perché non ci sono forze orizzontali

$\sum F_y = m \cdot a_y \rightarrow$ è zero perché è fermo $\rightarrow \sum F_y = 0$

Non c'è accelerazione

$F_y - (m_b g + m_{ca} g + m_m g) = 0$
 $F_y = g (8 \text{ kg}) \approx 80 \text{ N}$

Equilibrio dei momenti (rotazione)

$\sum M = I \cdot \alpha$ (Momento d'inerzia · velocità angolare)

$\sum M_s = I \cdot \alpha = 0$

$M_s - F \cdot b_b - F \cdot b_{ca} - F \cdot b_m = 0$
 $M_s \approx 17 \text{ N} \cdot \text{m}$

Le forze vengono applicate al baricentro di ogni segmento, sono sull'asse x.

La forza totale verticale è uguale alla somma delle forze del braccio + avambraccio + mano.

Se la forza arriva dall'esterno ho un momento esterno, mentre se la forza è interna ho un momento interno. Ese. se salto e atterro il momento esterno è di flessione, ma ce n'è anche uno interno di estensione per bilanciarlo.

Risultato dell'azione netta complessiva delle forze interne (muscoli, tendini, legamenti) e delle forze esterne (ad esempio, GRF) rispetto a un'articolazione.

Dinamica inversa

Trasferisco i carichi (forze e momenti) dai segmenti distali ai segmenti prossimali.

Momenti al ginocchio

La forza di reazione al terreno quando va verso l'interno crea un momento di adduzione del ginocchio creando varismo. Quando invece la forza va verso l'esterno abbiamo un momento di abduzione e quindi valgismo.



Momenti e potenze

- Azione eccentrica (cedente, l'avambraccio frena il movimento), la potenza è minore di 0
- Azione concentrica (vincente, l'avambraccio si avvicina alla spalla), la potenza è maggiore di 0
- Azione isometrica (non c'è movimento dal pdv meccanico, si lavora dal pdv metabolico), potenza 0

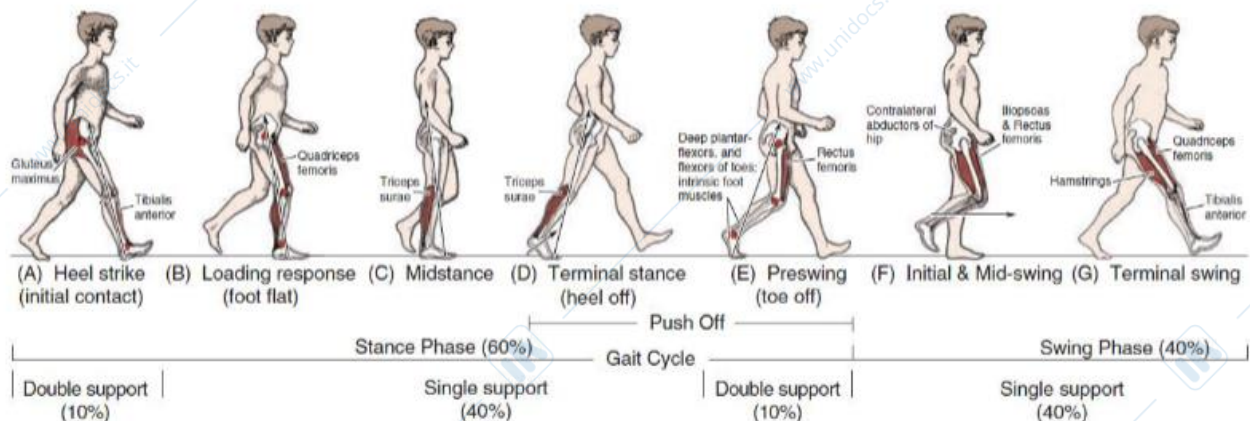
Macchina isocinetica

Serve per analizzare una contrazione muscolare massima e costante durante tutto l'arco di movimento, questa macchina mantiene la velocità angolare costante ω (cambia la forza).

Invece con il termine isometrico si intende quando la velocità angolare è uguale a zero, e isotonic quando la forza è costante (e cambia ω).

Gait analysis

Analisi della locomozione in genere: cammino, corsa, salita scale ... si fa per valutare gli esiti di un intervento o successivamente all'inserimento di una protesi.



Il ciclo del passo: inizia e finisce con il contatto al terreno (strike), le fasi principali sono la fase di appoggio (stance, va da heel strike a toe off spinta) e la fase di volo (swing). Normalmente il 60% è stance e il 40% è swing. Toe off (flessione plantare).

Inizialmente c'è una fase inerziale, accettazione del carico, fase di appoggio, fase finale della fase di appoggio, fase di spinta, fase iniziale e media di volo e finisce con la fine della fase di volo.

Se ho problemi aumento il doppio appoggio che è ciò che mi dà più stabilità.

Analisi clinica del cammino

- Helen Hayes marker set (protocollo Davis) è una tecnica che utilizza meno marker, di solito sono 3 per segmento corporeo. Necessita di misure antropometriche (es. distanza epicondili femorali o tra malleolo mediale e laterale).
- Marker set basato su cluster, utilizza 3 marker anatomici (cluster) e marker statici per poi ricostruire la posizione dei marker virtuali.

→ Outcomes, le grandezze sono:

Parametri spazio-temporali

Lunghezza del passo: destro sinistro

Lunghezza falcata (: destro sinistro destro)

