

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

CAMPUS DI CESENA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Studio dei parametri, delle loro interazioni ed utilizzi,
sotto differenti condizioni di analisi, nei meccanismi del
ciclo della corsa.

Elaborato in

BIOMECCANICA

Relatore

Prof.ssa Rita Stagni

Presentato da

Alessio Barbieri

Sessione III

Anno Accademico 2014/2015

INDICE

Introduzione	5
Capitolo 1 – BIOMECCANICA DELLA CORSA	7
1.1 La corsa.....	7
1.1.1 Le fasi della corsa.....	7
1.1.2 Appoggio del piede.....	10
1.1.3 Parametri spazio temporali.....	11
1.1.4 Spostamento del centro di massa.....	11
1.2 Cinematica.....	12
1.2.1 Assi e piani anatomici di riferimento.....	13
1.2.2 Movimenti articolari.....	14
1.2.3 Sistemi Motion Capture.....	16
1.3 Dinamica.....	19
1.3.1 Centro di pressione.....	20
1.3.2 Forze di reazione al suolo.....	21
1.3.3 Forze di reazione al suolo in pendenza.....	23
1.3.4 Momenti articolari e conservazione di potenza.....	25
1.4 Energia.....	28
1.4.1 Economia del movimento.....	30
1.5 Elettromiografia e attività muscolare.....	31
1.5.1 EMG corsa.....	32
Capitolo 2 – STRUMENTI E METODI	34
2.1 Pedana dinamometrica o di forza.....	34
2.1.1 Trasduttori di forza.....	36
2.1.2 Pedana a 3 componenti.....	37
2.2 Tapis roulant (o treadmill).....	37
2.3 Stereofotogrammetria.....	38
2.3.1 Telecamera di tipo ‘Pinhole’.....	39
2.4 Analisi dei dati.....	41
2.5 Sistemi per l’analisi del movimento.....	41

Capitolo 3 – RISULTATI	44
Capitolo 4 – CONCLUSIONI	62
BIBLIOGRAFIA	65

Introduzione

La biomeccanica è la scienza che applica i principi della meccanica al movimento del corpo umano. In particolare studia la cinematica (il movimento del corpo) e la dinamica (le forze che provocano tale movimento). La biomeccanica della corsa ha acquistato recentemente sempre maggior interesse in diversi ambiti come quello clinico, riabilitativo, sportivo e ricerca di base. Un'analisi della corsa permette, grazie all'utilizzo di diversi sistemi, di analizzare la posizione dei vari segmenti corporei e l'evolversi dei movimenti e delle angolazioni dei segmenti corporei durante la corsa. Le accurate misure di tali parametri, permettono sia di analizzare efficienza ed efficacia del gesto atletico, sia di verificare la presenza di atteggiamenti patologici o potenzialmente nocivi. L'impiego di strumenti e protocolli derivanti dalla clinica assicura precisione e ripetibilità della misura, permettendo di analizzare, ad esempio, l'evolversi di un percorso di allenamento, oppure il recupero da un infortunio. L'esplosione di interesse per la biomeccanica della corsa ha spinto una paragonabile esplosione di ricerche e analisi. La crescita di questo settore è stato stimolato da una grande crescita di interesse per la corsa a lunga distanza avvenuto dalla fine del 1960 e l'inizio del 1970. Questo ha portato ogni anno all'insorgenza di lesioni su 1/3 dei corridori che ha generato un parallelo aumento di interesse per tale materia. L'aumento dell'incidenza delle lesioni ha evidenziato la mancanza di comprensione della fisiologia e biomeccanica di tale pratica. La differenza fondamentale tra la corsa e la deambulazione, che non è altro che una successione ciclica e coordinata di movimenti ritmici alternati che ci consentono di spostare in avanti il nostro corpo, mantenendolo in assetto stabile con un meccanismo che determina il minor costo metabolico, è la presenza della fase aerea (di sospensione) assente nella deambulazione. Inoltre nella corsa l'appoggio del piede a terra non avviene in sequenza tallone-avampiede come nella deambulazione. È l'avampiede, più precisamente è la parte esterna metatarsale a prendere contatto con il suolo in modo da assorbire l'impatto e sfruttare contemporaneamente l'azione dei muscoli estensori. Lo scopo di questa tesi è quello di indagare tutti gli aspetti riguardanti la biomeccanica della corsa andando a soffermarsi sulle relazioni tra i parametri, sugli effetti che possono avere sul ciclo della corsa e su possibili differenze nel meccanismo di deambulazione che si vengono ad instaurarsi a causa di differenti condizioni di analisi o differenti soggetti di studio.

Nel primo capitolo verranno introdotte le caratteristiche della corsa, trattandone l'aspetto cinematico, dinamico ed elettromiografico. Nel secondo capitolo verranno presentati gli strumenti e i metodi utilizzati in questo studio. Il terzo capitolo sarà dedicato all'analisi dei parametri e vari aspetti della biomeccanica della corsa. L'esposizione si conclude con la discussione dei risultati.

Capitolo 1: Biomeccanica della corsa

1.1 La corsa

Nella corsa i movimenti delle braccia sono coordinati con quelli delle gambe in maniera naturale svolgendo un'importante funzione equilibrante, oscillando lungo il fianco in atteggiamento flesso. Nella loro azione complessiva le braccia vanno a compensare e limitare l'azione rotatorio del bacino che il busto si vede imprimere dalle gambe assumendo anche grande importanza per il risparmio energetico che ne deriva. Il busto, in ogni fase della corsa, rimane in leggera flessione e inclinato in avanti, questo perché una posizione eretta rispetto al centro di gravità del corpo aumenterebbe in maniera considerevole l'energia consumata dai muscoli, influenzando negativamente sull'efficacia della corsa. Una posizione corretta inoltre consente una buona attività respiratoria e circolatoria. Di seguito verranno trattati tutti gli aspetti del ciclo della corsa.

1.1.1 Le fasi della corsa

Le fasi della corsa vengono definite come l'insieme dei movimenti compresi tra due istanti successivi di contatto dello stesso piede con il terreno, per la corsa si considera il punto di contatto della parte esterna metatarsale. La tecnica della corsa può essere suddivisa in due fasi principali: 'Stance phase' e 'Swing phase'. La stance phase, o fase di appoggio singolo inizia con il contatto del piede al suolo e termina con il movimento di piegamento/estensione dell'arto in appoggio, essa rappresenta il 40% di tutto il ciclo, la seconda è la fase di oscillazione in cui un piede non presenta alcun contatto con il suolo, tale fase rappresenta un 30% del ciclo. Durante la corsa possiamo identificare anche una 'Floating phase', o fase di galleggiamento, che è caratterizzata dal movimento di recupero degli arti inferiori per garantire la giusta alternanza e rappresenta il rimanente 30% del ciclo della corsa. Come si nota ha differenza del passo non si ha mai un doppio supporto in cui tutti e due i piedi toccano terra.

In Figura 1 vi è la rappresentazione di un ciclo della corsa.

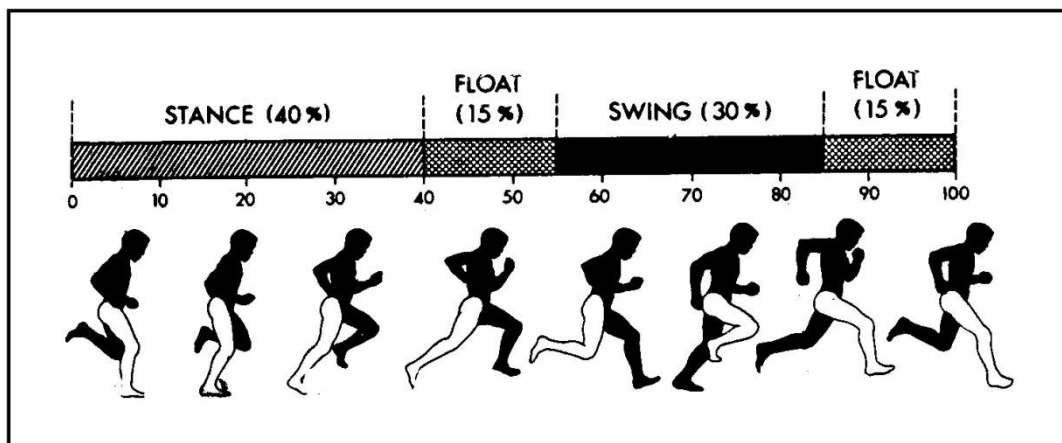


Figura 1. Rappresentazione delle fasi della corsa

Stance phase:

La fase di appoggio singolo è quella più importante al fine di meglio comprendere gli infortuni dovuti alla corsa. Tale fase può essere distinta in tre periodi o momenti diversi:

- Momento di ammortizzazione o contatto*, cioè la presa di contatto del piede sul terreno (*foot strike*) e ammortizzazione dell'impatto grazie all'azione del tricipite surale. Durante questa fase viene sfruttata appieno la componente reattivo-elastica del piede. Il piede di appoggio si trova avanti al baricentro del corpo. Il muscolo quadricipite femorale, nel suo insieme, contribuisce nell'attenuazione dell'impatto del piede a terra.
- Momento di sostegno singolo o intermedio*, è l'avanzamento lineare e orizzontale del bacino. In questa fase il piede si trova perfettamente in asse con il baricentro (*midsupport*), i muscoli si contraggono isometricamente per mantenere la stabilità del corpo. Durante questo periodo il piede è in eversione. Quando si corre la pronazione contribuisce ad ammortizzare il contatto iniziale trasmettendolo dal calcagno al resto del piede. Senza di esso lo shock dell'impatto col terreno verrebbe totalmente trasmesso alle gambe, rendendo la normale meccanica degli arti inferiori meno efficace.
- Momento di raddrizzamento-estensione o spinta*, consiste nel raddrizzamento dell'arto in appoggio (*take off*), il qual produce l'impulso necessario per l'accelerazione del distacco del piede dal terreno. Il piede si trova dietro al baricentro. I muscoli sfruttano la forza di tipo elastico e attiva per proiettare in avanti il corpo (avviene quindi la distensione della gamba). Il piede in tale fase ha un movimento di supinazione e per l'azione muscolare ed i rapporti anatomici delle ossa tarsali si irrigidisce

accentua l'arco longitudinale e il calcagno va in posizione di inversione. Il lato esterno del tallone tocca terra con un angolo maggiore e non avviene alcuna pronazione, con conseguente trasmissione di traumatici shock alla parte inferiore della gamba. Questo caricamento esterno del piede continua per tutta la fase di contatto incidendo sull'efficienza della corsa.

In Figura 2 è presente una suddivisione dei 3 momenti di contatto del piede con il suolo.

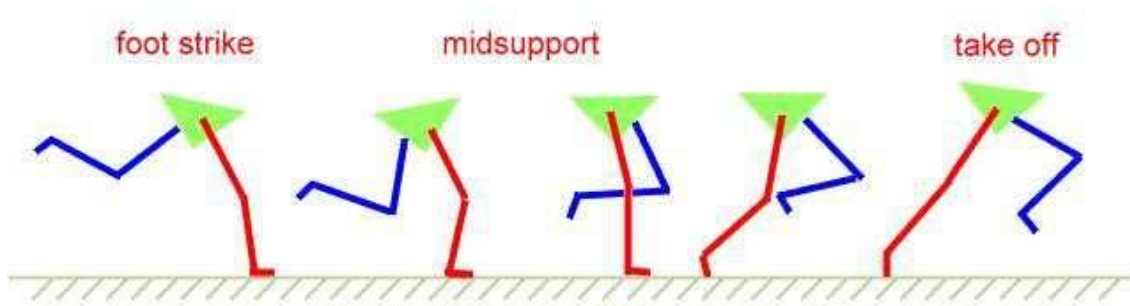


Figura 2. Stance phase

Swing phase:

La fase di oscillazione è quella in cui il piede non è a contatto con il terreno. Tale fase è compresa tra i momenti di 'take off' e di 'foot strike' ed è composta da 3 sotto-fasi :

- a) *Follow through*, questa sotto-fase comincia con il sollevamento dell'arto dal suolo fino alla posizione di massima flessione del ginocchio.
- b) *Foreward swing*, intervallo di tempo che inizia quando il ginocchio si trova alla massima flessione e si protrae fino all'inizio della fase di volo.
- c) *Foot descent*, periodo di oscillazione dell'arto che segue la fine della fase di volo che determina la fine della fase di swing e inizio della fase di stance.

In Figura 1.3 è presente una rappresentazione delle tre sotto-fasi della fase di swing con annessa fase di volo, anche chiamata 'double swing'.

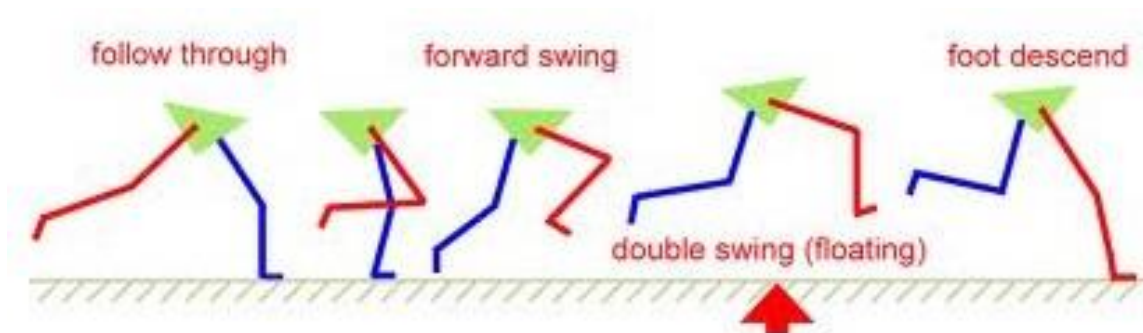


Figura 3. Swing phase

Floating phase:

La fase aerea (fig.3) non è meno importante delle altre due. In questa fase abbiamo il recupero degli arti inferiori per l'alternanza della loro funzione. Una volta che l'arto si è staccato dal suolo, gli arti, con fulcro al bacino, agiscono in direzione opposta; il piede dell'arto libero si sposta velocemente in avanti. Il piede dell'arto in spinta si allontana dal bacino. Nel lasciare il suolo il piede subisce un'accelerazione e l'arto si flette al ginocchio, all'anca e alla caviglia. Tale flessione sarà tanto maggiore quanto maggiore sarà il movimento orizzontale.

1.1.2 Appoggio del piede

Per quanto riguarda la funzione del piede durante la corsa, possiamo semplificare il getto atletico della corsa in tre fasi principali:

- a) *Fase di appoggio*, è la fase in cui il tallone viene a contatto con il suolo. Nel preciso momento dell'impatto con il terreno, si scarica sul piede una forza pari a tre volte il peso corporeo. In un solo passo un corridore di 70 Kg deve sopportare uno shock di 210 Kg. Le vibrazioni si trasmettono di riflesso verso l'alto, interessando la muscolatura, i tendini e le ossa dell'intera gamba, del bacino e della colonna vertebrale. Ecco quindi che l'ammortizzazione e la stabilità diventano fondamentali al fine di attenuare l'impatto con il suolo e prevenire seri traumi a tendini, legamenti e articolazioni.
- b) *Fase di sostegno*, il peso del corpo si sposta in avanti e il peso entra in fase di sostegno. Il peso che fino a questo momento si era concentrato sul tallone inizia a scaricarsi sulla zona mediale. Il piede ruota in avanti provocando una torsione che può essere rivolta verso l'interno (*pronazione*) o verso l'esterno (*supinazione*). Ciò comporta un'ulteriore

carico alla struttura muscolo/scheletrica. Tale fase dura circa 2,5 volte in più rispetto quella di appoggio.

- c) *Fase di stacco*, il piede una volta terminata la fase di sostegno prosegue la propria rotazione in avanti entrando nell'ultima fase del ciclo. A questo punto il peso dell'atleta si trasferisce dalla zona mediale all'avampiede, scatenando una forza che può raggiungere un'intensità tra le 4 e le 7 volte il peso corporeo. Un corridore medio di 70 Kg, durante una corsa sostenuta, arriva a sprigionare uno shock di 490 Kg ad ogni passo.

1.1.3 Parametri spazio-temporali

Di seguito andremo a definire i principali parametri spazio-temporali della corsa:

- *Stride (s)*, definito come l'intervallo di tempo tra due successivi istanti di contatto con il terreno dello stesso piede.
- *Step (s)*, definito come l'intervallo di tempo tra il contatto iniziale di un piede e il contatto iniziale del piede contro laterale.
- *Stance phase (s)*, periodo di tempo in cui il piede è a contatto con il suolo.
- *Swing phase (s)*, periodo di tempo in cui il piede non è a contatto con il terreno.
- *Floating phase (s)*, periodo di tempo in cui entrambi i piedi non sono a contatto con il terreno.
- *Lunghezza stride (m)*, distanza tra due successivi appoggi dello stesso piede. È uguale alla lunghezza del piede più la distanza percorsa durante l'oscillazione e il volo.
- *Lunghezza step (m)*, distanza nel piano di progressione tra la parte di supporto di un piede e il supporto della stessa parte del piede contro laterale.
- *Cadenza (1/s)*, numero di passi nell'unità di tempo.
- *Velocità (m/s)*, velocità di spostamento lineare lungo la direzione di progressione.

1.1.4 Spostamento del centro di massa

Il meccanismo di deambulazione umano può essere esaminato da un punto di vista meccanico attraverso cui i movimenti combinati di diversi segmenti corporei sono il risultato dell'interazione tra attività muscolare e le esigenze meccaniche dell'attività motoria. Il centro di massa del nostro corpo (COM), che

rappresenta l'intero sistema di movimento corporeo è il risultato finale sia del dispendio energetico del corpo sia del moto dei segmenti corporei. Il lavoro dei muscoli nello spostamento del COM rispetto al terreno è un fattore determinante della spesa energetica per lo spostamento del corpo. Durante la locomozione a piedi il movimento del COM può essere paragonato al moto di un pendolo invertito. Ad ogni passo il COM è successivamente dietro, o davanti al punto di contatto del piede a terra. Quanto è dietro al punto di contatto il collegamento a terra provoca una decelerazione in avanti con conseguente diminuzione di energia cinetica a dispetto di quella potenziale, si verifica così una conversione di energia. Mentre il COM si sposta in avanti rispetto al punto di contatto con il terreno, il collegamento a terra consente una riduzione in altezza del COM e un concomitante aumento di energia cinetica. Se i movimenti del centro di massa fossero paragonabili a quelli di un pendolo ideale le fluttuazioni tra energia cinetica ed energia potenziale sarebbero uguali ed opposte, l'energia totale del baricentro sarebbe costante, questo porterebbe ad un totale recupero di energia durante il movimento che renderebbe non necessario il lavoro esterno fornito dai muscoli per mantenere il movimento. Tuttavia gli esseri umani non hanno un moto paragonabile a quello di un pendolo ideale a causa degli attriti, l'energia cinetica e potenziale non sono perfettamente conservate quindi oltre al recupero sarà necessario fornire del lavoro dall'esterno.