Angolo piede destro e sinistro

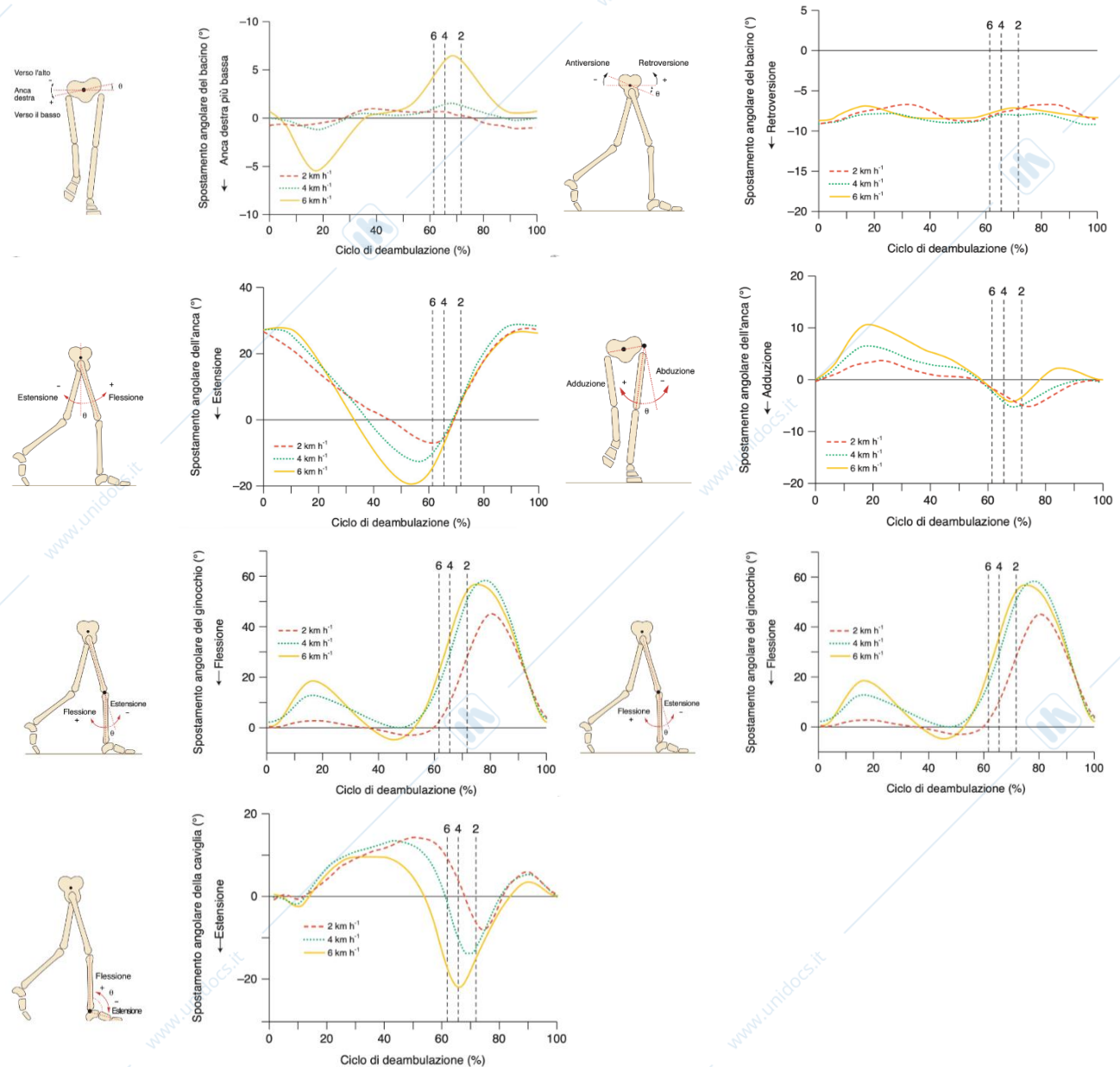
Velocità

Cadenza (passi al minuto)

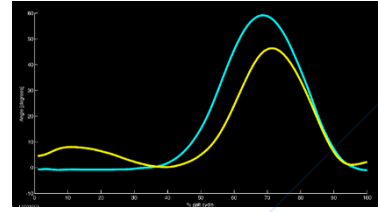
Durata fase di stance

Durata fase di swing

Cinematica articolare

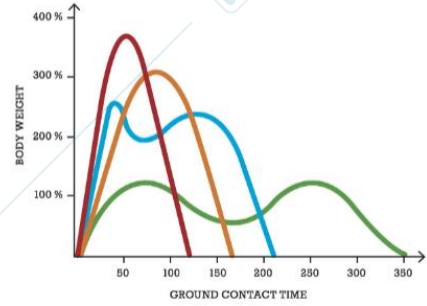
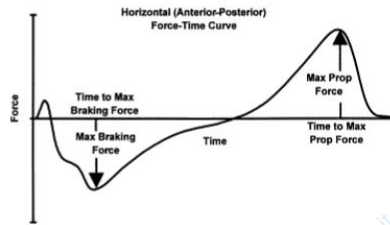
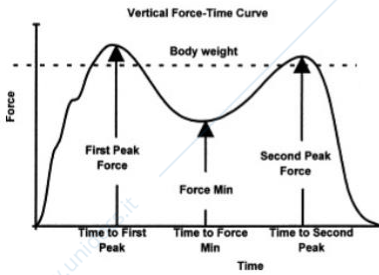


Arto con protesi in azzurro: non presenta flessione sul cammino quando appoggia, ma più estensione, poi quando c'è la fase di volo flette di più perché ha paura di cadere sul lato malato e per il compenso dei muscoli. Sull'asse x c'è la percentuale del ciclo di camminata mentre sulle y ci sono i gradi di flesso/estensione.



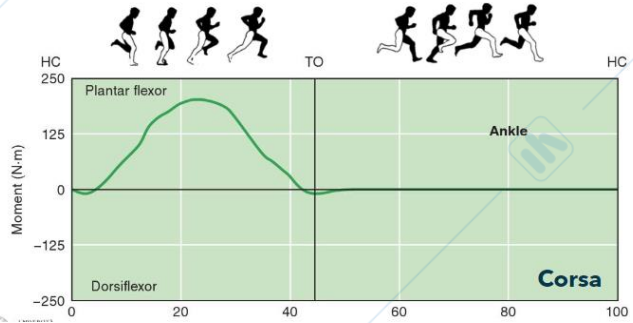
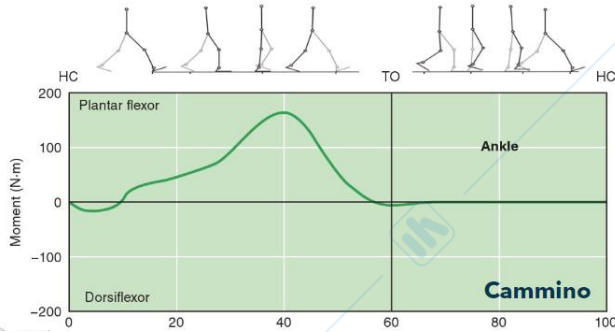
Dinamica: forze (R) e momenti articolari

Forze di reazione al terreno (verticali): più vai veloce meno stai attaccato al terreno

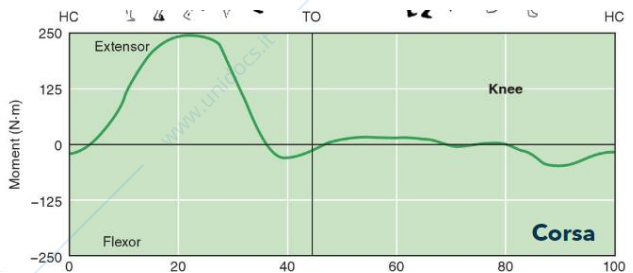
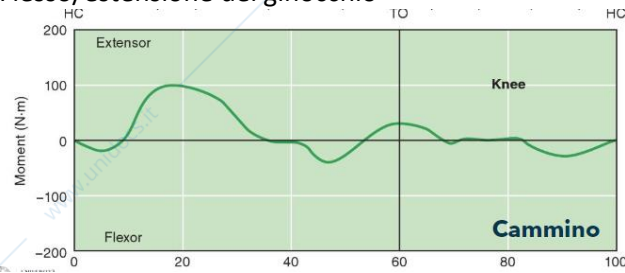


Momenti articolari

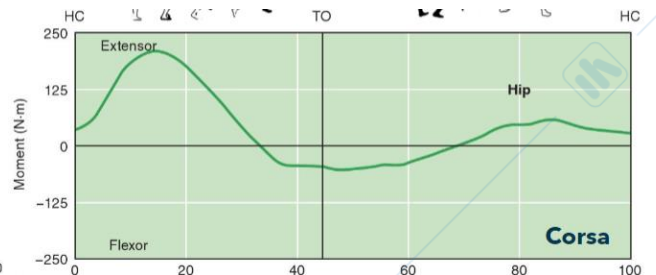
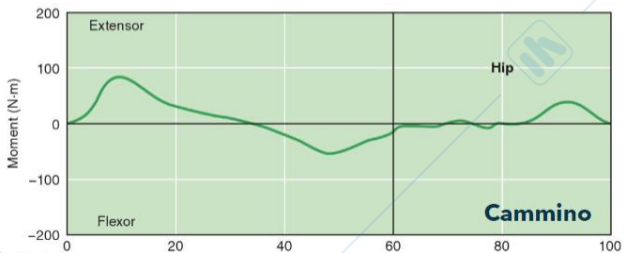
Dorsi/plantarflessione della caviglia



Flesso/estensione del ginocchio

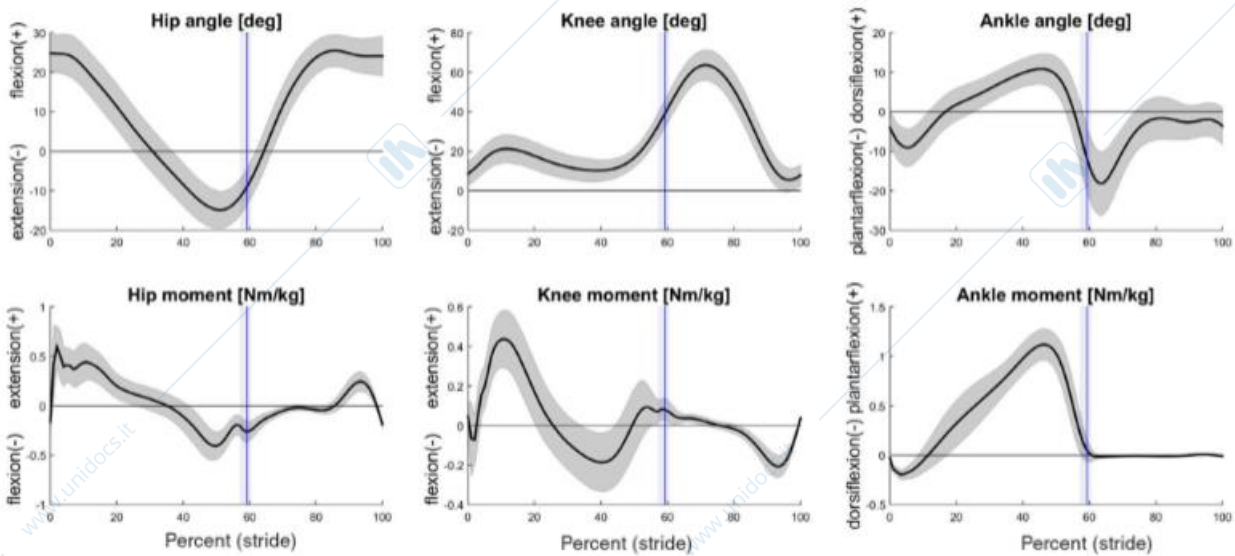


Flesso/estensione dell'anca



I grafici della corsa e del cammino sono simili, nella flesso/estensione del ginocchio e dell'anca nella corsa si ha più estensione nella prima fase. Assenza del momento interno di flessione del ginocchio a fine swing.

Cinematica e dinamica articolare nel ciclo del passo



LEZIONE 4 - POSTURA E EQUILIBRIO

Stabilità posturale: capacità di controllare il centro di massa rispetto alla gravità e di stabilizzare le articolazioni e i segmenti corporei durante il movimento volontario.

Ci sono una serie di azioni da mettere in atto per rimanere in piedi.

Equilibrio posturale in metropolitana

$$\sum F_x = ma_x$$

$$GRF_{AP} = ma_x \Rightarrow F_{Ax} = 70 \text{ kg} \cdot 3 \frac{m}{s^2} = 210 \text{ N}$$

$$\sum F_y = ma_y$$

$$F_{Ay} - mg = ma_y \Rightarrow GRF_V = 70 \cdot 9.81 = 687 \text{ N}$$

$$\sum M = I\alpha$$

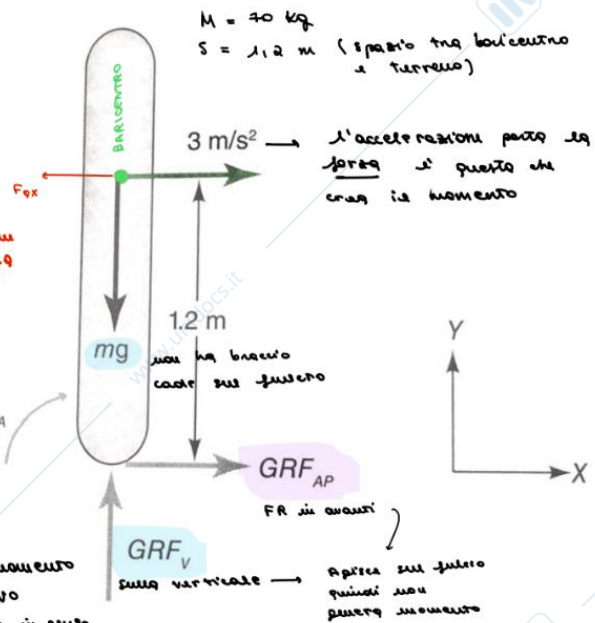
non c'è accelerazione angolare

$$M_A + F_{qx} \cdot \text{braccio} = 0$$

$$M_A = -F_{qx} \cdot 1,2 \text{ m} = -(100 \cdot 9,8) \cdot 1,2 \text{ m} = -1176 \text{ N}$$

Momento
causato
 M_A

È un momento
NEGATIVO
quindi v'è un senso
orario



Il sistema vestibolare, il sistema visivo e le afferenze della propriocettività (muscoli, articolazioni e cute) mandano input al sistema nervoso centrale che controlla i movimenti oculari e stabilizzano lo sguardo, controlla la postura e la stabilità della colonna e dà consapevolezza del corpo nello spazio.

Strategie per il mantenimento posturale

- Caviglia (CoP): per piccole perturbazioni, usa i muscoli gastrocnemio, soleo e tibiale, utilizza/sposta il centro di pressione al terreno
- Anca (CoM): per ampie perturbazioni, utilizza/sposta il centro di massa
- Passo (CoM): per ancora più ampie perturbazioni

Protocollo di misura

Senza scarpe, piedi a 20-30°, distanza intramalleolare 8-10 cm, braccia rilassate lungo i fianchi, respirazione normale, evitare gesti volontari, fissare l'orizzonte. Durata test: 30-60 s (bipedalico), 20-30 s (mono podalico).

Equilibrio e studio della postura eretta

Stabilometria **statica** → Output: Traiettoria del CoP ed ellisse di confidenza

Con il test del controllo della postura si misura come si muove il centro di pressione (CoP) che è il punto in cui agisce la forza di reazione GRF).

Il gomitolo posturale o *stabilogramma* è il grafico del centro di pressione in funzione del tempo.

Lo *statokinesiogramma* è il grafico del centro di pressione in funzione dello spazio.

Nei grafici del gomitolo posturale si vedono le oscillazioni per stare in postura eretta. Parametri:

L'ellisse di confidenza è l'area che racchiude il 95% dei punti del gomitolo, si misura in mm quadrati e per una persona normale è di circa 5 mm².