1.2 Cinematica

La cinematica è definita come la parte della meccanica che si occupa di descrivere il moto di articolazioni o segmenti corporei indipendentemente dalle cause che lo determinano. I movimenti di tutte le articolazioni degli arti inferiori sono interconnessi e si verificano in modo simile ad ogni ciclo. Dare una definizione cinematica di un punto significa descrivere, istante per istante, la posizione del punto rispetto al sistema di riferimento scelto. Nella cinematica si va a rappresentare graficamente variabili in funzione della percentuale del ciclo della corsa o del tempo. Dato che saranno considerati movimenti nei tre piani bisognerà essere consapevoli di ciò che le misure angolari rappresentano durante la lettura dei grafici per ognuno dei piani.

Le grandezze principali coinvolte nello studio della cinematica di un punto sono: lo spostamento, la velocità e l'accelerazione.

1.2.1 Assi e piani anatomici di riferimento

Nello studio della corsa oltre all'analisi del movimento e alla descrizione delle grandezze in gioco è importante definire i sistemi di riferimento più idonei alla descrizione del movimento umano. Nel sistema tradizionale vengono utilizzati tre assi principali: asse longitudinale, trasversale e sagittale. Essi vengono utilizzati per tracciare l'asse sul quale si svolgono i movimenti di rotazione

- *Asse longitudinale (verticale)*, misura la lunghezza del solido umano (altezza o statura) e congiunge il vertice del capo con il suolo tra i due talloni; è perpendicolare alla base di appoggio, quando il corpo è in posizione eretta.
- *Asse trasversale (orizzontale)*, misura la larghezza del solido umano e viene considerato tra acromion e acromion o fra le creste iliache a seconda che l'uno o l'altro costituiscano il punto di maggior larghezza; è diretto da sinistra a destra ed è perpendicolare all'asse longitudinale.
- *Asse sagittale (antero-posteriore)*, misura la profondità del solido e congiunge l'apofisi xifoidea con la vertebra direttamente opposta attraversando il solido nella parte, normalmente, più profonda; è diretto dalla superficie posteriore alla superficie anteriore del corpo. Questo asse è perpendicolare agli altri due assi.

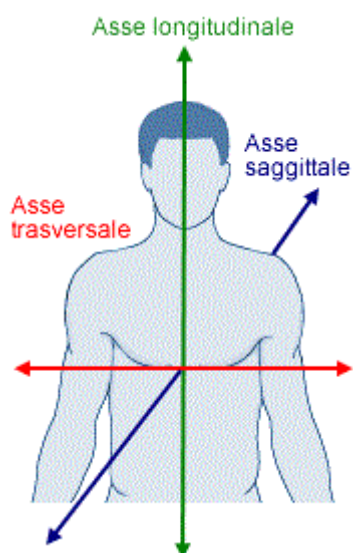


Figura 4. Assi principali del corpo

I piani anatomici sono piani immagine definiti da due assi ortogonali fra loro. Se gli assi forniscono indicazioni sulla direzione del movimento, i piani forniscono

informazioni sull'ampiezza dei movimenti stessi. I piani anatomici sono delle linee immaginarie disegnate attraverso il corpo, queste linee permettono di descrivere oggettivamente i movimenti e le posizioni del corpo.

- *Piano sagittale mediano*, è un piano verticale immaginario che passa attraverso il centro del corpo (definito dagli assi longitudinale e sagittale), dividendolo in due metà (di destra e di sinistra) uguali. Il piano sagittale ha un piano verticale immaginario parallelo al piano mediano che non passa necessariamente per il centro. Spesso questi due piani vengono considerati come un unico piano chiamato sagittale mediano.
- *Piano frontale o coronale*, è un piano verticale parallelo alla fronte e perpendicolare al piano mediano (definito dagli assi trasversale e longitudinale). Divide il corpo in parte anteriore e parte posteriore
- *Piano orizzontale o trasversale*, è un piano che divide il corpo in due metà superiore e inferiore.

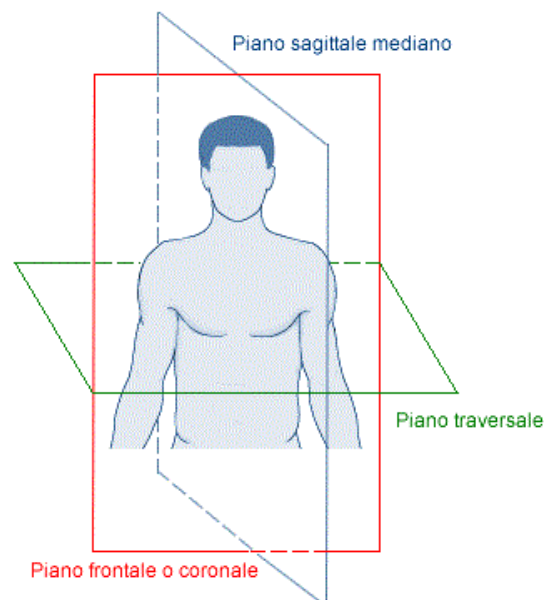


Figura 5. Piani principali del corpo

1.2.2 Movimenti articolari

Movimenti su piano frontale: i movimenti eseguiti sul piano frontale si definiscono di abduzione e adduzione. Il movimento di abduzione avviene quando un arto si allontana dal piano sagittale del corpo, mentre il movimento di adduzione avviene quando un arto si avvicina al piano sagittale del corpo.

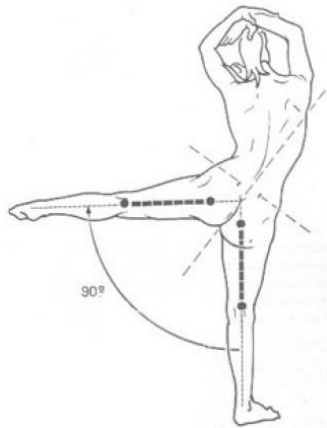


Figura 6. Movimenti articolari piano frontale

Movimenti su piano sagittale: i movimenti eseguiti su piano sagittale si definiscono di flessione e di estensione. Il movimento di flessione avviene quando un arto si avvicina al tronco-piano frontale, mentre il movimento di estensione avviene quando un arto si allontana dal tronco- piano frontale.

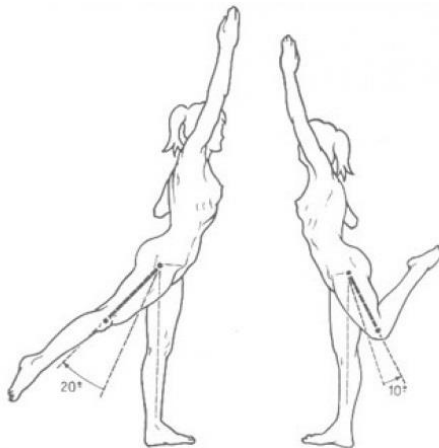


Figura 7. Movimenti articolari piano sagittale

Movimenti su piano trasversale: i movimenti eseguiti sul piano trasversale sono tutti quelli che prevedono una rotazione assiale e si definiscono di intrarotazione e di extrarotazione. Il movimento di intrarotazione si ha quando avviene una rotazione verso l'interno del tronco, mentre il movimento di extrarotazione si ha quando avviene una rotazione verso l'esterno del tronco.

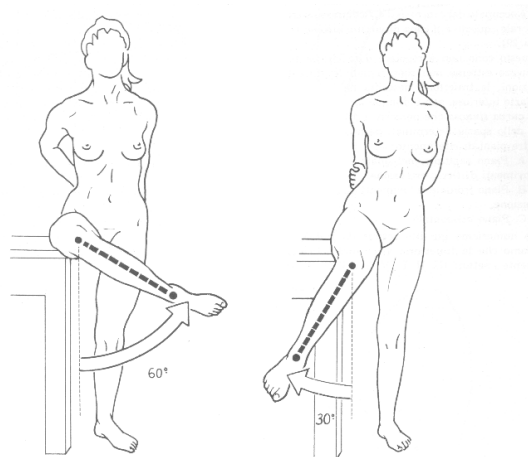


Figura 8. Movimenti articolari piano trasversale

1.2.3 Sistemi Motion Capture

Un'analisi della cinematica della corsa serve per analizzare il movimento umano in tutte le sue forme : spostamento, velocità e accelerazione. Per analizzare e studiare il movimento esistono diversi strumenti in grado di catturare i movimenti articolari, noti con il nome di sistemi di Motion Capture. Il Motion Capture (o Mocap) è un processo di registrazione dei dati del movimento umano in modo che possa essere utilizzato in 3D su un computer. Consente quindi di ottenere una rappresentazione matematica del movimento umano, quantificabile e confrontabile. I sistemi di Motion Capture possono essere utilizzati per l'analisi del movimento nello sport, in ambito clinico/riabilitativo e per la ricerca scientifica. Come vedremo nella parte di analisi degli aspetti della corsa, in ambito clinico, una ricostruzione del movimento umano può evidenziare patologie nella meccanica del movimento umano e addirittura fornire valori di riferimento per parametri, per poter valutare eventuali valori anormali derivanti da alterazioni muscolo-scheletriche; in ambito sportivo un sistema di Motion Capture può essere utilizzato per monitorare un'attività sportiva al fine di ottenere miglioramenti nelle performance; mentre in ambito scientifico è utilizzato per studiare relazioni tra parametri e osservarne le variazioni. Il Motion Capture è tipicamente realizzato utilizzando una delle tre tecnologie: ottiche, magnetiche ed elettromeccaniche. Le differenti tecnologie vengono a loro volta suddivise in due grandi famiglie: ottici e non ottici. Ognuna di queste tre tecnologie ha i suoi punti di forza, ma non c'è una singola tecnologia perfetta per ogni possibile uso.

Sistemi non ottici

Come annunciato prima i sistemi non ottici a loro volta si suddividono in sistemi magnetici ed elettromeccanici.

Sistemi magnetici

I sistemi magnetici utilizzano sensori collocati su segmenti corporei per misurare l'intensità di un campo magnetico a bassa frequenza generato da un trasmettitore. I sensori sono in comunicazione con una centralina elettronica di controllo che correla i segnali generati all'interno del campo. Le unità di controllo elettroniche sono in rete con un computer che utilizza software in grado di rappresentare la posizione e l'orientamento del sensore e di conseguenza del segmento corporeo. Usati principalmente per studi del movimento ove non è possibile l'utilizzo di sistemi ottici.

Sistemi elettromeccanici

I sistemi elettromeccanici sono composti da: elettrogoniometri, sensori inerziali e sistemi a fibre ottiche.

- a) Gli elettrogoniometri sono in grado di misurare l'angolo tra due segmenti corporei. Un tempo era necessario connettere l'elettrogoniometro al sistema di acquisizione tramite dei fili, grazie all'avvento della tecnologia wireless oggi non è più necessario. Sono per lo più utilizzati per lo studio del movimento di singole sezioni corporee.

- b) I sistemi inerziali vengono a loro volta suddivisi in due sistemi: accelerometri e giroscopi. Gli accelerometri sono piccoli sensori che misurano le accelerazioni cui sono sottoposti; a partire dalle accelerazioni e da un modello che descrive la dislocazione degli accelerometri sul soggetto, si possono calcolare la posizione e l'orientamento dei vari segmenti corporei. Accelerometri sono spesso accoppiati con giroscopi, sensori in grado di misurare le accelerazioni angolari. Sono per lo più utilizzati per ricerca.

- c) Utilizzando sistemi a fibra ottica è possibile costruire sensori di curvatura flessibili, i quali applicati ai soggetti permettono la ricostruzione dello scheletro 3D in tempo reale. Il limite principale di questa tecnologia è la scarsa accuratezza, infatti impiegata solo a scopo didattico.

Sistemi ottici

Un sistema ottico per il Motion Capture è costituito da un set di videocamere che riprendono la scena dove il soggetto si muove. Le telecamere sono in genere calibrate e fisse. Il movimento del soggetto viene calcolato elaborando i dati immagine acquisiti dalle videocamere. Tali sistemi sono suddivisibili in tre categorie, a seconda della metodologia utilizzata per l'analisi, in: sistemi ottici senza marker, con marker passivi e con marker attivi. Tale sistema di analisi prende anche il nome di *stereofotogrammetria*.

Metodo senza marker

Sistemi ottici senza marker sono costituiti da sistemi che riconoscono autonomamente i diversi segmenti corporei nelle immagini acquisite calcolandone poi la posizione e l'orientamento nello spazio tridimensionale. Altri sistemi ottici senza marker sono in grado di riconoscere di riconoscere l'intera figura del soggetto acquisita dalle camere e ne calcolano il volume occupato dal soggetto nello spazio in ogni istante di tempo. Con tale tecnologia si cerca di limitare l'ingombro dei movimenti, se pur minimo, creato dall'utilizzo di marker, ma soprattutto di ridurre sensibilmente i tempi di propagazione e cosa ancor più importante gli errori di analisi legati all'utilizzo di marker. Dal momento che l'elaborazione dei dati risulta molto dispendiosa e con un'accuratezza ancora molto limitata, questi sistemi sono ancora in fase di studio. Tuttavia questi sistemi sono considerati il futuro dei sistemi Motion Capture.

Metodo con marker passivi

Sistemi per il Motion Capture a marker passivi sono costituiti da vari elementi: set di almeno due telecamere dotate di flash per l'illuminazione della scena, un set di marker sferici ricoperti da materiale riflettente da fissare al soggetto e un elaboratore che riceverà le immagini dalle videocamere, estrae i marker dalle immagini e ne ricostruisce le posizioni tridimensionali. Grazie all'utilizzo combinato di flash e marker riflettenti è possibile generare immagini ad alto contrasto, utile per poter identificare facilmente i marker, nell'immagine acquisita i marker riflettenti sono molto luminosi, quindi facilmente rilevabili rispetto al resto dell'immagine. La luce ad infrarosso prodotta da un array di diodi della telecamera inciderà sul marker e una volta riflessa verrà catturata dalle telecamere. Ogni videocamera è descritta da un semplice modello matematico che mi genera un'immagine che è una proiezione bidimensionale di una scena tridimensionale. Attraverso un processo di triangolazione è possibile calcolare la

posizione tridimensionale di un marker utilizzando almeno due telecamere. Per ottenere la posizione tridimensionale del marker devono essere note prima di tutto la posizione e l'orientamento di ogni videocamera, tali parametri vengono calcolati nella fase di calibrazione del sistema. La calibrazione di un sistema di visione consiste nella stima il più accurata possibile dei parametri che definiscono il modello delle telecamere, per ogni telecamera che compone il sistema. La calibrazione viene effettuata in due fasi: nella prima si acquisisce un oggetto di calibrazione composto da tre assi ortogonali con marker attaccati in posizioni note allo scopo di definire il sistema di riferimento globale e di ottenere posizioni e orientamento dei piani delle telecamere. Nella seconda fase una barra rigida con marker attaccati in posizioni note viene mossa lungo le tre direzioni nello spazio all'interno del volume di calibrazione per ottenere i parametri interni delle telecamere. Tale sistema ricostruisce la posizione tridimensionale dei marker in ogni istante di tempo, in fase di tracking i punti sono raggruppati per ricostruire le traiettorie di ogni singolo marker infine ad ogni traiettoria, attraverso un opportuno modello, viene applicato uno specifico significato anatomico. Le principali applicazioni sono per ambito clinico e sportivo.

Metodo con marker attivi

Sistemi a marker attivi sono molto simili a quelli a marker passivi, ma i marker sono costituiti da led colorati che emettono luce propria, non è necessario quindi un dispositivo di illuminazione esterno. Di solito i led vengono attivati in maniera sequenziale in modo che il sistema possa rilevare automaticamente ogni marker in base alla sincronizzazione degli impulsi facilitando così la fase di tracking. Nonostante tali sistemi non hanno avuto lo stesso successo commerciale dei sistemi a marker passivi data la presenza di cavi di alimentazione e sincronizzazione dei marker che rendono la struttura ingombrante.

1.3 Dinamica

La dinamica è definita come lo studio delle forze che causano il movimento sia internamente (forze muscolari) sia esternamente (ad esempio, la forza di reazione al suolo) di un corpo.

1.3.1 Centro di pressione (COP)

Un metodo per la valutazione dell'applicazione della forza al piede durante il cammino e la corsa è la determinazione del centro di pressione e la mappatura della distribuzione della pressione stessa. Si è notata una notevole variabilità, soprattutto tra le persone che appoggiano il piede a metà della sua lunghezza (mesopiede) e quelli che invece appoggiano il piede posteriormente (retropiede), chiamati rispettivamente 'midfoot' e 'rearfoot strikers'. Un metodo rappresentativo della mappatura della distribuzione di pressione è visualizzabile in figura 8.

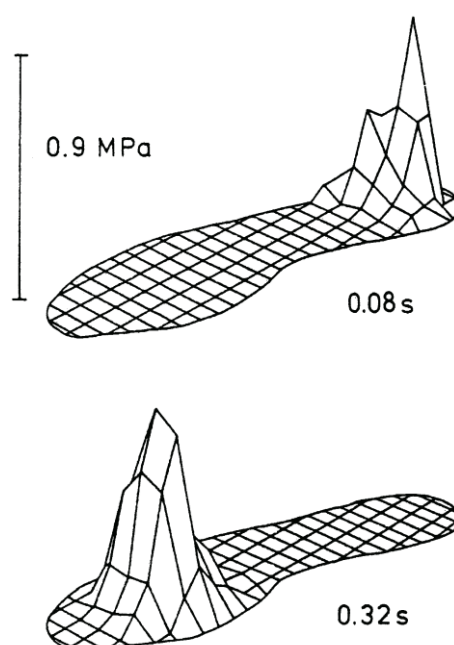


Figura 8. Metodo rappresentativo di mappare la distribuzione della pressione plantare. I tempi in figura indicano il tempo trascorso dal momento del contatto iniziale per questo rearfoot striker. Riportato da [Cavanagh, 1987]

La pressione è in genere inizialmente concentrata sul bordo laterale del tallone, poi si sposta abbastanza rapidamente verso la parte mediale dello stesso tallone e verso l'avampiede dove si evidenziano due picchi di pressione di grandezza quasi uguale sotto la prima e la seconda testa metatarsale. Naturalmente questo tipo di mappatura viene alternato in modo significativo se si indossano delle scarpe. Finché il movimento del centro di massa del corpo rimane invariato, il fatto di indossare delle scarpe non altera il valore misurato della forza di reazione al suolo. Indossare delle scarpe, tuttavia, può modificare la pressione applicata alle diverse strutture anatomiche del piede.

1.3.2 Forze di reazione al suolo (GRF)

Le forze di reazione con il terreno sono le forze esercitate dal terreno sul piede quando il piede vi entra in contatto. Lo studio dell'andamento nel tempo della GRF fornisce informazioni sull'ampiezza, la direzione e il punto di applicazione della forza d'impatto. La forza ha tre componenti: antero-posteriore, medio-laterale e verticale. La più grande di questi è la forza di reazione al suolo verticale (GRFv). Nella corsa la forza di reazione al suolo verticale può raggiungere valori di circa 3 e 4 volte il peso corporeo. la componente verticale della GRF mostra la minore variabilità da soggetto a soggetto. Lo schema normale delle forze verticali presenta in genere due picchi separati da un avvallamento (figura 9).

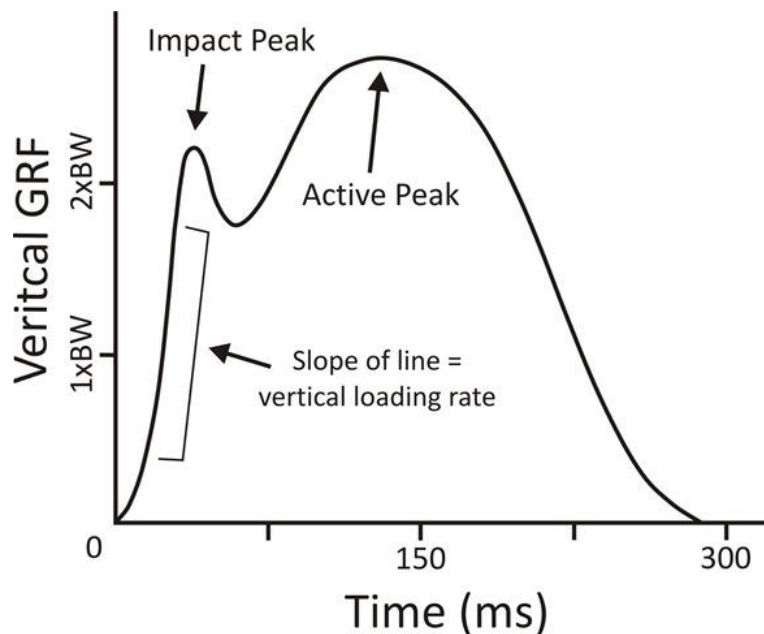


Figura 9. Grafico della forza di reazione al suolo verticale (GRFv) in funzione del tempo.

Il primo picco, detto picco di impatto, rappresenta una forza passiva che è dovuta allo shock di contatto del piede con il suolo, fase di accettazione del carico. In questo momento il centro di gravità si abbassa rapidamente aumentando l'effetto di accelerazione del peso corporeo. Questo può essere attenuato da diversi fattori come l'usura della scarpa o dal tallone mentre viene modificato da passive caratteristiche della superficie di scorrimento. Si presenta generalmente più piccolo e di durata minore rispetto al secondo picco. Alla fine del primo picco è presente l'avvallamento, caratteristico della fase 'midsupport' necessaria per

mantenere la stabilità del corpo, esso è generato dal sollevamento del centro di gravità per la rotazione in avanti del piede vincolato al terreno ed è accentuato dal momento creato dall'oscillazione dell'arto contro laterale che tende a scaricare la piattaforma di forza. Alla fine del 'midsupport', quando il peso del corpo è trasferito in avanti per la rotazione dell'avampiede, si verifica il secondo picco, detto picco attivo dovuto da forze muscolari attive. Il secondo picco è centrato nella fase di stance di assorbimento che segna la fine della decelerazione (assorbimento) e l'inizio dell'accelerazione (generazione), esso indica un abbassamento del centro di gravità e una nuova accelerazione verso il basso. Da un punto di vista matematico abbiamo:

$$F-w = Ma$$

Dove F costituisce la componente verticale della forza di reazione con il suolo, w è il peso corporeo, M è la massa del soggetto e a è l'accelerazione verticale. Sostituendo al peso la sua espressione matematica $w = Mg$ con g come accelerazione di gravità si ottiene

$$F = M (g+a)$$

Poiché M e g sono costanti, la forza sulla piattaforma si modifica al variare dell'accelerazione verticale. Bisogna inoltre notare che l'ampiezza della componente verticale della GRF si modifica al variare della velocità della corsa: a basse velocità si riduce l'accelerazione verticale con conseguente decremento dei picchi e degli avvallamenti portando ad un appiattimento della curva, a velocità più elevate, si ha un incremento dei picchi ed una diminuzione degli avvallamenti.

Le forze parallele alla superficie di appoggio che vengono generate durante la corsa vengono dette forze di taglio orizzontali. L'ampiezza di queste forze, in confronto al carico verticale, risultano di lieve entità. Esse vengono suddivise in forza antero-posteriore e medio-laterale rispettivamente se agiscono lungo il piano sagittale e frontale. La forza di reazione antero-posteriore corrisponde ad una decelerazione per il primo 50% della fase di stance (forza frenante) e ad una accelerazione per il restante 50% della fase di stance (forza di spinta). Al contatto iniziale si verifica spesso una forza di taglio momentanea antero-posteriore che assicura una stabilità precoce sotto carico. Il carico sull'arto introduce rapidamente una forza diretta in avanti che raggiunge un picco alla fine della fase di risposta al carico. Nella fase di appoggio intermedio la forza di taglio sagittale è minima fino all'istante prima del sollevamento del calcagno, quando aumenta con direzione posteriore e, durante l'appoggio terminale (take off) raggiunge un picco finale. Una rappresentazione della forza di reazione antero-posteriore è visualizzabile in figura 10. Forze medio-laterali sono di grandezza minima sia in camminata che in corsa in soggetti normali. Inoltre, nella corsa, essendo la forza di

reazione al suolo verticale due volte maggiore rispetto a quella verificata durante la camminata essa si sviluppa anche due volte più velocemente. Di tutti i fattori esterni che possono influenzare la GRF il più importante è la velocità della corsa o del passo.

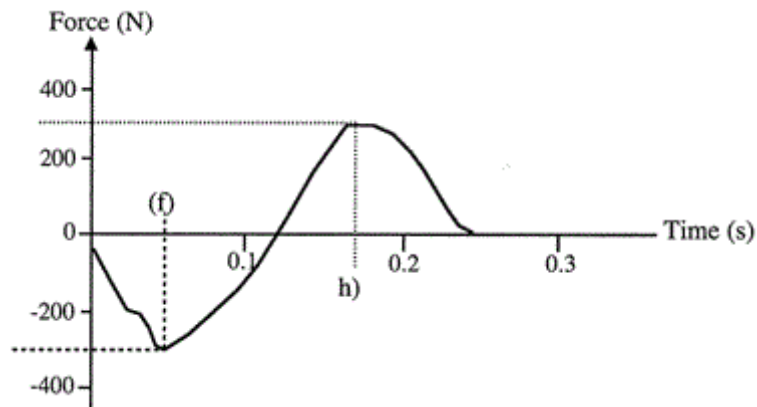


Figura 10. Grafico della forza di reazione la suolo antero-posteriore in funzione del tempo.

1.3.3 Forze di reazione al suolo in pendenza

Per oltre 70 anni i dati sulla forza di reazione al suolo sono stati fondamentali per la comprensione della biomeccanica della locomozione. Oggi vengono utilizzati tali dati per quantificare gli impatti, per comprendere propulsione e frenata, calcolare le forze muscolari e le fluttuazioni di energia. Sono invece di scarsa presenza dati GRF rispetto ad esecuzioni su declini o pendenze che da come risultato una comprensione limitata delle forze presenti. La scarsità di dati di GRF è probabilmente dovuta alla difficoltà di costruire una piattaforma di forza connessa ad un tapis roulant che permetta diversi tipi di inclinazioni. I primi risultati sono stati ottenuti da Hamill et al. [Hamill et al.,1984] che hanno utilizzato un sistema di accelerometri montati su tibia che andavano a misurare lo shock subito a livello delle gambe. Essi hanno scoperto che lo shock subito dalle gambe aumentava del 30% durante una corsa in discesa con pendenza di -5° e che diminuiva del 24% durante una corsa in salita con pendenza di $+3^\circ$. Dick e Cavanagh invece assicurarono una piattaforma di forza ad una rampa con pendenza di -5° per confrontare i picchi di forza verticali in discesa e in piano. Essi dimostrarono che durante una corsa in discesa, il picco della GRFv aumentava del 14%, gli impulsi di frenata orizzontali aumentavano di quasi del 200% mentre il picco attivo della GRFv non subiva variazioni significative. Miller et al. Utilizzarono un trasduttore posizionato nel sottopiede a livello del

tallone per esaminare il rapporto tra il picco di impatto della GRF_v durante una corsa con inclinazioni prima a -3° poi a $+3^\circ$. Essi hanno concluso che non vi era alcuna differenza significativa tra i valori dei picchi di impatto nelle esecuzioni in salita e in discesa, in disaccordo con quanto esaminato invece da Dick e Cavanagh. Iversen e McMahon (1992) utilizzarono una pedana di forza incorporata in un tapis roulant motorizzato per la raccolta dei dati della GRF normale durante una corsa in salita e in discesa, tuttavia tale dispositiva non è riuscito a misurare le forze parallele. Hanno riportato che il picco attivo della GRF_v era di un 2% maggiore durante la corsa in discesa ad una pendenza di -10° e di un 11% minore durante una corsa in salita ad una pendenza di $+10^\circ$ a confronto di una corsa a livello. Contraddicendo anche essi i risultati di Dick e Cavanagh. Nonostante questi dati abbiano aumentato la nostra conoscenza della corsa a diverse pendenza, nessuno è riuscito ancora a quantificare sia le componenti normali che parallele della GRF per varie salite e discese, inoltre è presente una, seppur minima, incoerenza tra vari dati. Di seguito una rappresentazione della variazione della GRF_v durante una corsa a differenti livelli di pendenza (fig.11).

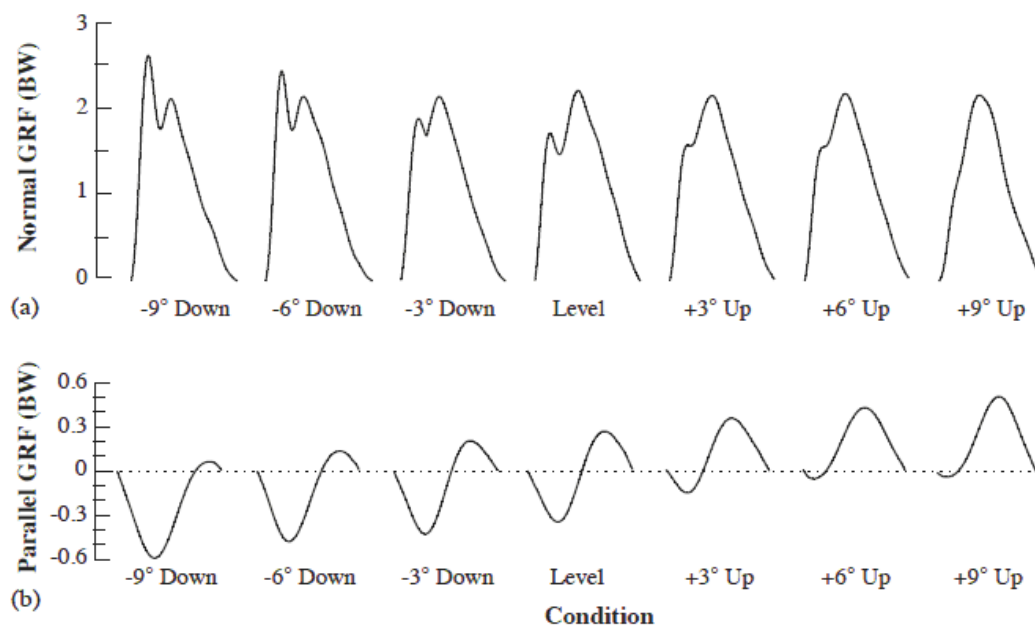


Figura 11. (a) Rappresentazione della variazione della GRF verticale a diversi livelli di pendenza prima in discesa poi in salita, (b) Rappresentazione della variazione della GRF antero-posteriore sempre a diversi livelli di pendenza.

Tali studi hanno poi portato ad un interesse sempre maggiore a domande riguardanti il costo energetico della corsa a vari livelli di inclinazione, azioni muscolari e meccanica dei movimenti. Da vari studi è emerso che il costo di

energia metabolica, durante una corsa in discesa moderata, è diminuito ed ha raggiunto un minimo intorno ad una pendenza di -8° oltre il quale la curva del costo metabolico ha iniziato ad aumentare. Al contrario durante una marcia in salita il costo di energia metabolica aumentava linearmente con l'angolo di inclinazione.

1.3.4 Momenti articolari e conservazione di potenza

Combinando la cinematica con le misure delle forze di reazione al suolo possiamo andare a calcolare i momenti articolari e le potenze sviluppate. Il metodo matematico utilizzato per questi calcoli è quello della 'dinamica inversa'. Di maggiore interesse sono i risultati cinetici ottenuti nel piano sagittale. Si assume che il contatto iniziale durante la corsa avvenga con il tallone.

Piano sagittale

L'inizio del momento di plantar-flessione della caviglia avviene a 5-10% del ciclo della corsa. Al contrario, durante lo sprint non c'è un momento iniziale di dorsi-flessione perché il contatto iniziale avviene sull'avampiede seguito da dorsi-flessione immediata. L'energia totale assorbita alla caviglia è maggiore in sprint che in corsa. Il periodo di assorbimento di energia è seguito da un periodo di generazione. La potenza generata fornirà la potenza per la spinta in avanti successiva. La grandezza della potenza generativa della caviglia è direttamente legato alla velocità del soggetto. La serie dei momenti del ginocchio è molto simile tra la corsa e lo sprint. Per prepararsi al contatto iniziale i muscoli posteriori della coscia diventano dominanti nella seconda metà dello swing producendo il momento di flessione del ginocchio. Tale controllo del momento produce una rapida estensione del ginocchio. Poco dopo il contatto iniziale, il quadricipite diventa dominante producendo un momento di estensione del ginocchio. La grandezza di tale momento tende ad essere maggiore nella corsa rispetto allo sprint. Nella corsa, come si flette il ginocchio dopo il contatto iniziale, il quadricipite si contrae eccentricamente. Questo è visto come un assorbimento di potenza e riflette il ruolo fondamentale di assorbimento dello shock da impatto. Nello sprint, tuttavia, plantar-flessione della caviglia assorbe gran parte della shock da impatto con il terreno. Pertanto poco energia viene assorbito dal ginocchio. Sia nella corsa che nello sprint il ginocchio si estende nella seconda metà della fase di stance. In tale fase il quadricipite si contrae concentricamente e la potenza è generativa. Nella fase di swing pochissima potenza è generata dai muscoli attraverso il ginocchio. Invece i muscoli

assorbono della potenza per controllare il movimento oscillante della gamba. Il retto femorale si contrae eccentricamente a inizio swing per prevenire una eccessiva flessione del ginocchio. Durante l'ultima fase dello swing i muscoli posteriori della coscia ci contraggono eccentricamente per controllare il momento della tibia e prevenire una ipertensione del ginocchio durante la sua rapida estensione. La serie di momenti dell'anca è simile in tutte le condizioni di locomozione. Poco prima e poco dopo il contatto iniziale l'estensione dell'anca è dominante. In contrasto, i flessori dell'anca sono dominanti nella seconda metà della fase di stance attraverso la prima metà della fase di swing. Sia i flessori che gli estensori dell'anca sono responsabili dell'aumento della potenza generativa nella corsa. Il picco di flessione dell'anca si verifica nella seconda metà dello swing sia nella corsa che nello sprint. Dopo il picco di flessione si verifica la contrazione concentrica degli estensori dell'anca per estenderla in preparazione del contatto iniziale. Gli estensori dell'anca continuano a generare potenza attraverso la prima metà della fase di stance. L'anca continua ad estendersi rapidamente. In seguito, i flessori dell'anca diventano dominanti e rallentano la rotazione della coscia in preparazione dello swing. Durante questo processo il tendine psoas è in allungo. L'energia assorbita nell'allungamento del tendine viene restituita al toe-off.

Piano coronale

Le grandezze dei momenti sul piano coronale rispetto a quelle del piano sagittale sono molto inferiori di conseguenza lo sarà anche la potenza generata e assorbita. Durante la fase di stance un continuo momento di abduzione dell'anca è prodotto principalmente dal gluteo medio. Durante la fase di assorbimento l'anca è in adduzione perché la forza di reazione con il suolo scende mediale per l'anca e il momento di abduzione dell'anca è inferiore al momento di adduzione esterno a causa dei carichi gravitazionali e di accelerazione. Il gluteo medio tende a contrarsi eccentricamente per controllare il movimento. Durante la fase di spinta, il gluteo medio si contrae concentricamente generando abduzione nell'anca e producendo energia. Al ginocchio e caviglia, i momenti generati portano alla formazione di un piccolo movimento. Pertanto, legamenti, osso e tendini non generano né assorbono quantità significative di potenza.

La strategia di movimento cambia con aumenti di velocità. Questo risulta evidente considerando le fonti di potenza generativa per la spinta in avanti (fig.12). Esaminando il grafico della potenza possiamo vedere che le principali fonti di generazione di energia derivano da:

- Gli estensori dell'anca durante la seconda metà della fase di swing e della prima metà della fase di stance;

- I flessori dell'anca dopo il toe-off;
- Gli estensori del ginocchio, abduttori dell'anca e i plantar-flessori della caviglia durante la fase di generazione della stance;

in sostanza, i muscoli posteriori della coscia e il grande gluteo tirano il corpo in avanti estendendo attivamente l'anca dopo la fase di swing quando il piede è davanti al corpo. Poi, durante la seconda metà della fase di stance, i quadricipiti e il gastrocnemio si contraggono per spingerci in avanti estendendo il ginocchio e generando plantar-flessione sui piedi. Gli abduttori dell'anca si contraggono per stabilizzarla e forse per sollevarla. Infine, il tendine psoas spinge l'arto in oscillazione tirando la coscia in avanti. La quantità totale di potenza generata aumenta con l'aumentare della velocità, e il relativo contributo fornito da ogni muscolo varia al variare del contributo totale di potenza generata.

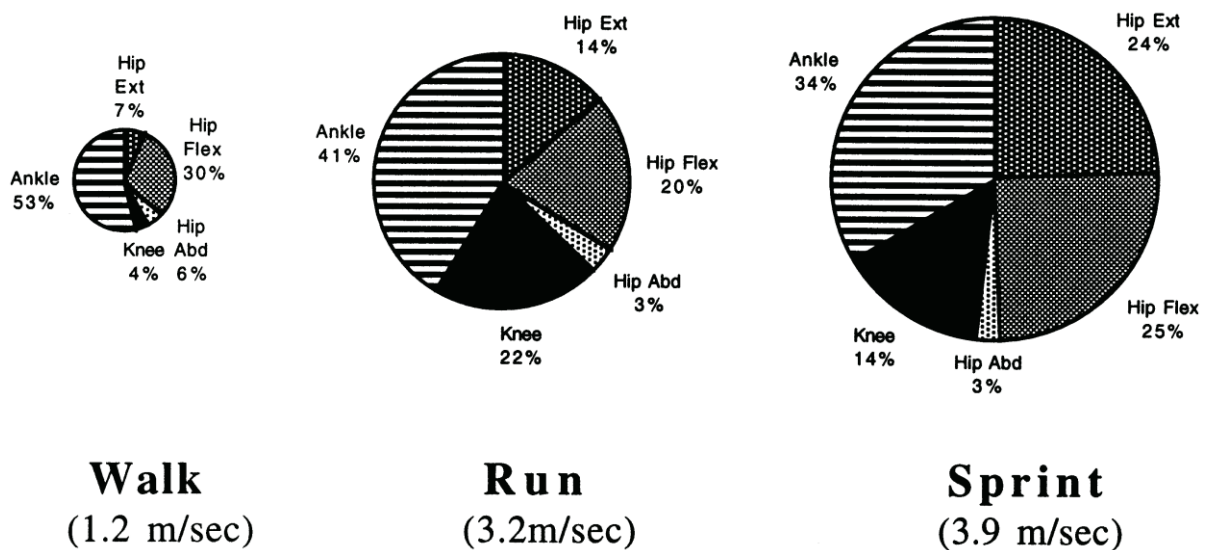


Figura 12. Grafico delle varie fonti di energia. L'area di ogni grafico a torta corrisponde alla quantità totale di lavoro positivo misurato per le articolazioni per gli arti inferiori in ciascuna condizione. La dimensione di ciascuna porzione di grafico corrisponde al contributo percentuale di ciascun segmento.