Sway = ampiezza oscillazione medio-laterale o antero-posteriore

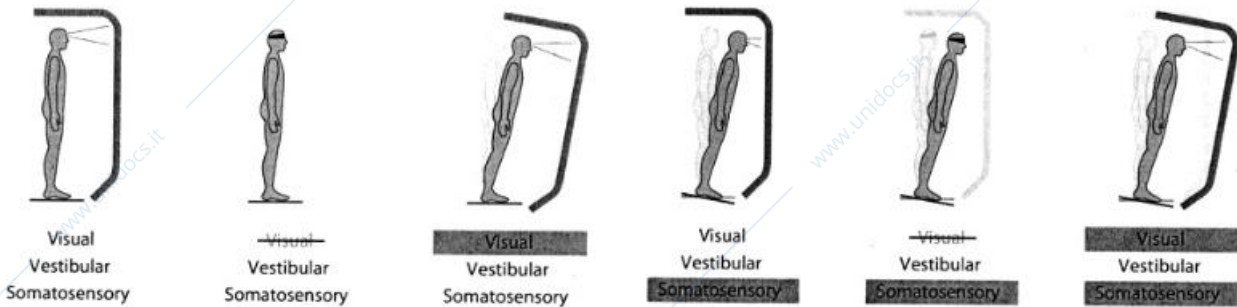
Lunghezza della traiettoria del CoP (correzioni del sistema di controllo posturale), è la lunghezza del filo del gomitolo, se la traiettoria è più breve vuol dire che ha una stabilità migliore. ! potrei avere un'area piccola, ma traiettoria lunga, questo vuol dire che il soggetto ha fatto tanti piccoli aggiustamenti.

Velocità CoP abbastanza inutile

Test di Romberg

Influenza del sistema visivo sull'equilibrio, si esegue prima ad occhi aperti e poi ad occhi chiusi, poi si fa il rapporto tra gomitolo ad occhi chiusi e gomitolo ad occhi aperti. Quoziente di Romberg: rapporto tra area di sway a occhi aperti e chiusi (di solito 1.5-2.5).

Test di equilibrio posturale in condizioni di affaticamento post esercizio mostra come la fatica altera il controllo posturale e lo peggiora.

Posturografia dinamica:**MOKKA**

1. Massima forza orizzontale frenata (lato destro): -154,40N (157N) (-22N)
2. Lunghezza dello stride sinistro: stride 1,334m step 0,667m (1,5 m)
3. Flessione raggiunta dal ginocchio destro: 12 gradi
4. Picco forza verticale sinistra: 958,2N (950N)
5. Velocità di cammino: (1,3 m/s)
6. Delta di energia potenziale del CoM durante il cammino (m= 70kg): 32,24J (34J)
7. Energia cinetica del CoM: 36J

LEZIONE 5 - ENERGETICA DELLA MARCIA

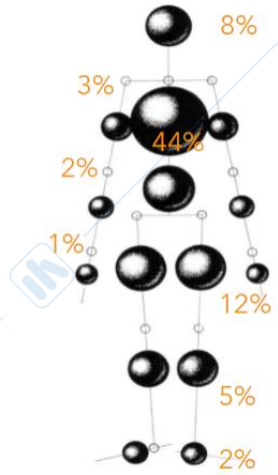
Centro di massa (CoM): baricentro delle masse di tutti i segmenti corporei

Centro di gravità (CoG): proiezione al suolo del CoM

Posizione del CoM: media pesata della posizione del baricentro di tutti i segmenti corporei. Il baricentro si sposta verso il segmento che pesa di più.

$$\mathbf{r}_{CoM} = [x_{CoM} \quad y_{CoM} \quad z_{CoM}] = \sum_{i=1}^N \frac{m_i \mathbf{r}_i}{M}$$

Antropometria: posizione relativa dei CoM di ciascun segmento, ogni segmento corporeo ha la sua massa relativa (es. la mano è il 2%, la coscia il 12%, la testa l'8%) →



Lavoro meccanico utile è uguale alla forza resistente (nel cammino è l'aria e aumenta all'aumentare della velocità) moltiplicato per la distanza. Il lavoro meccanico utile è diverso dal lavoro muscolare.

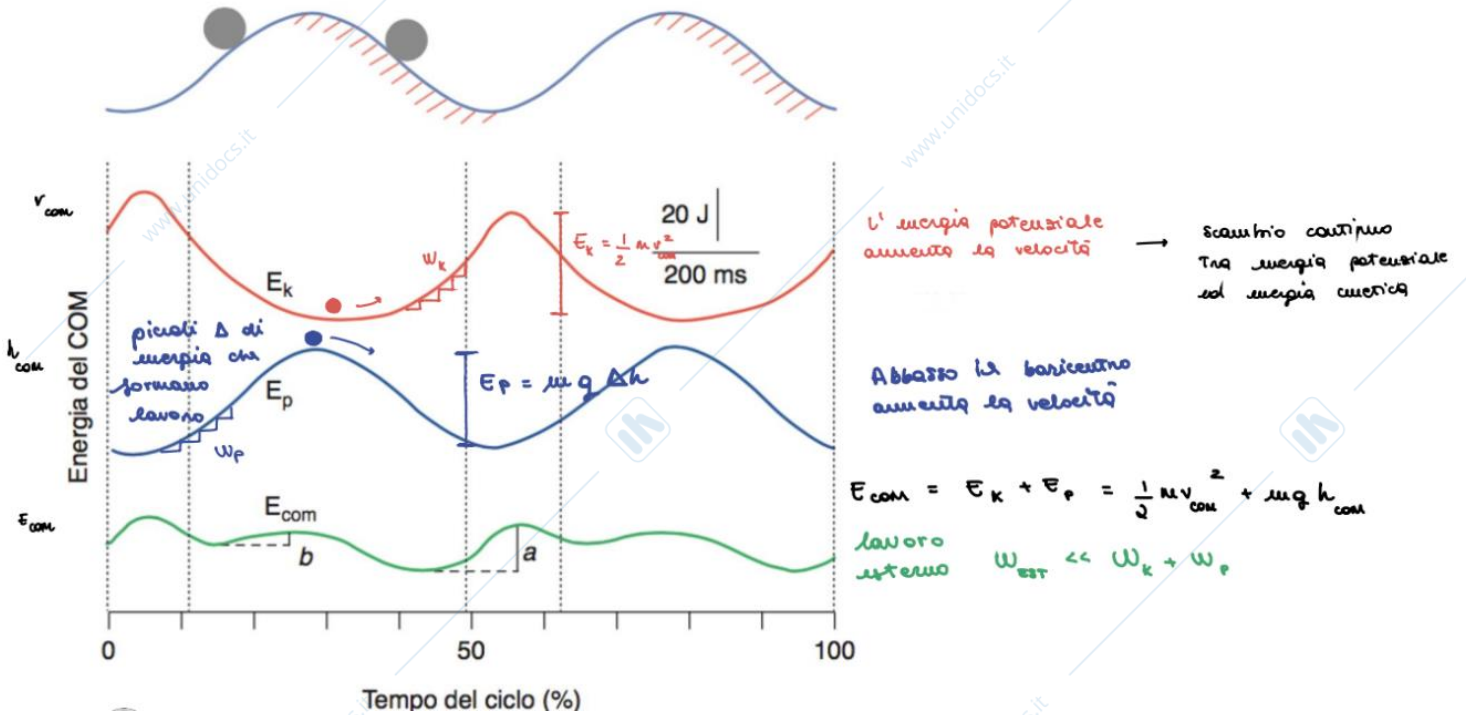
$$W_u = F_R \cdot d \neq W_M$$

Rendimento è il rapporto tra lavoro meccanico utile ed energia chimica che spendo → $\eta = W_u / E_{ch}$

$$\eta = \frac{W_u}{E_{ch}} = \left(\frac{W_u}{W_m} \right) \cdot \left(\frac{W_m}{E_{ch}} \right)$$

moltiplico e divido per il lavoro muscolare → η_m rendimento muscolare ≈ 25%
 η_t rendimento di trasmissione