1.4 Energia

Il rapporto tra energia potenziale ed energia cinetica è criticamente differente tra il cammino e la corsa (fig. 13). Nella corsa, le due grandezze sono fuori fase. Quando l'energia potenziale è alta, l'energia cinetica è bassa, e viceversa. Il cammino viene indicato come una caduta controllata ed ha un meccanismo simile ad un pendolo invertito. Nella corsa, d'altra parte, le due grandezze sono in fase. Il modello meccanico della corsa può essere paragonato ad un pallone che rimbalza ripetutamente al suolo. A causa di questa differenza il corpo altera completamente il metodo che esso usa per mantenere un'un'efficienza energetica (intesa come la capacità di conservare una parte di energia e riutilizzarla). Una grande fluttuazione nell'energia totale che entra ed esce dal sistema sarebbe svantaggioso indipendentemente dal ritmo del movimento. L'efficienza energetica nel cammino è mantenuta dalla continua conversione di energia tra cinetica e potenziale. Essendo che nella corsa le due grandezze sono in fase questo non è possibile. In tal caso un'efficienza energetica è mantenuta principalmente in 2 modi: (1) l'accumulo e il ritorno elastico di energia potenziale dato dall'allungamento di strutture elastiche (tipo tendine) e (2) il trasferimento di energia da un segmento corporeo ad un altro attraverso due muscoli tra loro comuni (come può essere il retto femorale e i muscoli posteriori della coscia). Ciascuna di queste unità muscolo-tendinea assorbe energia da stiramento (eccentrica) e poi si accorciano (concentrico) per generare energia. Essi si estendono durante la prima fase dello stance e indietreggiano ritornando alla posizione di partenza fornendo energia al momento della spinta finale. Tali meccanismi naturalmente non si verificano senza alcun costo. Durante la corsa i picchi di energia potenziale e cinetica si trovano nel centro della fase di swing. Poiché il COM cade verso il terreno, l'energia potenziale è perduta. Poiché i piedi sono a contatto con il terreno, l'energia cinetica è persa. Gran parte della perdita di energia potenziale e cinetica viene riconvertita in energia potenziale elastica e immagazzinata in muscoli, tendini e legamenti. Durante la fase di generazione, il COM accelera verso l'alto e l'energia cinetica e potenziale sono in aumento. L'energia necessaria per questo movimento è fornita dalla contrazione attiva dei muscoli e dal rilascio di energia potenziale elastica memorizzata in tendini, legamenti e muscoli. la memorizzazione di energia nelle strutture elastiche degli arti inferiori gioca quindi un ruolo molto importante nella corsa rispetto che nella camminata.

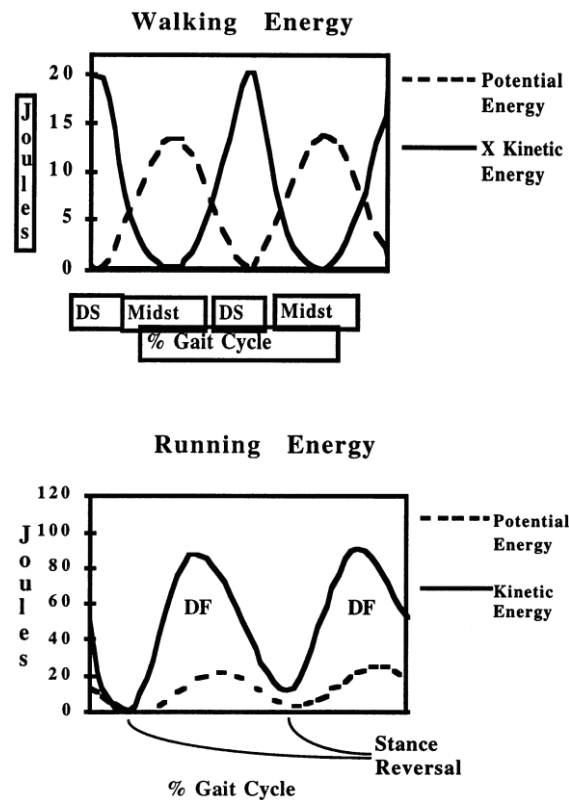


Figura 13. Rapporto tra energia cinetica e energia potenziale nella corsa e nel cammino. La relazione tra queste due grandezze è una delle differenze principali tra corsa e cammino.

Il secondo meccanismo di trasferimento di energia sopracitato contribuisce in maniera rilevante al fenomeno dell'efficienza energetica. Consideriamo i muscoli posteriori della coscia nella seconda metà della fase di swing. L'anca e il ginocchio sono in estensione, mentre i muscoli posteriori della coscia sono in contrazione. Un momento estensore viene prodotto da i muscoli posteriori della coscia a livello dell'anca, mentre generano un momento di flessione al ginocchio. Il momento prodotto al ginocchio è opposto al movimento del ginocchio. Come effetto i muscoli posteriori della coscia assorbono energia dal ginocchio e generano energia a livello dell'anca. Però, dal momento che la variazione complessiva di lunghezza dei muscoli posteriori della coscia è minima, i muscoli posteriori della coscia possono essere considerati ne come assorbitori ne come generatori di energia. In tale ipotesi il funzionamento di tali muscoli può essere inteso come una zona di passaggio di energia, trasferendo energia dal movimento della tibia al bacino per aiutare l'estensione dell'anca. Come quando il ginocchio si estende, l'energia derivante dalla tibia viene fornita al bacino per aumentare l'estensione dell'anca. Un simile tipo di analisi può essere fatta anche per le due articolazioni retto femorali durante la prima metà dello swing. Questi fenomeni di trasferimento di energia possono essere visualizzata più facilmente sovrapponendo le curve di potenza per l'anca, ginocchio e caviglia (fig.13).

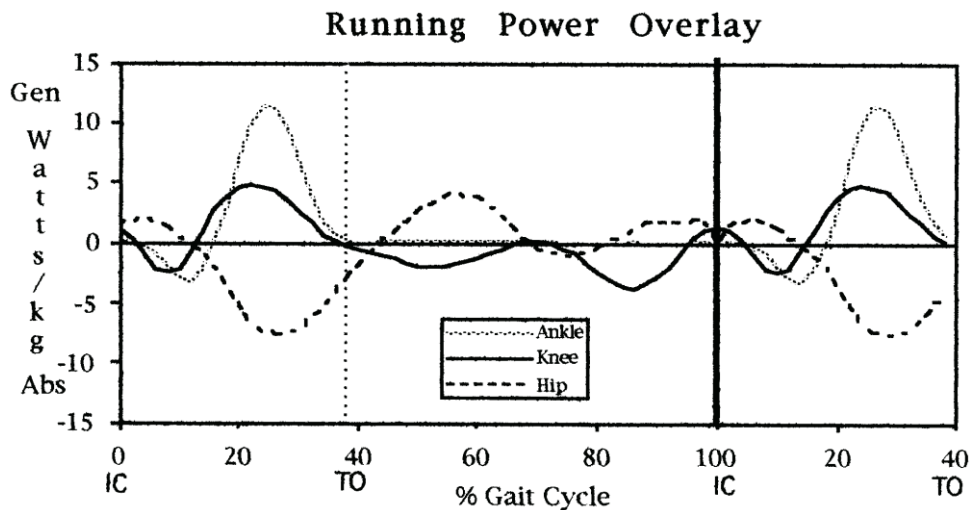


Figura 14. Grafico del trasferimento di energia in muscoli biarticolari. Notare il flusso di energia tramite due articolazioni muscolari rappresentati dalle, quasi speculari, immagini delle curve del ginocchio e dell'anca, ovvero quando la potenza viene assorbita da una articolazione e generata dall'altra.

Alcuni studiosi ipotizzarono che in una gamba bi articolata i muscoli giocano un ruolo efficace nel trasferimento di potenza da un'articolazione prossimale ad una distale al fine di provocare una conversione efficace per successivi movimenti rotatori del segmento corporei in traslazioni del centro di gravità del corpo.

1.4.1 Economia del movimento

È generalmente accettato che uno dei più importanti fattori determinanti il modo in cui un individuo si muove è quello della massima efficienza energetica. In generale si ritiene durante una esecuzione motoria, in condizioni statiche, vengono scelte le strategie di movimento che sono più economiche in relazione al consumo di energia. L'economia del movimento è anche un fattore importante che riguarda lo sviluppo e l'evoluzione della struttura ossea dell'arto negli animali. Nonostante queste credenze, la variabilità individuale del moto durante la corsa e durante il cammino è significativa. Come sappiamo ogni individuo cammina alla sua velocità più energeticamente economica. La fig. 15 rivela il rapporto inverso ad U tra velocità ed economia del cammino. La minima richiesta energetica si trova approssimativamente ad 1.3 m/s. Tra 1.1 e 1.4 m/s la curva velocità/energia è quasi piatta permettendo una variabilità di circa il 15% di differenza nella velocità del cammino senza compromettere l'efficienza. Al contrario, non esiste tale relazione nella corsa tra la velocità e la spesa energetica. I costi di ossigeno cambiano poco rispetto ad una vasta gamma di velocità prescelte. L'economia del movimento è logicamente mantenuta da meccanismi che rimangono elusivi, ma indubbiamente includono scelte lunghezza del passo /cadenza, velocità di accorciamento muscolare e fonti di potenza meccanica esterna. Un'ultima conclusione è che si può ottenere dal grafico in fig. 15 è che

sarebbe estremamente sconveniente da un punto di vista economico continuare a camminare a velocità superiori dei 3 m/s. Tale differenza tra cammino e corsa è almeno in parte spiegata dal metodo che è più importante per mantenere un'efficienza energetica. Nel cammino, il trasferimento tra energia cinetica ed energia potenziale è il più importante. Poiché questo non è possibile nella corsa, il trasferimento energetico tra i muscoli biarticolati e l'immagazzinamento e poi il ritorno di energia potenziale nei tendini sono i più importanti. Kram e Taylor conclusero che l'economia della corsa ha una piccola relazione con il lavoro fatto contro l'ambiente. Mentre i due più importanti fattori sono la diretta relazione con il lavoro dai muscoli e tendini per sollevare e accelerare il corpo e gli arti, e un rapporto inverso con lo 'stride rate'.

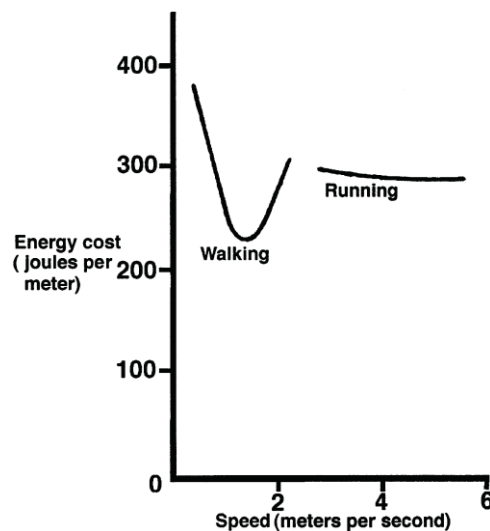


Figura 15. Curva O₂

1.5 Elettromiografia e attività muscolare

L'elettromiografia è una tecnica molto usata in campo clinico per la diagnosi di patologie e in campo riabilitativo; inoltre permette di indagare: i meccanismi di produzione dello stimolo contrattile e di generazione delle forze, i meccanismi di affaticamento e le strategie motorie. L'elettromiografia è una metodica diagnostica che comprende l'analisi, mediante aghi ed elettrodi di superficie, dell'attività muscolare a riposo e durante l'attivazione volontaria (propriamente detta EMG) andando a misurare i potenziali elettrici associati alle attivazioni muscolari. I potenziali elettrici che si sviluppano in un muscolo durante la sua contrazione sono dovuti alla sommatoria dei potenziali d'azione delle singole fibre muscolari attive. Tali potenziali d'azione sono generati dalla depolarizzazione elettrica della membrana delle fibre muscolari in risposta

all'arrivo di un impulso elettrico alla sinapsi neuromuscolare. La membrana depolarizzata genera un campo magnetico nelle vicinanze delle fibre muscolari. Un elettrodo localizzato in tale campo rileverà il potenziale della fibra muscolare, la cui estensione temporale è nota come potenziale d'azione. Valutando la sinergia nell'azione dei vari fasci muscolari coinvolti nel gesto atletico è possibile risalire all'efficienza del movimento ed al suo grado di controllo.

1.5.1 EMG corsa

In generale i muscoli sono più attivi in previsione e dopo il contatto iniziale. La contrazione muscolare è apparentemente più importante nel momento di preparazione per e l'atto di lasciare il terreno. Si può fare riferimento alla fig. 12 per osservare l'attivazione muscolare in funzione del ciclo della corsa.

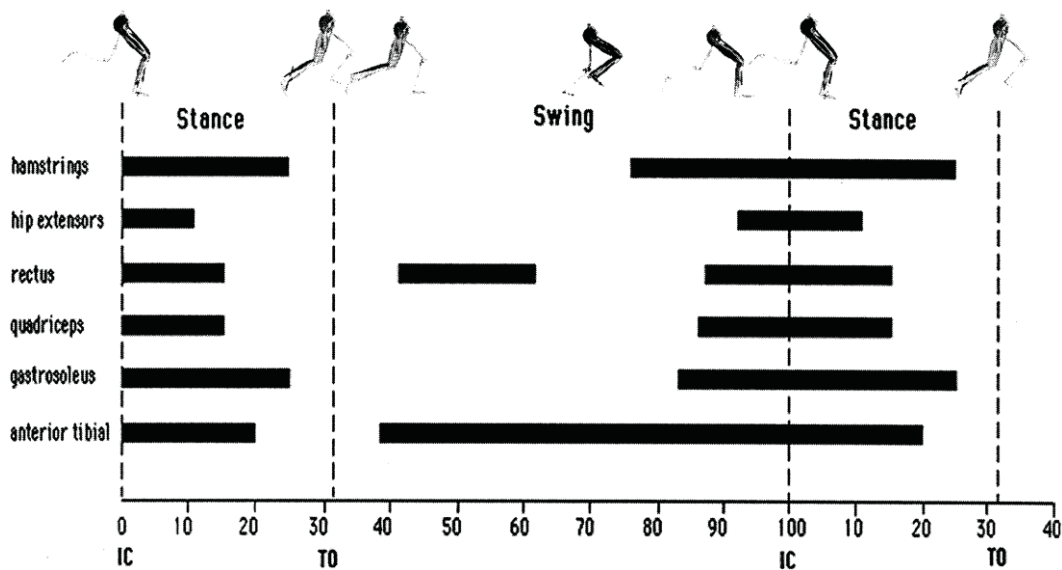


Figura 16. EMG. l'attività muscolare è rappresentata dalle barre solide in relazione del ciclo della corsa. Notare il maggior numero di gruppi muscolari attivi intorno al momento del contatto iniziale (IC) e la mancanza di attivazione muscolare al momento del toe-off (TO).

Il quadricipite e il retto femorale si attivano a partire dello swing fino alla midstance per preparare l'arto al contatto con il terreno e assorbire lo l'urto di tale impatto durante l'assorbimento della fase di stance. L'inizio dell'attività del quadricipite è al 87%, 76 ms prima del contatto iniziale, che è coerente con lo sviluppo della forza muscolare prima del contatto iniziale. Solo il retto è attivo in midstance. Ciò risulta essenziale per frenare il movimento posteriore della tibia mentre il ginocchio flette. Il retto bi articolare probabilmente svolge un ruolo nel trasferimento di energia tra i vari segmenti. I muscoli posteriori della coscia, gli

estensori dell'anca e il gastrocnemio hanno tempi di attivazione simili. I muscoli posteriori della coscia e gli estensori dell'anca estendono l'anca nel secondo dalla seconda fase dello swing fino alla prima metà della fase di stance. I muscoli posteriori della coscia rallentano anche lo slancio della tibia mentre il ginocchio si estende appena prima del contatto iniziale. Simile al retto, i muscoli posteriori della coscia bi articolari giocano un ruolo nel trasferimento di energia tra i segmenti. I muscoli posteriori della coscia e il gastrocnemio hanno importanza funzione eccentrica e concentrica mentre gli estensori dell'anca funzionano, probabilmente, solo concentricamente. Infine il tibiale anteriore dorsiflette la caviglia per fornire abbastanza spazio per lo swing (concentrico), per consentire il contatto con il terreno con il retro piede inizialmente, e per controllare l'abbassamento dell'avampiede a terra durante la prima parte dello stance (eccentrico).

Per quanto riguarda la corsa in presenza di pendenze si è appurato che in salita è richiesto un aumento dell'attività dei muscoli della gamba, in particolare il vasto mediale, il bicipite femorale e il gastrocnemio che corrisponde con l'aumento dei ritmi di lavoro esterno durante la corsa in salita.

Capitolo 2: Strumenti e metodi

2.1 Pedana dinamometrica o di forza



Figura 17. Pedana di forza

Ormai da tempo, parte fondamentale di un laboratorio di analisi del movimento è la piattaforma dinamometrica (fig.17). Le piattaforme di forza oggi utilizzate seguono modelli elettro-meccanici il cui compito è fornire un segnale elettrico proporzionale alla forza applicata. Storicamente si sono resi disponibili molti diversi modelli: capacitivi, ad estensimetro, piezo-resistivi ed piezo-elettrici. Di fatto però, il principio di funzionamento è sempre lo stesso. La pedana utilizza elementi sensibili all'azione meccanica per trasdurre in segnale elettrico l'azione meccanica a cui la pedana stessa è sottoposta per effetto del carico applicato (celle di carico). Tale azione meccanica, nel sistema di riferimento di pedana tipicamente utilizzato, può essere sintetizzata da 3 componenti di forza e da tre di momento. Per permettere tale suddivisione, i vincoli ai momenti della pedana in tutte le direzioni (traslazioni e rotazioni) sono costituiti dalle stesse celle di carico, disposte in maniera opportuna. Ciascuna cella, perciò, è in grado di rilevare, in base alle deformazioni subite, le componenti (o parte di esse) della forza applicata in quel punto per effetto del carico. Come appena detto, attraverso la pedana di forza, è possibile andare a misurare diverse grandezze, che sono:

1. Forza di reazione al suolo (GRF): forza di reazione della pedana, dovuta alla forza esercitata dal piede entrando in contatto con la pedana, scomposta nelle tre direzioni ortogonali XYZ.
2. Momento risultante: momento della GRF rispetto ad un punto noto (in genere il centro o un vertice della pedana), espresso nelle tre direzioni ortogonali XYZ.
3. Centro di pressione (COP): definito come il punto di applicazione della GRF sul piano della pedana (coordinate X e Y).
4. Momento libero: momento verticale (asse Z) indicante la torsione del piede sulla pedana, momento torcente del piede.

Le piattaforme di forza possono essere uni-, bi- o tri-assiali, per misurare la forza in una o più direzioni. Tale incremento in termini di complessità è ottenuto assemblando due o più trasduttori ad angoli ortogonali l'uno rispetto agli altri. Particolare attenzione deve essere persa, in questa fase, affinché si sia sicuri che la forza agisca lungo l'asse centrale di ogni trasduttore (per evitare interferenza). Il maggior ambito di utilizzo delle piattaforme di forza è l'analisi della postura, cammino e corsa, le cui applicazioni vanno dal campo clinico per la diagnosi di patologia e riabilitazioni post-operatorie a quello sportivo per ottimizzazioni delle performance e in altri casi per la ricerca di base per lo studio del funzionamento dell'apparato locomotorio e lo studio dei meccanismi di equilibrio. Per ricostruire ed analizzare il movimento del corpo occorre stimare la cinematica corporea, le forze ed i momenti articolari e le forze muscolari. La problematica maggiore consiste nel fatto che ossa e muscoli sono interni al corpo e sono presenti molti muscoli agenti in ogni articolazione. La misura diretta dell'attività muscolare, delle forze agenti sulle ossa e della loro cinematica richiederebbe un'enorme numero di sensori interni al corpo: risulta perciò una strada inapplicabile in quanto risulterebbe costosa, lunga e soprattutto molto invasiva. Raggiunta questa conclusione si è decisi di operare attraverso misure indirette. Per la valutazione di forze e momenti articolari si misurano le forze esterne grazie alla pedana di forza e si utilizza la dinamica inversa, cioè dalle forze esterne scambiate tra il piede e il suolo si ricostruiscono le forze di reazione e le forze interne di ogni segmento corporeo partendo dal piede, salendo alla gamba poi alla coscia per poi giungere all'anca. Con forze esterne si intendono forze scambiate tra il corpo e l'esterno. La maggior parte della piattaforma di forza è costituita da un piano rigido metallico detto 'top' sostenuto da quattro sensori tri-assiali e solidamente vincolati al terreno. Attualmente vi sono tre principali produttori di piattaforme di forza al mondo che risultano anche le più usate. Ogni piattaforma ha una propria frequenza naturale di oscillazione (frequenza di risonanza). Ebbene è molto importante che essa sia molto maggiore della frequenza del movimento che si vuole analizzare. Tra le piattaforme più usate abbiamo la piattaforma Kistler che produce piattaforme piezo-elettriche tri-assiali da installazione fissa, mobile o portatili (solo uni-assiali), con o senza amplificatore integrato ed anche impermeabili. I trasduttori piezo-elettrici sono normalmente soggetti a deriva termica, minimizzabile per mezzo di periodici rese. Le piattaforme di forza ad estensi metrici sono paragonabili a quelle piezo-elettriche per prestazioni, costi ed integrazione con altri sistemi tipo motion capture. Un altro tipo di piattaforma molto utilizzata è la Bertec, piattaforma ad estensimetri tri-assiali da installazione mobile, con amplificatore integrato e anche impermeabili. Una particolarità della Bertec è che produce anche tapis roulant a nastro doppio o indipendente integrati con piattaforme di forza.

2.1.1 Trasduttori di forza

I metodi per la misura di forze si basano sugli effetti della variazione delle proprietà elettriche del sensore, causata dalla deformazione meccanica del materiale costituente, direttamente proporzionale all'intensità delle forze applicate (risposta elastica). La qualità della risposta elastica della deformazione del materiale condiziona la qualità del trasduttore. Idealmente, un trasduttore dovrebbe rispondere linearmente e senza distorsione di fase alle variazioni della forza applicata, in tutto il campo di misura di interesse. La risposta in frequenza di un trasduttore dipende invece dal tipo di elemento sensibile, dalle sue dimensioni geometriche e dal condizionamento elettronico del segnale. Generalmente nel progetto dell'elemento sensibile si deve stabilire un compromesso fra la flessibilità e la rigidità, che sono direttamente proporzionali rispettivamente alla sensibilità ed alla massima frequenza di risposta.

Tra i vari elementi sensibili che è possibile utilizzare per trasdurre una forza i più comuni sono: estensimetri resistivi e cristalli piezoelettrici; da cui derivano direttamente le pedane estensimetriche e piezoelettriche. Tali elementi, combinati opportunamente, formano le celle di carico.

Trasduttori estensimetrici: Un estensimetro è un sensore costituito da un conduttore a forte resistività e misura le deformazioni dimensionali di un corpo sottoposto a sollecitazioni meccaniche o termiche. Il filo dell'estensimetro segue le deformazioni della superficie a cui è incollato, allungandosi o accorciandosi insieme ad essa; queste variazioni dimensionali causano una variazione della resistenza elettrica del filo. Quando il filo si allunga, la lunghezza dell'estensimetro cresce, misurando tali variazioni tramite un ponte di Wheatstone si può risalire all'entità della deformazione che le ha causate.

Trasduttori piezoelettrici: L'effetto piezoelettrico è una proprietà di alcune sostanze cristalline, ad esempio il quarzo, in grado di generare cariche elettriche a seguito di sollecitazioni meccaniche, viceversa, di essere deformata a seguito di esposizione a campi elettrici. È un trasduttore attivo ovvero l'energia meccanica viene trasformata in un segnale elettrico. Ogni sezione risulta sensibile ad una componente di forza, longitudinale o trasversale; la sensibilità è determinata dall'orientamento della struttura cristallina della sezione.

2.1.2 Pedana a 3 componenti

Nell'analisi della corsa le forze in gioco sono più alte, soprattutto le forze e i momenti di taglio. Queste grandezze non sono trascurabili e vanno misurate, serve necessariamente una pedana a 6 componenti. Nell'analisi della postura statica (mantenimento della postura eretta), come per atti motori 'lenti' le grandezze di taglio diventano trascurabili. Questo permette di ridurre il numero di variabili a 3, si può quindi usare una pedana di forza più semplice e meno costosa con cui si possono misurare: forza verticale, momenti XY e COP (XY). la pedana può essere costituita da 3 o 4 celle di carico che misurano solamente la componente verticale della forza applicata. In posturografia statica, il COP permette di studiare la capacità del soggetto di mantenere l'equilibrio. La grafica zone nel piano XY del COP è detta 'statokinesigramma'. Essa si verifica in quanto muscoli, legamenti, ecc... cercano di mantenere l'equilibrio del corpo e per assicurarlo la posizione del COP varia. Un'altra analisi che è possibile effettuare misurando tre componenti è l'analisi baropodometrica del passo. È una metodica di misurazione obbiettiva, istantanea delle pressioni in ogni punto della superficie plantare in fase statica e dinamica; consente di visualizzare contemporaneamente sia la superficie di carico che la linea risultante dal centro di spinta corporeo durante lo svolgimento del passo. Per la visualizzazione si utilizza un baro podometro elettronico, costituito da una pedana con una piattaforma per la misurazione e registrazione elettronica sia statica che dinamica delle pressioni plantari.

2.2 Tapis roulant (o treadmill)

Il tapis roulant è un attrezzo ginnico il cui 'cuore' è costituito da un nastro trasportatore sul quale è possibile praticare una corsa sul posto, simulando il gesto atletico con differenti carichi (in termini di pendenza e/o velocità minima da tenere). Sebbene il tapis roulant è utilizzato quasi esclusivamente per l'allenamento fisico di atleti, può anche costituire un'importante mezzo medico o scientifico per la valutazione della biomeccanica della corsa sotto condizioni di esecuzione controllate. Una nuova generazione di tapis roulant strumentato è stata sviluppata per permettere la misurazione delle ground reaction force (GRF). Attraverso tale strumento sarà ora possibile analizzare sia la cinematica che la cinetica di esecuzione su un tapis roulant strumentato. Il tapis roulant strumentato costituisce un potente strumento per l'analisi biomeccanica. Inoltre la comprensione delle differenze della cinematica e dinamica su di un tapis roulant

strumentato rispetto alla corsa su terreno è molto importante. La cosa più importante da osservare è che, una volta trovato il giusto equilibrio, correre su tapis roulant è più facile. A causa dell'elasticità di ritorno, la velocità sul nastro è sicuramente maggiore di quella sul terreno, anche per l'assenza del fenomeno dell'aumento della resistenza dell'aria con la velocità di corsa. quindi a parità di velocità si spende di meno da un punto di vista metabolico. La differenza fra corsa su tapis roulant e corsa 'normale' è la mancanza di una buona parte della spinta in avanti: l'atleta deve solo opporsi alla direzione del nastro. D'altro canto se l'impegno cardiorespiratorio è minore, poiché manca la spinta in avanti si lavora di più di quadricipite, per evitare il contatto con il nastro, si tende a sollevare maggiormente il piede con conseguente maggior lavoro del tibiale anteriore. Si ha perciò un maggior senso di affaticamento. A causa della eccessiva elasticità, il tapis roulant aumenta i rischi di danni al tendine di Achille e alle ginocchia. Se da un lato, dal punto di vista metabolico, non ci sono grandi differenze tra la corsa normale e la corsa su tapis roulant, da un punto di vista biomeccanico la cosa diventa leggermente più complicata. Kluitenberg et al. hanno analizzato che nell'82,4% dei casi non ci sono differenze nell'appoggio tra la corsa all'aperto e su treadmill. Hanno invece misurato delle leggere differenze negli angoli a livello di caviglie e ginocchio, su treadmill si tende ad aumentare la frequenza del passo, mentre la durata e la lunghezza diminuivano in modo significativo. Allo stesso tempo fu notato che molte differenze erano legate al fatto che i soggetti non erano abituati a correre sul nastro.

2.3 Stereofotogrammetria

Oltre alla pedana di forza per una completa analisi del passo o analisi posturale è necessario un sistema fotogrammetrico in modo da avere una visione dei punti anatomici del soggetto e delle traiettorie degli stessi durante l'analisi. La fotogrammetria è l'arte, scienza e tecnologia di ottenere informazioni attendibili di oggetti fisici e dell'ambiente attraverso processi di lettura, registrazione ed interpretazione di immagini fotografiche, pattern di energia radiante elettromagnetica e altri fenomeni. La stereo consiste in un'analisi da più punti di vista. Ogni marker deve essere visualizzato da almeno due telecamere in modo da poter percepire la profondità. I metodi stereo fotogrammetrici sono stati usati per ricostruire le coordinate 3D di punti anatomici da fotografie, radiografie o immagini video. È un sistema che offre diversi vantaggi potenziali rispetto ad altre tecniche in termini di consumo di tempo, costo e distorsione delle immagini nel processo di sviluppo il problema analitico comporta la definizione di un sistema di riferimento ortogonale di assi solidali con il laboratorio. La

stereofotogrammetria fornisce i vettori posizione X,Y e Z per ogni istante di tempo campionato. Sistemi stereo fotogrammetrici sono usati per la mappatura in 3D della posizione di un set di punti noti costituiti da marker che possono essere attivi o passivi. L'accuratezza e le frequenze di campionamento dei marcatori passivi potrebbero essere minori rispetto ai marcatori attivi ma il vantaggio sta nell'assenza di cavi, batterie e circuiti. Le coordinate di ciascun marker 3D sono calcolate sulla base dei dati 2D di due o più telecamere, nota la loro posizione e i parametri interni. Le tecniche di triangolazione permettono quindi la stima della posizione 3D da immagini digitali e rumorose, utilizzando le proporzioni geometriche di proiezione da osservazioni multicamera (fig. 18).

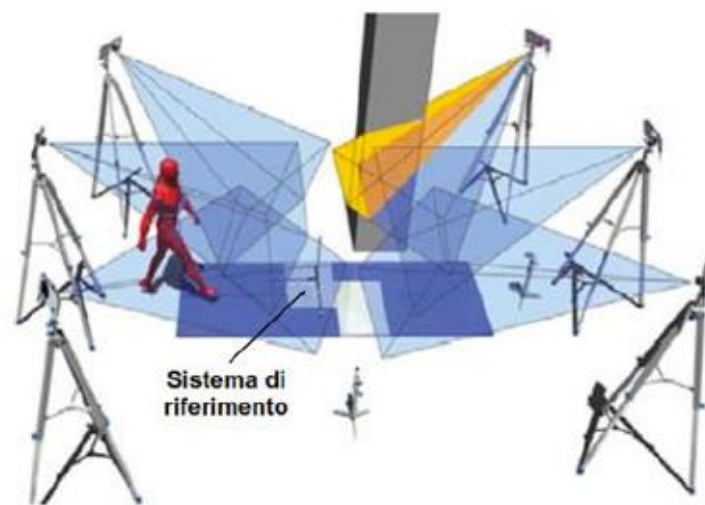
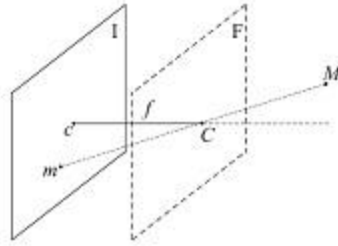


Figura 18. Rappresentazione di un sistema stereo fotogrammetrico.

2.3.1 Telecamera di tipo 'Pinhole'

È il più semplice dispositivo in grado di formare un'immagine 3D. la luce passa nel foro e forma sul piano sensibile un'immagine ribaltata. Geometricamente l'immagine può essere costruita tracciando dei raggi rettilinei che partono dai punti della scena ed intersecano il piano immagine passando per il foro. La proiezione prospettica costituisce il modello geometrico adatto a rappresentare la formazione dell'immagine in una telecamera Pinhole. Un esempio del funzionamento di tale modello geometrico è visualizzabile in figura 19.



- M : punto della scena
- m : immagine di M
- I : piano immagine
- C : centro ottico
- Semiretta passante per C e normale a I : asse ottico
- c : intersezione dell'asse ottico con il piano immagine ("piercing point")
- f : lunghezza focale
- F : piano focale

Figura 19. Proiezione prospettica

Il punto M viene proiettato sul piano immagine attraverso la retta passante per M e per il punto C ovvero il centro dei piani immagine F ed I . Il modello matematico definisce la relazione M - m considerando il sistema di riferimento 3D per l'oggetto e 2D per l'immagine. I parametri della calibrazione stabiliscono: una trasformazione di coordinate dal sistema globale al sistema di coordinate della camera, una trasformazione prospettica dallo spazio 3D allo spazio 2D della camera e una trasformazione 2D dal sistema di coordinate del piano immagine al sistema di riferimento del sensore.

Attraverso il sistema stereo fotogrammetrico possiamo quindi ricostruire le coordinate istantanee tridimensionali e le traiettorie dei marcatori opportunamente posizionati sulla superficie corporea. La stima della cinematica articolare comporta, per definizione, la ricostruzione della posizione e dell'orientamento relativo dei sistemi di riferimento anatomici solidali con i segmenti adiacenti. In generale questo corrisponde a calcolare l'andamento temporale, durante l'esecuzione dell'atto motorio di interesse, di sei grandezze scalari (3 orientamento, 3 traslazioni) definite rispetto ai sistemi di riferimento articolari o anatomici in maniera opportuna.

2.4 Analisi dei dati

Le principali tipologie di analisi, attraverso le quali è possibile andare a studiare un'insieme di dati, sono sostanzialmente tre, suddivise anche in base al particolare tipo di studio che si vuole affrontare in: statistica, sperimentale ed antropometrica. L'analisi statistica ha il fine di sintetizzare un'insieme più o meno vasto di dati attraverso l'uso di grafici, tabelle o parametri specifici. Con un'analisi statistica dei dati otterremmo quindi, in modo abbastanza veloce e semplice, le informazioni di un 'campione' che, al fine di garantire risultati corretti, deve essere statisticamente rappresentativo della 'popolazione' che rappresenta. Per quanto riguarda l'analisi sperimentale essa si basa, in una prima fase, sull'identificazione di alcuni enti che qualificano e caratterizzano il fenomeno in esame, distinguendoli da altri agenti che possono essere considerati come perturbazioni. A questo punto, attraverso un processo logico di tipo induttivo, è possibile formulare ipotesi e teorie che descrivano come e perché avviene il fenomeno osservato. Da queste teorie sarà possibile dedurre altre proprietà del fenomeno studiato e in base a queste progettare un esperimento, da eseguire preferibilmente in laboratorio (cioè in condizioni controllate), dal cui esito può discendere o la conferma o un perfezionamento dell'ipotesi di partenza. Infine le analisi antropometriche si basano sul calcolo delle variabili antropometriche di un soggetto. Oltre a comuni variabili come altezza e massa, ve ne sono altre come: massa frazionaria, posizione del centro di massa e raggio di girazione segmentali (il raggio di girazione è una variabile indicante la distribuzione di massa nel segmento ed i segmenti corporei sono le parti anatomiche tra le articolazioni in prossimità delle quali vengono posizionati i marker) che sono necessarie per calcolare variabili biomeccaniche più complesse quali il lavoro meccanico. Gli studiosi si trovano di fatto di fronte a due opzioni: ricavarsi direttamente i valori di tali variabili soggetto per soggetto od utilizzare dati provenienti dalla letteratura e derivanti da studi su cadaveri od in vivo.

2.5 Sistemi per l'analisi del movimento

I sistemi per l'analisi del movimento permettono lo studio quantitativo del movimento umano; si possono calcolare per esempio l'angolo tra due segmenti corporei, la posizione del baricentro del corpo, la distribuzione delle forze negli arti, etc.. All'inizio l'analisi del movimento veniva utilizzata solo in ambito medico, per lo studio della fisiopatologia dell'apparato del muscolo scheletrico, oggi ha trovato applicazioni in svariati campi. Nell'analisi del movimento si misurano tre diversi tipi di dati: cinematici cioè i movimenti del corpo, dinamici

cioè le forze e i momenti angolari ed infine elettromiografici cioè i segnali elettrici di attivazione dei muscoli. Il sistema di valutazione del movimento da utilizzare viene scelto in base a :

- Natura del moto che si deve analizzare
- Ambiente in cui il moto si svolge
- Caratteristiche dello strumento di misura
- Risorse economiche e umane disponibile

I sistemi per l'analisi del movimento umano si dividono in sistemi ottici che comprendono i sistemi con marker e sistemi senza marker e in sistemi non ottici costituiti da sistemi magnetici e sistemi elettromeccanici tutti descritti in precedenza. I principali sistemi per l'analisi del movimento sono i sistemi: Vicon, Primas, Elite e Anova.

Elite (elaboratore immagini televisive) è il nome di un sofisticato sistema optoelettronico di analisi tridimensionale del movimento, l'unico di intera progettazione italiana, utilizzato nelle varie configurazioni in diversi centri di analisi biomeccanica e funzionale. Lo studio del sistema Elite, è nato dall'esigenza di sviluppare un sistema di automatizzazione di analisi del movimento con finalità medico-riabilitative. L'apparecchiatura consta di diverse telecamere periferiche (nella versione completa sono quattro) collegate ad un'unità centrale. Il sistema lavora rilevando lo spostamento nello spazio dei marcatori foto-riflettenti a forma di cupola per poter essere rilevati anche lateralmente. Alla lettura dello spostamento provvedono le telecamere, apparecchiature caratterizzate dall'alta cadenza di ripresa (100 frame al secondo) di tipo shutterizzato, ovvero dotate di un particolare diaframma sincronizzato con i lampi di una sorta di flash che emette luce infrarossa. Quest'ultimo accorgimento è necessario per ottenere una perfetta definizione dei marcatori nei singoli fotogrammi ed evitare quella scia luminosa che renderebbe meno leggibile il corretto spostamento del punto osservato. L'elaborazione dei fotogrammi è la parte più problematica del sistema. Per permettere di seguire in maniera autonoma il punto luminoso e soprattutto, avere la certezza che vi sia la perfetta identificazione del punto da parte di più di una telecamere si è ricorsi allo sviluppo di un complesso algoritmo di calcolo elaborato da uno speciale microprocessore. Con tale sistema, e con un numero sufficientemente ampio di marcatori posti sul soggetto, si è in grado di ricostruire il movimento degli snodi articolari, del rachide, e di tutti i segmenti corporei, nonché di valutare le relazioni tra di essi.