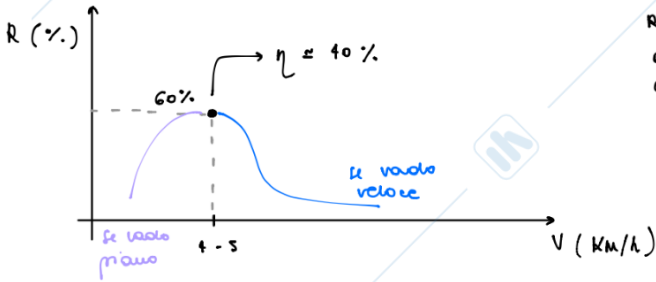
Lavoro meccanico esterno durante il cammino = energia per muovere il baricentro nello spazio



L'energia potenziale mi dice quanto è alta, l'energia cinetica quanto va veloce. Il lavoro esterno è la somma delle due.

Recupero di energia meccanica

Recupero in funzione del tempo



in entrambi i casi non funziona più il pendolo

$$R = \frac{W_p + W_k - W_{ext}}{W_p + W_k}$$

Recupero di Energia arriva al max al 60% cambia in base alla velocità

Recupero massimo a 4-5 km/h

se non c'è lavoro interno è uguale a 1 (non succede mai a max si arriva al 60%)

Lavoro meccanico interno = energia cinetica necessaria per accelerare i segmenti rispetto al CoM !



lavoro per spostare il baricentro W_{ext}

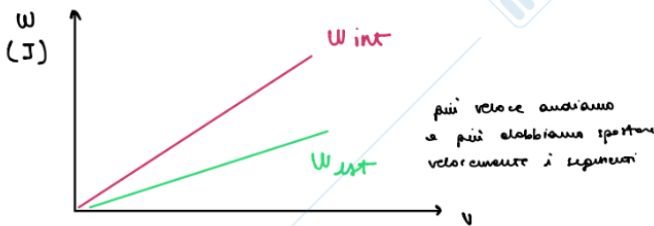
lavoro interno x spostare i segmenti corporei rispetto al baricentro

$$W_{int} = \sum_{i=1}^n E_{int_i}$$

$$E_{int} = \frac{1}{2} m_g \cdot v_{rel}^2$$

lavoro della gamba

velocità rispetto al baricentro
 $v_{rel} = v_{CoM} - v_{gamba}$

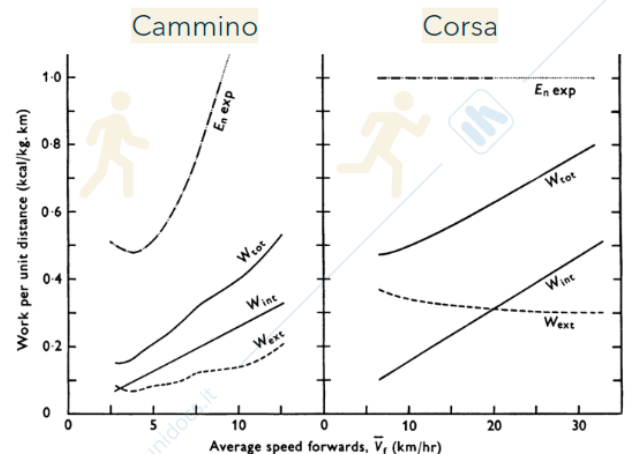


Il cammino funziona come un pendolo, abbiamo trasferimento continuo tra energia chimica e potenziale, questo ci permette di recuperare energia che utilizziamo per rendere efficiente il cammino. Nel cammino il rendimento è massimo a velocità intermedie.

Lavoro meccanico e costo energetico rispetto alla velocità

Nel cammino la curva che va verso l'alto è il costo energetico della locomozione. Il lavoro interno del cammino aumenta all'aumentare della velocità perché muovo più velocemente i segmenti corporei rispetto al baricentro.

Nella corsa il dispendio energetico per unità di distanza ! è uguale (energia nello spazio). Nell'unità di tempo cambia, è la potenza. Il lavoro esterno diminuisce all'aumentare della velocità perché più corro veloce e più rimane piatto il baricentro.



LEZIONE 6 - ENERGETICA DELLA CORSA

Ciclo del passo cammino: appoggio tallone, contatto completo con il suolo, propulsione, ritorno della gamba avanti, tallone

Ciclo del passo corsa: sospensione, fase d'appoggio, sospensione, ritorno della gamba in avanti, sospensione. Nel momento in cui si abbassa il baricentro rallento e freno (è il contrario del passo), quando il baricentro sale spingo.

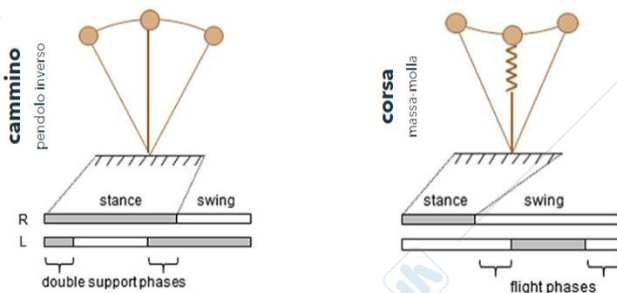
Lavoro meccanico esterno durante la corsa = energia per muovere il baricentro nello spazio

Nel cammino energia cinetica ed energia potenziale sono in opposizione di fase, mentre nella corsa sono insieme, sono in **fase**.

Il lavoro esterno nella corsa è la somma dei lavori di energia cinetica e potenziale, che a differenza del cammino non si compensano. C'è un meccanismo di recupero dell'energia:

Durante l'appoggio l'energia cinetica e potenziale passa dal baricentro ai tendini e poi al muscolo, c'è un accumulo di energia che viene immagazzinata nei tendini e nei muscoli (funzionano come una molla), poi alla fase di spinta c'è produzione di potenza e l'energia torna verso il baricentro (il tendine di Achille restituisce l'energia). Si sfrutta l'energia elastica che è la somma di energia potenziale e cinetica.