Il sistema Vicon è un sistema optoelettronico stereofotogrammetrico, consente di registrare, generalmente tramite 6 telecamere IR (frequenza di acquisizione

massima: 1000 Hz) disposte opportunamente nel laboratorio, la posizione nello spazio di appositi marcatori retroriflettenti. Tali marcatori sono apposti sul soggetto di cui si vuole studiare il movimento. Tale sistema può inoltre essere sincronizzato con altri dispositivi presenti in un laboratorio come: pedane di forza, un sistema di sensori EMG wireless ed un sistema di sensori inerziali e telecamere a colori ad alta frequenza (frequenza massima: 210 Hz). Viene spesso utilizzato per analisi del cammino di soggetti amputati, per quantificare gli effetti dei comportamenti delle protesi, valutarne il gesto sportivo e per analisi del movimento di arti inferiori e superiori.

Il sistema ANOVA ('analysis of variance'), come dice il nome, si basa sull'analisi della varianza. Nei progetti di ricerca semi-sperimentali l'analisi della varianza, è un'importante strumento per capire le differenze statistiche medie, fra due popolazioni di dati differenti, comunque, queste popolazioni, sono individuate e discriminate dal ricercatore. Quando siano riscontrabili delle differenze medie fra le popolazioni a quel punto è possibile fare dei ragionamenti comparativi più precisi fra i due gruppi. Le differenze statistiche sono stimate appunto con un'analisi ANOVA. In tale analisi la comparazione fra le misure della media e della varianza riscontrate nelle due popolazioni, consente di stabilire se la differenza fra le due popolazioni di dati è significativa o meno.

Per quanto riguarda il sistema Primas è un sistema di analisi molto preciso, composto generalmente da quattro telecamere a infrarossi che lavorano alla frequenza di 100 Hz. Tale sistema viene utilizzato per la raccolta 3D delle traiettorie di grappoli di tre marcatori retroriflettenti rigidamente fissati ad un piatto di metallo rigido. Collegato poi con un software personalizzato usato per elaborare i dati cinematici. I dati in genere vengono filtrati con filtri passa-basso (bidirezionale) con un cut-off alla frequenza di 9 Hz utilizzando un filtro di Butterworth. Una trasformazione lineare diretta è stata utilizzata per ricostruire le immagini 2D dalle coordinate spaziali 3D dei marcatori.

Capitolo 3: Risultati

Andiamo adesso ad osservare le varie relazioni che si vengono ad instaurare tra i parametri appena studiati durante una corsa controllata e i possibili effetti che possono avere sul ciclo della corsa e su altre variabili del sistema. Andiamo inoltre ad analizzare possibili differenze che si vengono a creare nel meccanismo della corsa con differenti soggetti di studio andando ad analizzare anche come cambia il meccanismo della corsa e le relazioni tra i parametri sotto differenti condizioni di esecuzione.

Di seguito verranno riportati in tabella i vari studi analizzati in questa tesi. La tabella è stata suddivisa in una prima parte dove viene spiegato lo scopo dello studio, soggetti, strumentazione e design della prova e una seconda parte che riporterà i parametri misurati nello studio i risultati ottenuti e una discussione sui risultati.

Per alleggerire la lettura alcuni parametri verranno standardizzati come segue:

- Forza di reazione al suolo verticale = GRFv
- Forza di reazione al suolo antero-posteriore = GRFap
- Picco attivo della GRF verticale = 1° picco GRFv
- Picco impatto della GRF verticale = 2° picco GRFv
- Picco frenata della GRF antero-posteriore = 1° picco GRFap
- Picco spinta della GRF antero-posteriore = 2° picco GRFap
- Energia cinetica = E_c
- Energia potenziale = E_p
- Energia verticale = $E_p + E_{c,verticale}$
- Energia laterale = $E_{c,laterale}$
- Frequenza cardiaca = HR

*NOTA: Tutti i soggetti vengono fatti acclimatare prima di ogni prova e sottoposti a più prove in modo da offrire una corretta esecuzione per l'analisi. Inoltre le lunghezze delle corse scritte nelle modalità in cui si svolge l'analisi si riferiscono al solo percorso nel quale la corsa del soggetto viene sottoposta ad analisi e non alla totalità del percorso eseguita dal soggetto, quindi in quella regione di spazio i soggetti sono in corsa continua.

Scopo dello studio	Soggetti (numero, età, sesso, peso e altezza)(SD)	Strumentazione utilizzata	Design prove	Parametri misurati	Risultati	Conclusioni
Confronto maschi e femmine	<p>-20 maschi: età: 18-45 peso: 82,26 Kg (11.79) altezza: 1,81 m (0.06)</p> <p>-20 femmine: età: 18-45 peso: 59,27 Kg (9.25) altezza: 1,67 m (0.07)</p>	<p>-Pedana di forza Bertec -Fotocellule per il monitoraggio/controllo della corsa -Stereofotogrammetria: dati cinematici sono registrati attraverso 6 telecamere con sistema VICON</p>	<p>-Tipo di analisi: statistica -Corsa su pista di 25 m a velocità di 3,6 m/s</p>	<p>Cinematici: -Durata stance -Angoli articolari Dinamici: -Momenti articolari -Potenza articolare</p> <p>(tutto studiato per anca e ginocchio su piani frontale, sagittale e trasversale)</p>	<p><u>Piano sagittale :</u> Anca: F presentano maggior flessione articolare, momento in estensione e picco di potenza Ginocchio: F presentano uguale spostamento, momento e potenza articolare</p> <p><u>Piano frontale :</u> Anca: F presentano maggiore adduzione, uguale momento e una maggiore potenza Ginocchio: F presentano maggiore abduzione e simile momento e potenza articolare.</p> <p><u>Piano trasversale :</u> Anca: F presentano maggiore rotazione interna, momento uguale e maggiore assorbimento di energia. Ginocchio: F presentano maggiore rotazione esterna, momento di rotazione esterna e assorbimento di energia.</p> <p>Nessuna differenza significativa rilevata nella durata della fase di stance</p>	<p>Le femmine presentano differenze nella struttura, sia da un punto dinamico che cinematico, che portano ad un differente meccanismo di corsa rispetto ai maschi.</p>

<p>Confronto anziani e giovani</p>	<p>-13 giovani: età: 26.1 (3.9) peso: 74.9 Kg (7.1) altezza: 1.83m (0.07)</p> <p>-16 anziani: età: 59.3 (3.9) peso: 74.9 Kg (7.1) altezza: 1.83 m (0.07)</p>	<p>-Pedana di forza Kistler -Stereofotogrammetria. dati cinematici sono registrati con sistema PRIMAS utilizzando marcatori riflettenti</p>	<p>-Tipo di analisi: statistica -Modalità di corsa su pista di 17m : SRS: modalità di auto selezione della velocità di corsa (3.77 m/s (0.13) giovani, 3.34 m/s (0.35) anziani) CRS: modalità a velocità controllata della corsa (3.34 m/s (0.06) giovani, 3.35 m/s (0.04) anziani)</p>	<p>Cinematici: -Frequenza passo -Lunghezza stride -Angolo ginocchio -ROM flessione plantare caviglia -ROM flessione ginocchio -ROM estensione ginocchio -ROM dorsiflessione caviglia -Velocità -Velocità impatto verticale Dinamici: -Forza di impulso verticale -1° picco GRFv -2° picco GRFv -1° picco GRFap -2° picco GRFap</p> <p>(non sono considerati parametri che rimangono costanti tra CRS e SRS)</p>	<p>(data la similitudine sulla maggior parte dei dati tra CRS e SRS vengono riportati solo i dati del CRS e solo in caso di una differenza significativa anche dati SRS)</p> <p>SRS: Anziani hanno avuto : velocità minore lunghezza stride minore frequenza stride maggiore ROM dorsiflessione caviglia minore</p> <p>CRS: Anziani hanno avuto: velocità minore velocità impatto verticale maggiore lunghezza stride minore frequenza stride maggiore angolo ginocchio maggiore in hell-strike ROM flessione ginocchio minore ROM estensione ginocchio minore ROM flessione plantare caviglia minore Forza di impulso verticale minore 1° Picco GRFv maggiore 2° Picco GRFv, 1° e 2° picco GRFap minori</p>	<p>La biomeccanica della corsa risulta differente tra giovani e anziani per molti parametri, anche se alcuni di essi si attenuano con l'aumento della velocità.</p>
------------------------------------	--	---	---	---	--	---

<p>Confronto tapis roulant e over ground</p>	<p>-20 soggetti (10 M e 10 F): età: 25.2 (4.6) peso: 66.4 Kg (11.2) altezza: 1.75 m (0.08)</p>	<p>-Pedana di forza -Tapis roulant strumentato -Stereofotogrammetria: dati cinematici sono registrati attraverso 10 telecamere con sistema VICON</p>	<p>-Tipo di analisi: Statistica -Modalità di corsa : Over ground: condotta su pista di 15 m alla velocità media dei soggetti (3.84 m/s (0.64)) Corsa su tapis roulant: per 3-5 min. alla velocità media ricavata da test su over ground (3.80 m/s (0.61))</p>	<p>Cinematici: -Lunghezza stride -Durata stride -Cadenza -Picco flessione ginocchio -Picco estensione ginocchio Dinamici: -GRF medio-laterale -GRFap -Momenti articolari -Potenze articolari (momenti e potenze sono calcolati nei 3 piani per anca, ginocchio e caviglia)</p>	<p><u>Considerando i dati del tapis roulant in riferimento a quelli di over ground abbiamo :</u></p> <p>Cadenza maggiore Durata stride minore Lunghezza stride minore Picco flessione ginocchio minore Picco estensione ginocchio maggiore GRF medio-laterale e antero-posteriore minori Momenti articolari ginocchio minori Momenti articolari anca e caviglia simili Potenza articolari anca maggiori Potenza articolari ginocchio e caviglia simili</p>	<p>Parametri cinematici e dinamici sono risultati simili tra over ground e tapis roulant. Significative differenze sono state riscontrate in dati cinematici mentre molte somiglianze sono state trovate su dati dinamici. Nel complesso l'ipotesi di similitudine tra corsa over ground e tapis roulant non è interamente supportata.</p>
--	--	--	---	---	---	--

<p>Verificare l'ipotesi che la diminuzione del movimento verticale del COM riduca il costo metabolico</p>	<p>-10 soggetti (5M e 5F): età: 27 (4)</p>	<p>-Pedana di forza -Tapis roulant strumentato -Sistema per la misurazione di O2 -Temporizzatori collegati a trigger di luce per il controllo della velocità su prove over ground -Stereofotogrammetria: dati cinematici sono registrati con sistema ANOVA utilizzando marcatori retroriflettenti</p>	<p>-Tipo di analisi: Sperimentale -Modalità di analisi: tutte le prove sono eseguite per 7,6 m a 3.2 m/s (di media per over ground) 5 prove su tapis roulant: 4 sono eseguite utilizzando lunghezze di stride differenti, 0.6/0.8/1.0/1.2 intese come frazione delle lunghezza di stride normale (PLS), nell'ultima si è utilizzato un feedback visivo (VFB) per cercare di ridurre lo spostamento del COM. 5 prova over ground: ripetendo le condizioni eseguite per il tapis roulant. In contemporanea per tutte le prove sono raccolti i dati riguardanti il consumo di ossigeno per il calcolo della potenza metabolica.</p>	<p>Cinematici: -Frequenza passo -Angoli articolari -Lunghezza stride Dinamici: -Momenti articolari -Potenze articolari -Potenza metabolica Energia: -Lavoro negativo (momenti, potenze e spostamenti sono calcolati nei 3 piani per anca, ginocchio e caviglia)</p>	<p>Tutti i risultati sono considerati in riferimento al PLS. 0.6 PLS : Spostamento verticale COM è diminuito del 58% La potenza metabolica è aumentata del 114% Momento ginocchio maggiore Potenza anca maggiore Lavori negativi maggiori per anca ginocchio e caviglia 0.8 PLS : Spostamento verticale COM è diminuito del 25% La potenza metabolica è aumentata del 32% Lavori negativi maggiori per anca ginocchio e caviglia 1.2 PLS : Spostamento verticale COM è aumentato del 24% La potenza metabolica è aumentata del 36% Angolo articolare anca maggiore Lavori negativi maggiori per caviglia VFB: Spostamento verticale COM è diminuito del 59% La potenza metabolica è aumentata del 136% Momento articolare anca e ginocchio maggiore Potenze articolare di caviglia maggiore Angoli articolari minori Lavori negativi maggiori per anca ginocchio e caviglia</p>	<p>L'ipotesi non è stata verificata. Aumentando e diminuendo lo spostamento verticale del COM, oltre al range tipico del soggetto, porta a risultati di aumento del costo metabolico del cammino. Riduzione del movimento verticale del COM si traduce in aumenti del costo di energia metabolica a causa di una maggiore lavoro meccanico eseguito all'anca, ginocchio, caviglia e dalle articolazioni.</p>
---	--	---	---	---	---	--

<p>Analisi del rapporto tra recupero energetico e velocità attraverso lo studio del COM</p>	<p>-3 N%R (soggetti con recupero energetico del COM normale) (1M e 2F): età: 22 (2) peso: 74 Kg (18.3) altezza: 1.763 m (0.1)</p> <p>-6 L%R (soggetti con recupero energetico del COM basso) (3M e 3F): età: 22 (2) peso: 73 Kg (12.8) altezza: 1.764 m (0.09)</p>	<p>-Tapis roulant strumentato -sistema per la misurazione di O2 -Stereofotogrammetria: dati cinematici sono registrati con sistema ANOVA utilizzando marcatori riflettenti</p>	<p>-Tipo di analisi: Statistica -Modalità di analisi: 7 prove su tapis roulant: tutte le prove sono eseguite per 4 min. con aumenti di velocità incrementali pari al 20%, 40%, 60% sopra e sotto la SS (velocità di auto-selezione). Per ogni prova è stata calcolata la STPD (costo di ossigeno) da aria espirata</p>	<p>Cinematici: -Velocità SS Energia: -Ec -Ep Altri: -recupero % -STPD -Fr (somiglianza dinamica tra i partecipanti)</p>	<p>N%R: recupero % maggiore Ec e Ep sono fuori fase durante il cammino con maggiore differenza in ampiezza</p> <p>L%R: recupero % minore Ec e Ep sono in fase durante il cammino con minore differenza in ampiezza</p> <p>-Non sono riscontrate significative differenze per: Fr Velocità SS STPD</p>	<p>Ad elevate e basse velocità la relazione di fase tra Ec e Ep discosta di 180° dalla relazione di fase ideale. Di conseguenza il maggior recupero % si ottiene per velocità intermedie con valori intorno al 70%. Il basso recupero del COM è stato attribuito alle fluttuazioni di energia in fase potenziale e cinetica. Si evince che a velocità preferite si hanno minori costi energetici.</p>
---	--	--	---	--	---	---

<p>Verificare l'ipotesi: (1-2) Picchi di forza, sia di impatto che attivi, aumentino in discesa e diminuiscano in salita (3-4) Picchi di forza frenante paralleli aumentino in discesa e picchi di forza propulsivi paralleli aumentino in salita.</p>	<p>-10 soggetti (5M e 5F): età: 30.35 (5.09) peso: 62.56 Kg (7.59) altezza: 1.72m (0.06)</p>	<p>-Tapis roulant Kram -Pedana di forza (costruzione di tapis roulant di forza mettendo insieme le due apparecchiature)</p>	<p>-Tipo di analisi: Sperimentale -Modalità di analisi: 6 prove su tapis roulant: Corsa a 3 m/s per 10 min. con diversi livelli di pendenza 3°, 6° e 9° (sia per la salita che per la discesa) che verranno confrontati con il livello 0°.</p>	<p>Dinamici: -1° picco GRFv -2° picco GRFv -1° picco GRFap -2° picco GRFap -Impulso frenata -Impulso propulsivo -Carico di impatto medio -Carico di impatto massimo</p>	<p>-9°: 1° picco GRFv aumenta del 54% 1° picco GRFap aumenta del 73% 2° picco GRFap diminuisce del 61% Impulso frenata aumenta del 108% Impulso propulsivo diminuisce del 57% -6°: 1° picco GRFv aumenta del 32% 1° picco GRFap aumenta del 46% 2° picco GRFap diminuisce del 40% Carico di impatto medio/massimo aumenta del 23%/20% -3°: 1° picco GRFv aumenta del 18% 1° picco GRFap aumenta del 27% 2° picco GRFap diminuisce del 22% +3°: 1° picco GRFv diminuisce del 13% 1° picco GRFap diminuisce del 19% 2° picco GRFap aumenta del 28% +6°: 1° picco GRFv diminuisce del 22% 1° picco GRFap diminuisce del 38% 2° picco GRFap parallela aumenta del 50% Carico di impatto medio/massimo diminuisce del 23%/22% +9°: 1° picco GRFap diminuisce del 54% 2° picco GRFap aumenta del 75% Impulso frenata diminuisce del 65% Impulso propulsivo aumenta del 68%</p> <p>-Non sono riscontrate significative differenze per: 2° picco GRFv</p>	<p>Ne la discesa ne la salita influenzano i picchi di forza attivi. I picchi di forza di impatto invece aumentano in discesa e diminuiscono in salita, come da ipotesi. Picchi di forza di frenata paralleli aumentano in discesa e diminuiscono in salita al contrario dei picchi di forza propulsiva parallela, come da ipotesi. Le ipotesi sono state tutte verificate tranne la 1. I nostri dati normali di forza di impatto suggeriscono che in discesa aumenta sostanzialmente la probabilità di lesioni.</p>
--	--	--	---	--	---	--

<p>Verificare l'ipotesi di studio di meccanismi del cammino patologici attraverso variazione del centro di massa corporeo.</p>	<p>-Soggetti con bassi disturbi della deambulazione (4M e 10F): età: 47.8 (12) peso: 71.7Kg (15) altezza: 1.68 m (0.08)</p> <p>-Soggetti con alti disturbi della deambulazione (8M e 6F): età: 39.9 (18) peso: 68.4 Kg (20) altezza: 1.63m (0.15)</p> <p>-Soggetti sani 66</p>	<p>-Pedana di forza</p> <p>- Sistema di elettromiografia con elettrodi di superficie</p> <p>-Stereofotogrammetria: dati cinematici sono registrati attraverso 4 telecamere con sistema Elite utilizzando marcatori passivi.</p>	<p>-Tipo di analisi: Sperimentale</p> <p>- Corsa su pista di 10 m a velocità spontanea</p>	<p>Cinematici:</p> <p>-Angoli articolari (calcolati per anca ginocchio e caviglia)</p> <p>-Energia:</p> <p>-Wex (lavoro muscolare)</p> <p>-El (energia laterale)</p> <p>-Ev (energia verticale)</p> <p>Altri:</p> <p>-Recupero</p>	<p>Tutti i risultati sono considerati in riferimento a soggetti sani.</p> <p><u>-Soggetti con bassi disturbi della deambulazione :</u></p> <p>Wex simile Recupero simile El maggiore Ev maggiore</p> <p><u>-Soggetti con alti disturbi della deambulazione :</u></p> <p>Wex maggiore Recupero minore El molto maggiore Ev molto maggiore</p> <p><u>-Differenze rispetto a soggetti sani per entrambi i livelli di disturbi:</u></p> <p>ginocchio rigido flessione anormale ginocchio limitazione estensione anca in toe-off iperattività retto femorale attività prolungata del semitendinoso eccessivo lavoro muscolare</p>	<p>L'ipotesi è stata in parte verificata, variazioni dell'energia meccanica possono essere un indicatore di presenza di meccanismi del cammino patologici. Tali dati suggeriscono che il movimento del baricentro potrebbe essere un nuovo strumento per la pratica clinica e che la misura della Wex potrebbe essere usata per la valutazione del recupero deambulatori da interventi chirurgici.</p>
--	--	---	--	---	---	--