Modello di cammino e corsa

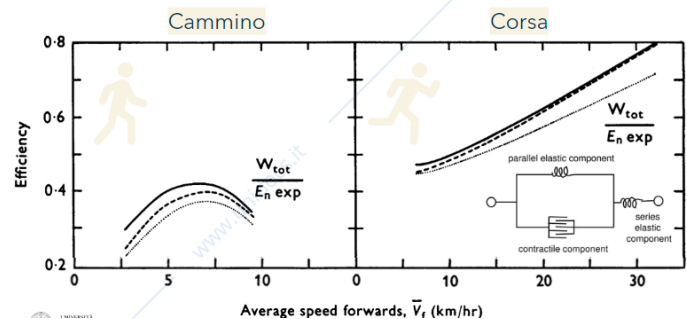


Il cammino è come un pendolo al contrario, nella fase di appoggio si ha uno scambio di energia cinetica e potenziale.

La corsa, invece, è paragonabile a una massa-molla in cui si accumula energia elastica e si restituisce. La fase di volo aumenta e la fase di appoggio dura meno e non ci sono fasi di doppio appoggio.

Rendimento rispetto alla velocità

Nella corsa più vado veloce e più aumenta l'efficienza. Nella fase di appoggio i muscoli lavorano contro una forza esterna ma sono allungati, in questo momento actina e miosina danno energia al muscolo, più è veloce la corsa e più il muscolo risparmia energia e si rallenta il ciclo allungamento-stiramento.



Meccanismo della corsa: l'aumento del rendimento deriva dalla **RETRAZIONE DI ELEMENTI ELASTICI** (ponti di actina e miosina, tendini) precedentemente posti in tensione.

Dopo una certa velocità la camminata diventa più dispendiosa della corsa; quindi, a un certo punto conviene correre piuttosto che camminare.

VALUTAZIONE DELLE QUALITÀ NEUROMUSCOLARI DEGLI ARTI INFERIORI: JUMP TESTS

Qualità neuromuscolari:

- Massima forza dinamica, riesco ad esprimere nella ripetizione massimale
- Potenza, spostare il corpo anche con sovraccarico, velocità di lisi dell'ATP
- Esplosività, molto veloci nella prima parte di movimento partendo da fermo
- Reattività, come l'esplosività ma parto da una condizione di pre stiramento
- Elasticità/utilizzo di energia elastica

Jump tests

La prestazione del salto (altezza del salto) è correlata con la percentuale di fibre veloci (maggiore concentrazione di ATP-asi enzimi per la scissione dell'ATP, elevata frequenza di stimolo e conduzione nervosa più rapida). È un metodo indiretto per valutare le qualità neuromuscolari.

Test in principio:

- Test di Seargent: salto con un a braccio alzato
- Test di Abalakov: salto con cintura e fettuccia millimetrata per vedere l'altezza

Con questi primi due test si trova la stima dell'altezza del salto.

- Pedane di forza (Asmussen e Bonde-Petersen)
- Pedane a conduttanza (Bosco): un timer elettronico viene azionato automaticamente dal soggetto al momento dello stacco («apre» il circuito). Nei primi modelli veniva misurato solo il tempo di volo. Successivamente vennero sviluppati microprocessori per il calcolo automatico dell'altezza del salto e della potenza meccanica sviluppata ed espressa in W/kg.

Il test di Bosco era costituito da 7 test di salto: Counter Movement Jump (CMJ), Squat Jump (SJ), CMJ with Arms Thrust (CMJAT), Repeated Counter Movement Jump (RCMJ), Squat Jump with Body Weight (SJBW), Drop Jump (DJ), Stiffness Test (STIFF).

Rapportando i parametri tra loro si ottengono indicazioni sulle qualità neuromuscolari. Sono troppi, fondamentalmente quelli più utili sono:

- Contro movimento braccia libere
- Squat Jump
- Drop Jump

Indice di coordinazione

Per calcolarlo servono i valori di altezza di un contro movimento a braccia libere (CMJ) e di un contro movimento a braccia vincolate.

Con la formula $[(CMJ lib - CMJ vinc) / CMJ vinc] \cdot 100$ si ottiene il valore dell'indice in percentuale. In un atleta solitamente è del 15-25% nel salto a braccia libere.

PEDANA DI FORZA

Indice di elasticità

Per calcolarlo servono i valori di altezza di un contro-movimento a braccia vincolate e squat jump.

Varia molto a seconda dello sport: calcio 6%, pallavolo 20%

$$[(CMJ vinc - SqJ) / CMJ vinc] \cdot 100$$

La percentuale è sempre riferita alla percentuale dell'altezza.

Rapportando i parametri tra loro si ottengono indicazioni sulle qualità neuromuscolari.

Counter movement jump (CMJ)

È un test ottimale per calcolare la forza esplosiva e la potenza degli arti inferiori.

È caratterizzato dalla fase di pre-stiramento (alleggerimento pedana di forza) durante il quale si accumula energia elastica.

Correlato con le prestazioni di sprint e con la forza dinamica massima (1RM) nello squat

L'altezza raggiunta con il CMJ a braccia libere è in media +10%

Fase 1. Body Weight

All'inizio del grafico la pedana rileva che non ci sono variazioni, lo spostamento CoM è nullo, Velocità zero e Forza di reazione al suolo = Forza peso.

Fase 2.a Stiramento rapido (fase eccentrica)

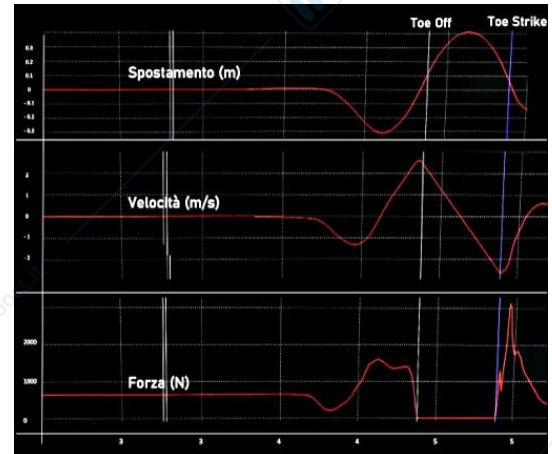
Il soggetto inizia ad abbassarsi, lo spostamento del CoM si abbassa, la velocità è negativa e anche l'accelerazione ha un picco negativo. Con accelerazione negativa la forza di reazione al suolo diminuisce = si alleggerisce la pedana.

Fase 2.b Frenata (fase eccentrica)

Il CoM è nel punto più basso, Velocità da negativa torna allo zero, Accelerazione picco positivo, Forza picco Eccentrico.

Fase 3. Spinta concentrica (picco concentrico di spinta)

CoM inversione del movimento, Velocità diventa positiva
Accelerazione positiva, Forza picco concentrico

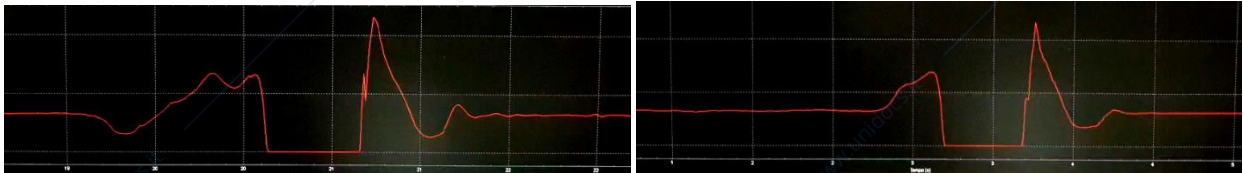
Fase 4. Fase di volo CoM picco altezza, Forza nulla**Fase 5. Atterraggio****Squat jump**

Test ottimale per valutare la forza esplosivo-elastica e la potenza degli arti inferiori.