<p>Relazione tra GRF e velocità</p>	<p>-13 maschi: età: 25.2 (4.3) peso: 75.6 Kg (12) altezza: 1,78 m (0.07)</p> <p>-10 femmine: età: 28.4 (5.4) peso: 57.6Kg (5.8) altezza: 1,68 m (0.07)</p>	<p>-Pedana di forza OR6-3 -Fotocellule per la misurazione e controllo della velocità</p>	<p>-Tipo di analisi: Statistica -Modalità di analisi: corsa su piattaforma di 11m. Camminata Velocità di auto-selezione Jogging lento Vengono studiate 4 differenti velocità: 1.5 2 2.5 3 m/s Corsa Vengono studiate 5 differenti velocità: 3.5 4 5 6 m/s e velocità massima.</p>	<p>Cinematici: -Durata stance -Velocità (V) Dinamici: -Forza massima di spinta verticale (Fz) -Spinta verticale di carico massimo (G)</p>	<p>(data la similitudine di valori dei dati tra maschi e femmine di seguito verranno riportati solo quelli corrispondenti a soggetti maschili) Tutti i risultati sono considerati in riferimento alla velocità di cammino : - Jogging lento: La Fz aumenta con aumento di V (1.15 BW a 1.5 m/s) La G aumenta con aumento di V (7.77 BW/s a 1.5 m/s) Si hanno maggiori variazioni di Fz e G con aumento di velocità -Corsa Aumento frequenza di contatto di metà-piede e avampiede Aumento lunghezza stride La Fz aumenta con aumento di V (2.54 BW a 6 m/s) La G aumenta con aumento di V (30.0 BW/s a 6 m/s) Si hanno minori variazioni di Fz e G con aumento di velocità</p>	<p>La GRF aumenta in modo lineare con aumento di velocità fino a 3.5 m/s, rimanendo costante, o con piccole variazioni, per velocità superiori. Risultati simili sono ottenuti sia per soggetti maschili che femminili, il che dimostra la possibilità di studiarli con modelli comuni.</p>
<p>Studio cinetica arti inferiori durante corsa con inclinazioni</p>	<p>-9 femmine: età: 29.3 (2.5) peso: 56.2 Kg (4.8) altezza: 1.66 m (0.06)</p> <p>-10 maschi: età: 26.6 (5.9) peso:74.2 Kg (8.1) altezza: 1.80 m (0.05)</p>	<p>-Tapis roulant strumentato AMTI -Stereofotogrammetria: dati cinematici sono registrati attraverso 10 telecamere con sistema VICON.</p>	<p>-Tipo di analisi: Statistica -Modalità di analisi: 3 prove su tapis roulant: Corsa a 3.13 m/s per 8.5 min con 2 diverse condizioni di pendenza: -4° e +4° che verranno confrontati con il livello 0°.</p>	<p>Cinematici: -Cadenza -Lunghezza del passo -Angoli articolari Dinamici: -GRFv -GRFap -GRF mediolaterale -Momenti articolari -Potenze articolari (momenti e potenze articolari sono calcolati per anca, ginocchio e caviglia)</p>	<p>-4° : GRF verticale aumenta Potenza assorbita anca aumenta +4° : Cadenza diminuisce Lunghezza del passo aumenta Potenza generata anca aumenta Rimangono costanti: Momenti articolari anca, ginocchio e caviglia Potenza caviglia GRF tangenziali</p>	<p>Modifiche di stile di corsa con una leggera pendenza non hanno portato a modifiche di momenti e dei picchi attivi della GRF significative senza modificare il meccanismo della corsa.</p>

<p>Effetti di sesso, età e velocità sulle prestazioni</p>	<p>MASCHI -5 giovani età: 27.4 (2.1) peso: 63.8 Kg (4.8) altezza: 1.70m (0.05) -5 adulti età: 39.8 (8.1) peso: 63.4Kg (7.1) altezza: 1.67 m (0.06) -5 anziani età: 61.0 (5.1) peso: 73.4Kg (8.3) altezza: 1.64 m (0.07)</p> <p>FEMMINE -5 giovani età: 23.6 (0.5) peso: 54.0 Kg (0.7) altezza: 1.60 m (0.02) -5 adulti età: 31.2 (1.8) peso: 63.3 Kg (11.1) altezza: 1.64 m (0.07) -5 anziani età: 62.6 (4.7) peso: 57.2 Kg (4.5) altezza: 1.51 m (0.04)</p>	<p>-Pedana di forza Kistler -Tapis roulant -Sistema di elettromiografia con elettrodi bipolari superficiali -Monitor per la frequenza cardiaca -Metronomo per la misurazione della cadenza -Stereofotogrammetria: dati cinematici sono registrati attraverso 6 telecamere con sistema Proreflex utilizzando marcatori riflettenti</p>	<p>-Tipo di analisi: Sperimentale -Modalità di analisi: Tapis roulant Corsa per 10 min per ricavare le velocità di analisi. Overground Corsa per 8 metri su una passerella alle seguenti percentuali della velocità di auto-selezione (PWS): 80%, 100%, 120% e 140% PWS.</p>	<p>Cinematici: -Angoli articolari (anca e ginocchio) -PWS Dinamici: -GRFv (in toe-off, hell strike e flat-foot) -Altri: -HR -EMG (in RF, TA, MG e BF)</p>	<p>-PWS : Aumenta con il diminuire dell'età Nessuna correlazione significativa con il sesso</p> <p>-Movimenti articolari anca e ginocchio: Flessione ed estensione anca aumentano con aumento velocità Flessione ginocchio aumenta con aumento velocità nessuna correlazione significativa con sesso ed età</p> <p>-VGRF : GRFv in fase hell-strike aumenta con l'aumento della velocità GRFv in fase hell-strike e toe-off è maggiore in femmine GRFv in fase flat-foot diminuisce con l'aumento della velocità</p> <p>-Attività EMG : Aumenta con l'aumentare dell'età Attività EMG in RF ,TA e MG aumenta con l'aumentare della velocità Attività EMG in TA è maggiore in femmine Attività EMG in BF non ha correlazioni con età, sesso e velocità</p> <p>-HR : Aumenta con l'aumento della velocità Nessuna correlazione significativa con sesso ed età</p>	<p>L'effetto dell'età non è significativo per movimenti articolari, VGRF e HR. Differenze di sesso sono state significative per la VGRF, di secondaria importanza era l'influenza all'attività EMG, in quanto abbiamo riscontrato differenze minime. La velocità del passo a differenza di età e sesso ha influenza sulla maggior parte delle prestazioni, la sua influenza era maggiormente visibile superato il 120% PWS.</p>
---	--	--	--	---	--	--

<p>Effetti di frequenza e lunghezza del passo sulla variabilità spazio/tempo dello stride</p>	<p>-8 soggetti (2M e 6F): età: 28.6 (5,2) peso: 58.6 Kg (8.7) altezza: 1.66m (0.06)</p>	<p>-Tapis roulant -Sistema di feedback visivi e metronomo per il controllo durante le prove della frequenza e lunghezza del passo -Sistema ANOVA utilizzato per valutare effetti generati dalla lunghezza e frequenza del passo su variabili spazio temporali</p>	<p>-Tipo di analisi: Statistica -Modalità di analisi: 10 prove su tapis roulant: nelle prime 5 prove i soggetti corrono seguendo 5 differenti combinazioni FL (rapporto frequenza-lunghezza del passo), in cui 5 lunghezze (0.95, 1.05, 1.2, 1.35, 1.5 m) sono combinate a 5 frequenze (0.8, 0.89, 1, 1.14, 1.26 HZ) per 2 min. alla velocità di 1.2 m/s. le restanti 5 prove sono eseguite per 2 min. a differenti velocità: 0.75, 0.9, 1.15, 1.45, 1.75 m/s.</p>	<p>Cinematici: -Lunghezza stride -Frequenza stride -Velocità</p>	<p>-Variabilità a livello spaziale : Minima per livelli intermedi di frequenza Non subisce influenze dalla lunghezza del passo Aumento della variabilità è osservato con piccoli passi ad alta frequenza Non sono state trovate influenze significative tra frequenza e lunghezza</p> <p>-Variabilità a livello temporale : Minima per livelli intermedi di frequenze Minima per valori di lunghezza maggiori Aumento della variabilità si ha per combinazioni intermedie piuttosto che per combinazioni estreme Non sono state trovate influenze significative tra frequenza e lunghezza</p>	<p>Variazioni della frequenza del passo portano sia a variabilità temporale che spaziale dello stride, mentre la variazione della lunghezza del passo interessa in modo significativo solo la variabilità temporale. Combinazioni di frequenza e lunghezza non sempre sono garanzia della variabilità più bassa.</p>
---	---	---	---	---	---	--

<p>Misurazione delle variazioni di energia meccanica del baricentro del corpo durante corsa a diversi livelli</p>	<p>-8 soggetti (3M e 5F): età: 23-34 peso: 42.1-85.5 Kg altezza: 1.45-1.83 m</p>	<p>-Pedana di forza Kistler -Stereofotogrammetria: dati cinematici sono registrati con sistema Elite utilizzando marcatori riflettenti</p>	<p>-Tipo di analisi: Statistica -Modalità di analisi: corsa su una pedana di 2.5 m per un range di velocità velocità che vanno da 0,25 a 1,75 m/s.</p>	<p>Cinematici: -Velocità Energia: -Ekl (energia cinetica laterale) -Ev (energia verticale) -Ekf (energia cinetica frontale) -Ep(energia potenziale) -Wl (lavoro laterale) -Wf (lavoro frontale) -Wv (lavoro verticale) -Wext (lavoro muscolare)</p>	<p>-Per media e bassa velocità (1.53 e 0.73 m/s) : Variazioni di Ekl minime. Ekl e Ev hanno variazioni comparabili e significative Cambiamenti Ekl tendono ad essere in fase con Ekf Il massimo di Ekf e Ekl si raggiunge nella fase di double-support Il massimo di Ev si raggiunge nella fase di single-support</p> <p>-Per l'intero range di velocità abbiamo : Wl trascurabile rispetto alla Wf o Wv Wf e Wv sono paragonabili ed aumentano con aumento della velocità Wext e Wl rimangono costanti Recupero aumenta con la velocità Potenza esterna aumenta con aumentare della velocità maggiore in double-support rispetto al single-support.</p>	<p>Il lavoro laterale ha dimostrato di essere una frazione molto piccola del lavoro totale esercitato dai muscoli. Molto più lavoro è stato esercitato dai muscoli durante il double-support rispetto al lavoro compiuto durante il single-support. Ad ogni passo Wext è necessaria per sostenere due incrementi distinti dell'energia meccanica totale, una che incrementa con il single-support (Ev) e una con il double (Ekf e Ekl).</p>
---	--	--	--	---	--	---

<p>Valutazione del carico articolare durante un impatto con il terreno e le influenze dei muscoli su di esso</p>	<p>-5 maschi</p>	<p>-Pedana di forza Kistler -Stereofotogrammetria</p>	<p>-Tipo di analisi: antropometrica -Modalità di analisi: Condizioni iniziali, attraverso analisi sperimentali, riguardanti cinematica e dinamica sono stati prese per ogni soggetto attraverso una corsa ad una velocità di 4 m/s (0.4) e successivamente confrontate con 3 diversi modelli di simulazione (R, RM e NRM) per valutare gli effetti delle forze muscolari e movimento dei tessuti molli sul carico articolare.</p>	<p>Cinematici: -Angoli articolari (anca, ginocchio e caviglia) Velocità Dinamici: -GRFv</p>	<p><u>-R (modello rigido) :</u> GRFv non corrisponde a misure sperimentali Fornisce migliori previsioni del movimento angolare della gamba rispetto al modello RM Cinematica del piede fornita da questo modello è abbondantemente in errore</p> <p><u>-RM (influenza dei muscoli) :</u> aumento del massimo GRFv (presente su 2 soggetti su 3) aumento del tasso medio di variazione della GRFv diminuzione da parte dei muscoli della trasmissione del carico esterno di impatto all'articolazione. Diminuzioni maggiori sono rilevabili per la caviglia, ma non trascurabili per ginocchio e anca. Diminuzione di forze muscolari totali attraverso le articolazioni, maggiori per caviglia.</p> <p><u>-NRM (influenza del movimento di tessuti molli) :</u> GRFv corrisponde a misure sperimentali Riduzione del carico esterno Diminuzione del trasferimento del carico esterno alle articolazioni Cinematica era simile alla sperimentale Movimenti angolari di piede e gamba sono stati meglio predetti da questo modelli rispetto agli altri due Cambiamento previsto e il tasso di variazione di carico articolare è inferiore al picco e alla velocità di variazione delle GRFv. <u>Modello migliore per predire il carico esterno</u></p>	<p>Carichi articolari di impatto in confronto a GRFv durante il normale funzionamento tacco-punta si presentano ridotti. I muscoli possono influenzare il carico articolare durante la fase di impatto in vari modi andando ad agire sul carico esterno. I muscoli possono cambiare il moto dei segmenti corporei in modo che il contributo relativo di ciascun segmento modifichi il carico articolare.</p>
--	------------------	---	---	---	---	--

<p>Influenze della velocità e delle correlazioni a lungo raggio sul ciclo del passo durante corsa su tapis roulant</p>	<p>-11 femmine : età: 24.5 (1.8) peso: 57.7 Kg (3.6) altezza: 1.65 m (0.04)</p>	<p>-Pedana di forza Kistler -Tapis roulant strumentato - Sistema ANOVA utilizzato per valutare gli effetti di ogni variabile dipendente</p>	<p>-Tipo di analisi: Statistica -Modalità di analisi: Tapis roulant: corse a 80%, 90%, 100%, 110% e 120% della velocità di marcia preferito per prove di 8min. Correlazioni a lungo raggio sono calcolate utilizzando sistema DFA</p>	<p>Cinematici: -Durata stride -Durata step -Durata contatto -Lunghezza stride -Lunghezza step -Intervallo stride -Intervallo step -Tempo attivazione picco -Velocità Dinamici: -2° picco GRFv -Impulso verticale</p>	<p>-Correlazioni a lungo raggio : -Correlazioni a lungo raggio sono state più deboli nella gamba destra -Per intervallo stride, intervallo step, lunghezza stride , lunghezza step e impulso verticale le correlazioni a lungo raggio tendevano a seguire un andamento ad U con velocità -Nel caso della durata di contatto e del 2° picco GRFv le correlazioni a lungo raggio diminuivano con aumento di velocità</p> <p>-Al crescere della velocità : diminuzione intervallo stride diminuzione intervallo step diminuzione impulso verticale diminuzione durata del contatto diminuzione tempo attivazione 2° picco GRFv aumento del 2° picco GRFv</p> <p>Per tutte le variabili rilevate su tutte le velocità non vi è alcuna differenza significativa tra gamba destra e sinistra</p>	<p>I risultati mostrano che le correlazioni a lungo raggio sono presenti in parametri cinetici e dinamici e che la forza di correlazione per la maggior parte dei parametri segue un andamento ad U rispetto alla velocità, ovvero si hanno forze di correlazione maggiori per velocità maggiori e minori della velocità preferita. L'aumento della velocità al di sopra della velocità preferita determina una diminuzione di quasi tutti i parametri del ciclo del passo.</p>
--	---	---	--	--	--	---

<p>Valutazione dell'influenza di una ridotta velocità, inefficiente meccanismo a pendolo e un disturbato spostamento del centro di massa sul costo energetico in soggetti amputati unilaterali e ottenere una migliore comprensione del rapporto tra queste variabili</p>	<p>-6 amputati trans-tibiali : età: 50.5 (11) peso: 87Kg (8) altezza: 1.8 m (0.1)</p> <p>-6 amputati trans-femorali : età: 38.5 (12) peso: 69 Kg (19) altezza: 1.73 m (0.2)</p>	<p>-Pedana di forza Pharos -Fotocellule per il rilevamento della velocità -Tapis roulant -Stereofotogrammetria: dati cinematici sono registrati attraverso 4 telecamere con sistema Elite utilizzando marcatori riflettenti</p>	<p>-Tipo di analisi: Statistica -Modalità di analisi: Over ground: Corsa ad una velocità di auto-selezione su 10 m di passerella. Tapis roulant: Corsa alla velocità di auto-selezione calcolata su over ground utilizzato per il calcolo del consumo di ossigeno, produzione anidride carbonica e frequenza cardiaca.</p>	<p>Cinematici: -Lunghezza stride -Spostamento verticale COM (SV) -Angolo ginocchio -Velocità Energia: -Energia meccanica -Costo energetico cammino (C) -Ep -Ec Altro: -Recupero</p>	<p>-Gruppo trans-tibiale : Spostamento angolare ginocchio era vicino ai valori normali L'ampiezza del passo è stata 0,5 volte superiore a valori normali Curva di energia meccanica esterna in funzione dell'andatura del passo era vicino alla normalità</p> <p>-Gruppo trans-femorale : Assenza di flessione-estensione ginocchio è stato notato durante la fase di appoggio Ampiezza del passo era 4,1 volte maggiore rispetto a valori normali. Curva energia CMB ha mostrato un aumento del livello di energia durante fase di stance sull'arto amputato; Un secondo aumento di energia si è verificato durante la fase di oscillazione dell'arto. Sv è due volte maggiore rispetto il gruppo transtibiale</p> <p>-Valori comuni : il recupero aumentato con velocità del passo. il C diminuiva con velocità di andatura, ma sempre superiore a valori normali. Abbiamo notato che il C era due volte maggiore del normale valori a basse velocità e solo 0,5 volte superiore a velocità intermedie.</p>	<p>Il costo energetico del cammino (C) è maggiore in amputato che nei soggetti normali durante la corsa alla loro velocità di auto-selezione. I nostri risultati hanno mostrato una relazione tra C, velocità del passo e l'efficienza del meccanismo pendolare del cammino. Per una stessa gamma di velocità di auto-selezione, il costo dell'energia metabolica era simile nei due gruppi e correlata alla stessa efficienza del meccanismo pendolare del cammino. C non è stato correlato alla Sv. Tuttavia, il livello di amputazione determinato spostamento angolare del ginocchio che a sua volta influisce su Sv e sul lavoro meccanico svolto dai muscoli per spostare la CMB. Quando la velocità del passo aumenta, (Sv) , Ep e Ec aumentano, mentre C si avvicina a valori normali. La mancanza di smorzamento al ginocchio aumenta lo Sv del COM in modo significativo. È stato inoltre notata una dipendenza di C dall'efficacia del meccanismo pendolare piuttosto che lo spostamento del COM.</p>
---	---	---	--	--	--	--

<p>Studio effetto di una perturbazione meccanica inaspettata</p>	<p>-7 maschi : età: 26.2 (2.2) peso: 76.6 Kg (9.1) altezza: 1.81 m (0.03)</p>	<p>-Tapis roulant strumentato -Esoscheletro alimentato per evocazione di una dorsiflessione -Encoder ottico per misurazioni angolari della caviglia</p>	<p>-Tipo di analisi: Sperimentale -Modalità di analisi: Tapis roulant: Corsa a 2.8 m/s per 2 minuti per prendere confidenza, poi sono state eseguite perturbazione inaspettate alla caviglia destra. Per ogni perturbazione sono studiati oltre all'arto perturbato (Rpert) i 3 passi successivi sinistro (L+1, L+2 e L+3) e destro (R+1, R+2 e R+3) in riferimento ai passi precedenti. Gli effetti su i passi studiati per ogni perturbazione sono divisi in 5 gruppi di tempi ognuno corrispondente ad un quinto dello step: (t1, t2, t3, t4, t5).</p>	<p>Cinematici: -tc (tempo di contatto) -tf (tempo di volo) -tz,i (tempo picco di impatto) -T (tempo totale) -L (lunghezza step) -Gz (tasso medio di carico) Dinamici: -Fz,max (GRFv) -Fz,i (1° picco GRFv) -Fy,brake (1° picco GRFap) -Fy,push (2° picco GRFap)</p>	<p><u>-Effetti angolari della perturbazione sulla caviglia destra :</u> Gli effetti della perturbazioni erano abbastanza simili tra i gruppi di tempi. L'ampiezza relativa alla perturbazione diminuiva da t1 a t5, ma non era significativamente diversa tra i diversi gruppi. Per t1 e t2, abbiamo osservato un aumento di flessione dorsale solo Lpert TO (takeoff) Per t3 e t4, abbiamo osservato un aumento di flessione dorsale per Lpert TO e Rpert TD (touchdown) Per t5 abbiamo osservato un aumento di flessione dorsale solo per Rpert TD</p> <p><u>-Effetti immediati della perturbazione (Rpert e L+1) :</u> <u>Nel gruppo t1</u>, nessuno dei parametri misurati era significativamente modificato durante Rpert. Durante L+1, alcune piccole modifiche significative sono state osservate. <u>Nel gruppo t2</u>, tc, T e L significativamente aumentati e Fz, max diminuita durante Rpert. Durante L+1, L e Fy,push diminuita e Fz, i aumentato. <u>Nel gruppo t3</u>, T e L notevolmente aumentati e Fz, max diminuito durante Rpert, come è stato osservato per t2. Durante L + 1, tz, i, tc e Fz,i aumentato. <u>Nel gruppo t4</u>, piccolo aumento di tc e aumento di Fz,i durante Rpert. Durante L+1, aumento di Fz,i, Fy,brake, tz,i, tc e T con diminuzione di tf, Fy,push e Gz. <u>Nel gruppo t5</u>, tc, Fy,push, Fz,i, e tz,i aumentano e Fy,brake, Fz, i, Gz, T e tf diminuiscono in Rpert. Durante L+1, tz, i, tc, T, Fy,brake e L aumentano e Fy,push, tf, Gz, e Fz,max diminuiscono.</p> <p><u>-Effetti della perturbazione sui passi successivi :</u> modificazioni piccole e disperse. tc maggiore in L+2 e L+3 in t3, t4 e t5. T modificato durante R+3 per t3 L modificato per R+3 per t3 e durante L+2 per t4.</p>	<p>Un risultato importante e che in tutti i casi i soggetti hanno continuato la loro esecuzione normalmente dopo la perturbazione, regolando rapidamente il loro modello di corsa e mantenendo la stabilità con aggiustamenti immediati. Al fine di mantenere il modello di esecuzione sono applicati aggiustamenti immediati soprattutto alle componenti della GRF, mentre lunghezza e periodo dello step rimanevano stabili. Durante i passi successivi alla perturbazione ci sono stati piccoli ma significativi aggiustamenti che hanno contribuito a mantenere stabile la lunghezza e il periodo del passo che hanno permesso di mantenere la velocità di esecuzione.</p>
--	---	---	--	---	---	--

Verificare l'ipotesi che un braccio del momento più piccolo del tendine di Achille sia associato ad una maggiore economia nella corsa	-15 soggetti: età: 26 (7.3) peso: 64 Kg (9.2) altezza: 1.75 m (0.07)	-Tapis roulant STM-55 -Analizzatore di gas Cardiovit utilizzato per il consumo di ossigeno	-Tipo di analisi: Sperimentale -Modalità di analisi: Tapis roulant: Corsa alla velocità di 16 km/h su tapis roulant per 5 min. negli ultimi 20 secondi della prova è stato misurato il consumo di ossigeno.	Cinematici: -Braccio del momento -Velocità Altri: -Consumo metabolico di O2	Una forte correlazione è presente tra economia di esercizio e il braccio del momento, con tale momento viene spiegato il 56% della variazione della gestione dell'economia energetica nel cammino. Soggetti con momenti del braccio del tendine di achille presentavano un maggiore consumo metabolico durante esecuzione della prova rispetto a soggetti con braccio minore.	L'energia immagazzinata in un tendine è più sensibile al braccio del momento del tendine piuttosto che alle proprietà meccaniche del tendine. Più piccolo è il braccio del momento più energia viene immagazzinata nel tendine, maggiore sarà l'economia del processo e quindi minore sarà il consumo di energia metabolica.
Interazione tra lunghezza dello step e step rate durante corsa sprint	-Soggetti per prima prova (28 M) età: 22 (4) peso: 74 Kg (6) altezza: 1.77 m (0.06) -Soggetti per seconda prova (14 M e 2F) età: 24 (5) peso: 73 Kg (9) altezza: 1.76 m (0.08)	-Piastra sintetica -Pedana di forza Bertec -Stereofotogrammetria: dati cinematici sono registrati attraverso 8 telecamere con sistema EVA.	-Tipo di analisi: Statistica -Modalità di analisi: Prima prova: corsa sprint fino a velocità massima per 16m passante per la pedana di forza per ricavare dati GRF. Seconda prova: corsa sprint fino a velocità massima per 25 m passante per piastra sintetica serve per rilevare dati cinematici e sforzo-massimo di sprint.	Cinematici: -Lunghezza step. -Lunghezza stride. -Lunghezza stance. -Lunghezza di swing. -Step rate. -Tempo di swing. -Tempo di stance. -Altezza di takeoff. -Distanza di touchdown -Velocità Sprint. -Velocità stride. -Velocità verticale di takeoff. -Velocità orizzontale di takeoff.	-In riferimento a lunghezza e rate dello step : Velocità di sprint è significativamente correlata alla lunghezza del passo ma non al rate. E' presente una forte interazione negativa tra i due parametri Tempo e distanza della fase di swing hanno un forte legame con i 2 parametri Non è presente alcuna correlazione con lunghezza e velocità stance E' presente una correlazione con la lunghezza delle gambe Velocità verticale di takeoff determina una forte correlazione negativa tra i parametri -In riferimento a tempi e lunghezze delle fasi di swing e stance: Maggiori velocità di sprint si sono ottenuti tempi di stance più brevi Tempo di swing è stato influenzato maggiormente dalla velocità verticale di takeoff, poi da un'altezza di takeoff Lunghezza di swing è stato influenzato più dalla velocità verticale takeoff, poi da altezza di takeoff, e quindi dalla velocità orizzontale di takeoff. Tempo di stante tendeva ad essere più breve maggiore era la distanza di touchdown	Lunghezza delle gambe, altezza di takeoff, e velocità verticale del takeoff sono tutti possibili fonti di un'interazione negativa tra lunghezza di step e lo step rate, si è visto in fatti che atleti con alto step rate avevano una minore lunghezza di step. Una maggiore velocità verticale di takeoff potrebbe essere di vantaggio quando un atleta è affaticato e lottano per mantenere un alto step rate

<p>Confronto esecuzione a piedi nudi (PN) e calzati (C).</p>	<p>-9 maschi : età: 23.3 (9) peso: 70 Kg (9) altezza: 1.78 m (0.07)</p>	<p>-Pedana di forza Kistler -Fotocellule a raggi infrarossi per la misura della velocità e dei tempi -Stereofotogrammetria</p>	<p>-Tipo di analisi: Statistica -Modalità di analisi: corsa per 30m di pista a 3 differenti velocità: 3.5 4.5 5.5 m/s</p>	<p>Cinematici: -Lunghezza step -Frequenza passo -Tempo di contatto -Tempo di avvenimento di Fz,i -Tempo di avvenimento della fine della mid-stance Dinamici: -Gz (tasso di carico verticale) -Fz,i (1° picco GRFv) -Fz,a (2° picco GRFv) Altri: -Pressione massima al tallone</p>	<p>-Parametri cinematici : Lunghezza step più piccola alle alte frequenze per corridori PN Tempo di contatto più piccolo per soggetti PN Tempo di avvenimento di Fz,i e della fine di mid-stance è minore per PN Minore eversione all'hell-strike è stata verificata per soggetti PN.</p> <p>-Parametri dinamici : Maggiore Gz per soggetti PN Nessuna differenza significativa è stata riscontrata per Fz,i e Fz,a Pressione locale massima sotto il tallone maggiore per PN</p>	<p>Questo studio mostra una variazione nel modello di corsa tra soggetti a piedi nudi e in esecuzione calzati, caratterizzato principalmente da un tasso di carico più grande e un significativo posizionamento del piede piatto in touchdown a piedi nudi, che viene visto come un tentativo di limitare la pressione locale sotto il tallone aumentando la zona di contatto. Gli adattamenti osservati nella cinematica dello stride sono dovuti al mutamento della geometria del touchdown. Differenze in adattamenti cinematici sagittali in soggetti spiega che non esiste una strategia di adattamento uniforme per tutti i corridori. Nessuna differenza è stata riscontrata per quanto riguarda l'orientamento della coscia.</p>
--	---	--	---	--	---	--

Capitolo 4: Conclusioni

Attraverso lo studio della biomeccanica della corsa, sotto particolari condizioni di esecuzione e soggetti di studio, è stato possibile andare ad osservare, grazie a diversi tipi di strumenti e metodi di analisi di dati, le mutue relazioni che si sviluppano tra diversi tipi di parametri durante una corsa e le interazioni che esse hanno su tutti gli aspetti riguardanti l'esecuzione. In questo lavoro di tesi è stato osservato come sotto le stesse modalità di esecuzione, femmine, maschi, anziani e giovani presentino differenti meccanismi di corsa e che quindi essi debbano essere studiati attraverso modelli e standard differenti. Prendendo come riferimento un soggetto maschio giovane, si è notato che soggetti anziani presentano maggior forza di impatto dovuto a una degenerazione muscolo-scheletrica, atrofia e perdita di elasticità che comporta perdita di capacità ammortizzante causa della differenza del meccanismo di cammino, risultati verificati da più studi, inoltre soggetti anziani compiono passi più corti e con una maggior frequenza e dato lo sviluppo di forze di impatto molto più elevate questo pone molte domande, da parte di scienziati, sulla nota prescrizione agli anziani di tenersi in movimento con andamenti sostenuti o addirittura con una corsa in età meno avanzate. Soggetti femminili presentano invece una struttura di corsa che le porta ad una maggior propensione allo sviluppo di lesioni, differenze nel meccanismo della corsa in soggetti femminili si pensa che abbiano anche qualche relazione con il ciclo mestruale. Durante il suddetto periodo il corpo della donna è soggetto a determinati adattamenti che possono influire più o meno pesantemente su prestazioni e meccanismi, nonostante questo, studi contrastanti, attraverso lo studio della relazione tra la GRF e la velocità di corsa hanno invece ipotizzato la possibilità di studiare maschi e femmine attraverso gli stessi modelli dato la similitudine dei dati in questa relazione. Ad influire sui meccanismi della corsa, oltre ai soggetti di studio, giocano un ruolo importante anche le modalità con cui si svolge una corsa. Corsa su over ground e su tapis roulant, nel complesso, non possono essere considerate simili, quindi un'analisi su tapis roulant può essere generalizzata a quella over ground purché vengano adottati specifici accorgimenti. Altro aspetto importante della corsa riguarda la presenza di inclinazioni, su questo aspetto ci sono anche studi contrastanti sul fatto che per piccole inclinazioni vi sia una modifica del meccanismo della corsa o no. Dati indicano inoltre che la marcia con inclinazioni potrebbe essere un componente importante per regimi di allenamento e ritorno da infortuni. Dal punto di vista di un possibile utilizzo in ambito riabilitativo del tapis roulant diversi studi sono stati effettuati, con esiti molto contrastanti, infatti, se da un punto di vista si ha minor forza di impatto al suolo, dall'altro, si aumenta il rischio di lesioni al

tendine di Achille e di infortuni. Per quanto riguarda il campo clinico è stato possibile effettuare studi su un possibile legame tra variazioni del movimento del centro di massa corporeo e patologie del cammino, con esiti positivi. Si è andati ad osservare come disturbi del sistema piramidale ed extrapiramidale, sistemi che coordinano e controllano l'azione motoria volontaria, possano interferire sui normali movimenti dei segmenti corporei. Non solo variazioni dell'energia meccanica possono essere usati come indicatori per la presenza di meccanismi del cammino patologici, integrato con analisi specifica, ma che la misura del lavoro esterno compiuto dai muscoli e del recupero energetico durante l'atto motorio può essere un'importante indicatore non solo per quanto riguarda disturbi della deambulazione, ma anche per quantificare recuperi post-operatori. Rimane però sempre il problema di possibili fonti di errore nei dati come quelli dovuti agli artefatti molli, quindi si i dati possono essere usati per la clinica ma devono sempre essere trattati con cautela. È stata studiata anche la possibilità di diminuire il costo metabolico e sfruttare a pieno il recupero energetico che avviene durante la corsa andando a controllare il movimento del COM, studio eseguito in particolare per il campo sportivo, ma ne è emerso che il sistema di corsa utilizzato dal corpo umano è già il più efficiente possibile e che qualunque alterazione forzata porta solo ad una aumento del costo metabolico ed ad una diminuzione del recupero energetico. Un miglioramento dell'economia del processo è stato osservato solo in soggetti dotati di un braccio del momento più piccolo, del tendine di Achille, in quanto permetteva un maggior immagazzinamento di energia. Per concludere, sebbene molti aspetti della biomeccanica della corsa siano già stati studiati, molti altri sono ancora in fase di sviluppo con eventuali approcci in vari campi e ampie possibilità applicative.

Bibliografia

Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan SS, Shiavi RG, Spengler DM. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech.* 1996;11(5):253-259.

Sicco A. BUS. Ground Reaction Forces and Kinematics in Distance Running in Older-Aged Men.

Keith E. Gordon, PhD, Daniel P. Ferris, PhD, Arthur D. Kuo, PhD. Metabolic and Mechanical Energy Costs of Reducing Vertical Center of Mass Movement During Gait.

Kimberlee Jordan, John H. Challis, Joseph P. Cusumano, Karl M. Newell. Stability and the time-dependent structure of gait variability in walking and running. *Human Movement Science* 28 (2009) 113–128.

Philippe Terrier , Vincent Turner, Yves Schutz. GPS analysis of human locomotion: Further evidence for long-range correlations in stride-to-stride fluctuations of gait parameters. *Human Movement Science* 24 (2005) 97–115.

Kimberlee Jordan , John H. Challis , Karl M. Newell. Speed influences on the scaling behavior of gait cycle fluctuations during treadmill running. *Human Movement Science* 26 (2007) 87–102.

Elizabeth S. Chumanov, Cara Wall-Scheffler, Bryan C. Heiderscheit. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics* 23 (2008) 1260–1268.

David B. Thordarson, MD. Running Biomechanics. *Clinics in sports medicine* 1997; 16(2) 239-248.

Jennifer L. Lelas, Gregory J. Merriman, Patrick O. Riley, D. Casey Kerrigan. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait and Posture* 17 (2003) 106-112.

F. Danion , E. Varraine, M. Bonnard, J. Pailhous. Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. *Gait and Posture* 18 (2003) 69-77.

Christine Detrembleur , Jean-Marie Vanmarsenille, Freddy De Cuyper, Frédéric Dierick. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait and Posture* 21 (2005) 333–340.

Kimberlee Jordan , John H. Challis, Karl M. Newell. Long range correlations in the stride interval of running. *Gait & Posture* 24 (2006) 120–125.

Patrick O. Riley, Gabriele Paolini, Ugo Della Croce, Kate W. Paylo, D. Casey Kerrigan. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture* 26 (2007) 17–24.

Kimberlee Jordan, John H. Challis, Karl M. Newell. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & Posture* 26 (2007) 128–134.

Johnathan Collett, Helen Dawes, Ken Howells, Charlotte Elsworth, Hooshang Izadi, Cath Sackley. Anomalous centre of mass energy fluctuations during treadmill walking in healthy individuals. *Gait & Posture* 26 (2007) 400-406.

C. Detrembleur, A. van den Hecke, F. Dierick. Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait. *Gait and Posture* 12 (2000) 243–250.

M G Benedetti, F Catani, A Leardini, E Pignotti, S Giannini. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech.* 1998;13(3):204-215.

Reed Ferber, Irene McClay Davis, Dorsey S. Williams III. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics* 18 (2003) 350–357.

Lindsay K. Drewes, Patrick O. McKeon, D. Casey Kerrigan, Jay Hertel. Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport* 12 (2009) 685–687.

Meng-Jung Chung, Mao-Jiun J. Wang. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait & Posture* 31 (2010) 131–135.

Patrik O. Riley, Jay Dichrry, Jason Franz, Ugo della croce, Robert P. Wilder, and D. Casey Kerrigan. A Kinematics and Kinetic Comparison of Overground and Treadmill Running. *Medicine & scienze in sport & exercise.*

Meng-Jung Chung, Mao-Jiun J. Wang. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait & Posture* 31 (2010) 131–135.

Joseph P. Hunter, Robert N. Marshall, and Peter J. McNair. Interaction of Step Length and Step Rate during Sprint Running. *Medicine & scienze in sport & exercise.*

M. N. Scholz, M. F. Bobbert, A. J. van Soest, J. R. Clark² and J. van Heerden. Running biomechanics: shorter heels, better economy. *The Journal of Experimental Biology* 211, 3266-3271.

By A. E. Minetti, L. P. Ardigo and F. Saibene. Mechanical determinants of gradient walking energetic in man. *Journal of Physiology* (1993), 471,725-735.

Tom F. Novacheck. The biomechanics of running. *Gait and Posture* 7 (1998) 77–95.

Jinger S. Gottschall, Rodger Kram. Ground reaction forces during downhill and uphill running. *Journal of Biomechanics* 38 (2005) 445–452.

Luigi Tesio, Viviana Rota, Laura Perucca. The 3D trajectory of the body centre of mass during adult human walking: Evidence for a speed–curvature power law. *Journal of Biomechanics* 44 (2011) 732–740.

Luigi Tesio, Viviana Rota, Laura Perucca. The 3D path of body centre of mass during adult human walking on force treadmill. *Journal of Biomechanics* 43 (2010) 938–944.