Non presenta la fase di pre-stiramento

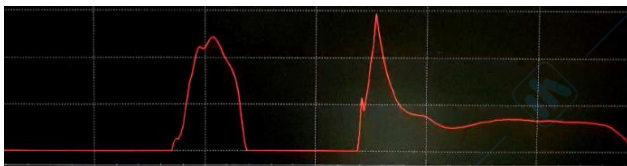
Occorre standardizzare l'angolo di partenza (90°) poiché lo sviluppo di forza è angolo-specifico.

CMJ vs SqJ → nel CMJ salto di più, nello SqJ è tutta fase concentrica perché non sfrutta l'accumulo di energia elastica.

**Drop jump**

Presenta un rapido passaggio tra la fase di pre-stiramento e fase concentrica (bastano 30 cm per eseguirlo), si utilizza per impostare lavori di tipo pliometrico.

Test ottimale per valutare la forza reattiva o Reactive Strength Index (RSI) degli arti inferiori



Le pedane di forza misurano:

- Altezza del salto (cm) → $A = (9,81 \times (\text{tempo di volo al quadrato}))/8$
- Picco di forza concentrica (N) → picco di forza concentrica relativa (N/Kg)
- Picco di potenza (W) → picco di potenza relativa (W/Kg)
- Rate of Force Development (N/s)
- Tempo di contatto (ms) - un atleta non supera i 250 ms
- Reactive Strength Index (m/s) → $RSI = \text{Altezza salto}/T \text{ di contatto} \rightarrow RSI = T \text{ di volo}/T \text{ di contatto}$
- Forza concentrica (N) → Picco Forza Concentrica relativa (N/Kg)

Alternative alle pedane di forza:

Pedana a conduttanza

Consiste in un tappetino, fornito di sensori che hanno la funzione di interruttore on-off, collegato ad un timer azionato dal soggetto che salta. Quando il soggetto salta «apre» il circuito. Atterrando, il circuito si «chiude» e il timer si ferma.

→ Output: Tempo di volo, Tempo di contatto, Altezza del salto, potenza meccanica/Kg →

$$[g^2 \cdot T_{\text{volo}} \cdot T_{\text{(volo + contatto)}}] / (4 \cdot T_{\text{contatto}})$$

Esempi: pedana di bosco, ergojump, smartjump, jump mat

Optojump

Sistema di rilevamento ottico, composto da due barre, una contenente il sistema led di ricezione, l'altra quello di trasmissione. I led posizionati sulla barra trasmittente comunicano di continuo con quelli sulla barra ricevente. Il sistema rileva eventuali interruzioni e ne calcola la durata.

→ Output: Tempo di volo, Tempo di contatto, Altezza del salto, potenza meccanica/Kg, Reactive Strength Index (m/s)

Sensore inerziale

Questo dispositivo contiene accelerometro, magnetometro, giroscopio. Adatto anche ad altri test di valutazione funzionale.

→ Output: Tutti i parametri già menzionati + Rate of Force Development + Picco di Forza

LEZIONE 7 - INJURY AND SPORT-SPECIFIC BIOMECHANICS

Infortunio LCA (legamento crociato anteriore)

Piede piantato a terra con caviglia extraruotata, ginocchio poco flessso che tende ad andare valgo (in abduzione), anca flessa e leggermente abdotta.

Si ritorna a giocare dopo 9-12 mesi ma solo il 65% degli infortunati gioca ancora ai massimi livelli a distanza di 3 anni dall'infortunio. Alto tasso di recidive (anche sul lato controlaterale) e insorgenza precoce di artrosi del ginocchio.

Studiamo gli infortuni perché alcuni infortuni pesano tanto sul sistema sanitario, negli USA ci sono stati 100K/200K di infortuni per 1 miliardo di \$ all'anno e il 30/40% è un meccanismo di non contatto e quindi c'è possibilità di lavorare per ridurre questi infortuni.

Prevenzione:

- Sorveglianza degli infortuni
- *Stabilire l'eziologia e il meccanismo*
- *Suggerire strategie di prevenzione*
- Valutare l'efficacia delle misure preventive

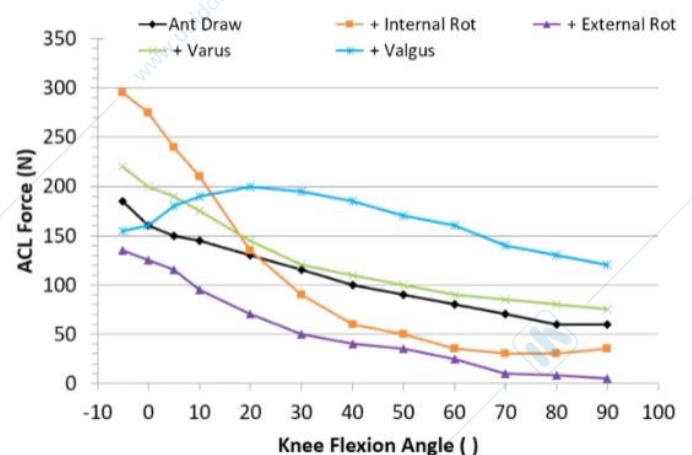
Carico sul LCA

Il legamento si rompe con una forza di trazione di 2500 N e 250 kg. Ci sono carichi esterni e carichi interni che danneggiano.

A ginocchio flessso non si carica il crociato → per quello gli infortuni avvengono a ginocchio esteso.

Il ginocchio va all'interno e il carico è alto.

ACL injury kinematics → Tronco verticale, ruotato verso la gamba che non si infortuna e inclinato 15° verso la gamba che si infortuna. Ginocchio leggermente flessso e valgo che va verso l'interno. Appoggio sul piede che si infortuna che è extraruotato.



3D kinematics

Dribbling (Zaniolo)

Landing = atterraggio

Reaching = contrasto

Sidestep = cambio di direzione

Abduzione e adduzione dell'anca prima e dopo l'infortunio cambia tra i vari meccanismi, ad esempio se faccio un cambio di direzione l'anca è più abdotta (piede all'esterno).

Il ginocchio al contatto con il terreno è sempre flessso circa a 30° (è fondamentalmente quasi esteso), nell'atterraggio è più esteso degli altri meccanismi. Tra il contatto e l'infortunio non c'è il tempo per un feedback, negli istanti prima dell'infortunio non si può reagire (si può prima di 200 millisecondi). Posso lavorare solo feed forward preparando l'articolazione con l'allenamento in precedenza.

La caviglia nell'atterraggio è negativa (va in pronazione all'interno). È fondamentale perché è l'articolazione più vicina al punto di contatto con il terreno. Con la pioggia è difficile che ci sia l'infortunio (da non contatto) perché il piede scivola.

Non esiste un unico meccanismo di infortunio.

L'infortunio è l'organizzazione multi scala dei sistemi biologici. La stabilità è la resistenza alle perturbazioni (infiammazioni, malattie, contrasti ...) rimanendo integro, quando si perde l'integrità strutturale avviene l'infortunio perché il sistema non riesce a mantenere l'equilibrio.

Tipologie di perturbazioni:

Perturbazioni meccaniche → uno mi spinge, c'è un contatto

Perturbazioni neurocognitive → il movimento è troppo veloce e arrivo in ritardo con il movimento/cambio di direzione, non c'è contatto.

Perturbazione fisiologica → fatica

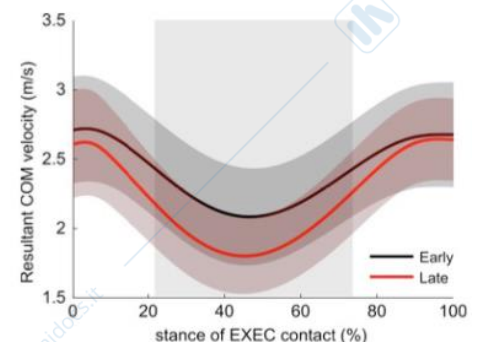
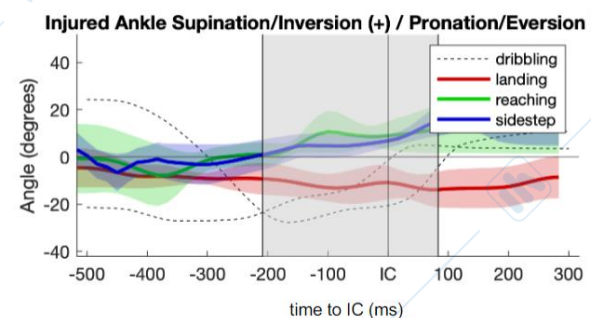
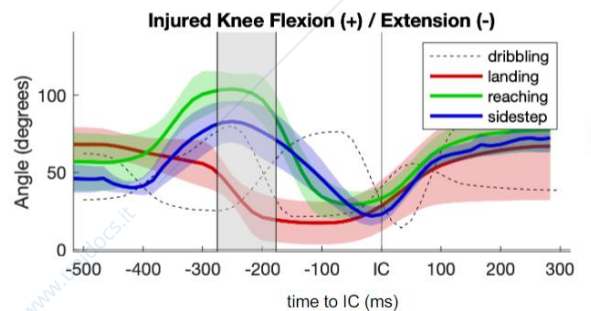
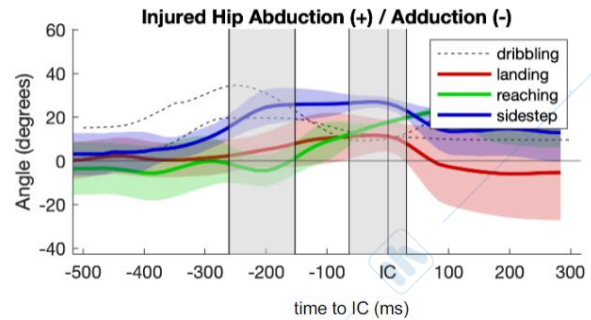
Anticipare o ritardare il CoD = cambio di direzione

Hanno chiesto agli atleti di anticipare e di ritardare il cambio di direzione (anticipare o ritardare la rotazione del bacino di 90°) e hanno studiato come cambia la velocità del baricentro CoM.

Sull'asse y abbiamo la velocità del baricentro.

Anticipando il cambio di direzione mantengo una velocità più alta, perdo meno velocità, freno di meno quindi devo dissipare e poi ridare meno energia al baricentro.

Ritardando il cambio di direzione la velocità rimane uguale sia prima che dopo e devo rallentare di più, nel caso in cui ritardo il cambio di direzione nella fase di frenata il ginocchio assorbe più energia (potenza).



Effetto della fatica → Test a esaurimento

Correre avanti e indietro per 5m con cambi di direzione fino ad esaurimento.

Cosa viene fuori?

Impatto fisiologico, lo sforzo percepito e il carico interno misurato. La frequenza cardiaca arriva quasi al massimo, il consumo di ossigeno non arriva al massimo perché è un lavoro anaerobico (solitamente il consumo di ossigeno per arrivare al massimo ci mette 5 minuti ad arrivare a regime, valore tipico di un atleta è 55 mL/min), la VO₂ max determina la massima energia che posso erogare utilizzando solo meccanismi aerobici (essendo questo anaerobico arriva all'88%).

Adattamento all'esercizio, come cambia il movimento

Diminuisce la flessione dell'anca → l'arto inferiore è più esteso

Diminuisce la rotazione esterna → l'arto è più ruotato internamente

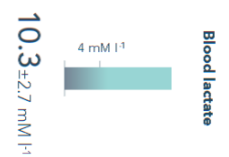
Diminuisce l'abduzione dell'anca e la flessione del ginocchio. L'impatto delle forze di reazione è più alto a fine del test, è molto più impulsivo l'impatto.

Alcuni atleti non cambiano mentre in altri il comportamento peggiora.

La fatica spinge alcuni atleti verso l'infortunio, è un fattore da considerare infatti bisogna insegnare un corretto movimento sia prima dell'allenamento ma soprattutto dopo (perché si è più affaticati).

Il controllo del movimento è più efficace se è più economico.

!! ricordare che bisogna conoscere il meccanismo di infortunio per allenare alle perturbazioni.



LEZIONE 2 - TOP BIOMECHANICS

Take home message

- Overall ROM is good
- Potential for improvement with hamstrings and ankle flexion
- Lacking in upper body serve kinematics
- Elbow flexion is biggest concern
- Strong lower body kinematics
- Small changes can make a big difference!

DOMANDE FINE SLIDE

- a) Incidenza e severità di un infortunio. Differenza tra descrizione qualitativa e quantitativa.
- b) Movimenti articolari sui piani anatomici
- c) Grandezze fisiche, significato e unità di misura. Leggi orarie del moto uniforme e uniformemente accelerato.
- d) Cosa misurano i sistemi di analisi del movimento (cinematica) e quali sono le grandezze derivate
- e) Funzionamento base dei sistemi di cattura del movimento: video markerless, video basati su marker, unità inerziali
- f) Cosa rappresenta un sistema di riferimento ortogonale (locale, globale) come si ottiene, come si arriva agli angoli 3D
- g) Come funzionano le piattaforme di forza
- h) Cosa sono i momenti articolari, semplici esempi di calcolo di momenti articolari in statica
- i) Ciclo del passo, parametri spazio-temporali, grafici di angoli e momenti nel ciclo del passo/corsa
- j) Cos'è e come viene garantita la stabilità posturale
- k) Parametri della stabilometria statica, cosa sono e cosa rappresentano
- l) Saper confrontare qualitativamente due statokinesiogrammi
- m) Cos'è e come si calcola la posizione del centro di massa
- n) Energia potenziale ed energia cinetica del CoM durante il cammino
- o) Cammino: lavoro meccanico interno e lavoro meccanico esterno in funzione della velocità
- p) Modello a pendolo inverso del cammino
- q) Meccanismo della corsa, modello massa-molla
- r) Grafici di efficienza, lavoro interno/esterno, e costo energetico della locomozione nel cammino e nella corsa
- s) Descrivere grandezze fisiche coinvolte in discipline e forme di locomozione
- t) Conoscere e utilizzare semplici strumenti e/o tecnologie di analisi biomeccanica
- u) Saper analizzare dati biomeccanici in chiave di preparazione, prevenzione o riabilitazione