

Sommario

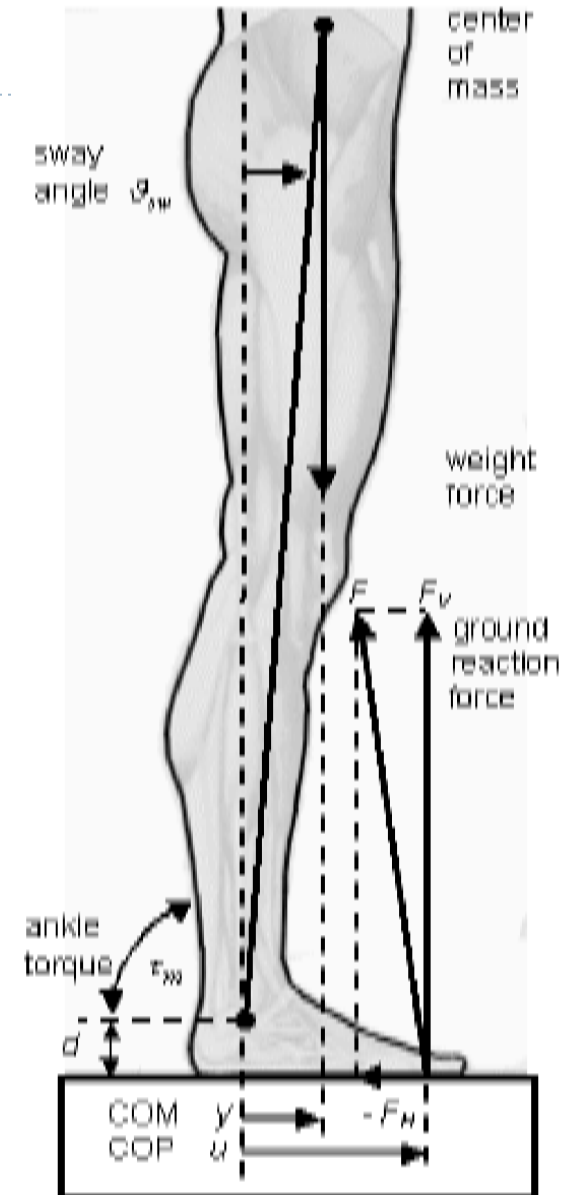
- ▶ Controllo della postura eretta
- ▶ La deambulazione
- ▶ Tecniche di analisi del cammino
- ▶ Analisi dinamica inversa

Modello del pendolo inverso

Il controllo della postura eretta può essere descritto riferendosi al modello del **pendolo inverso**.

Le variabili che intervengono nel fenomeno sono:

- Centro di massa (**COM**) la cui posizione in direzione antero-posteriore è indicata da y
- Centro di pressione (**COP**) la cui posizione in direzione antero-posteriore è indicata da u
- Forza di gravità (applicata al COM)
- Reazione del terreno \mathbf{F} (applicata al COP)
- Coppia muscolare alla caviglia τ_m



Dinamica della postura eretta

Il COM non è mai perfettamente immobile, ma soggetto ad un'accelerazione \ddot{y}

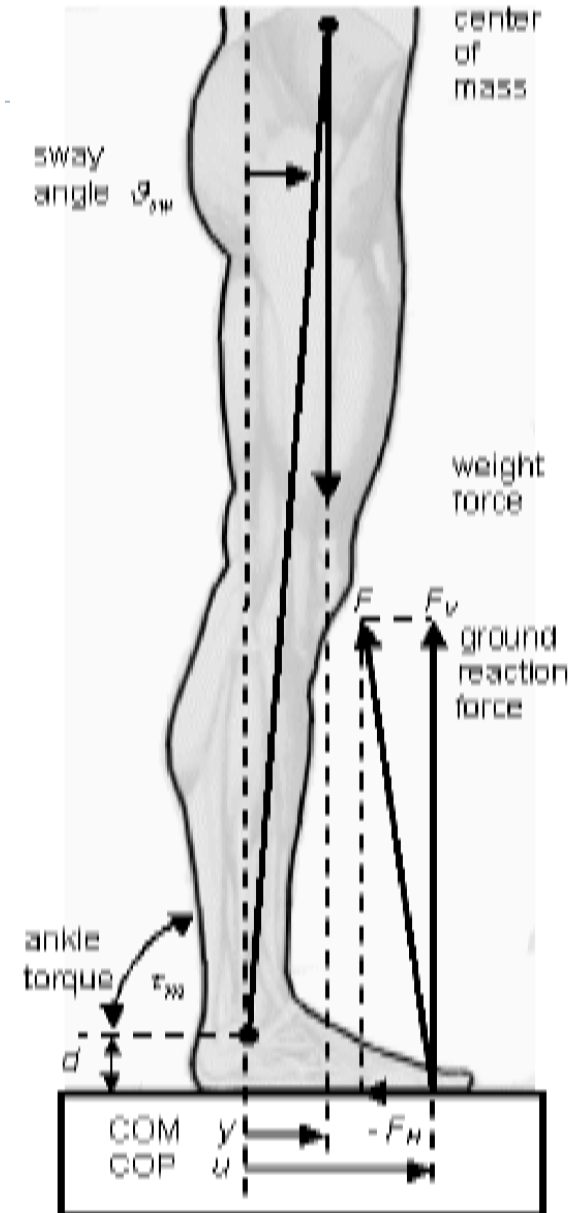
L'accelerazione del COM è proporzionale alla differenza $u-y$:

$$\ddot{y} = k(y - u)$$

dove la costante k dipende dalle caratteristiche fisiche del soggetto e dall'accelerazione di gravità.

L'instabilità deriva dal fatto che u e y non coincidono mai perfettamente.

L'accelerazione del COM genera una forza d'inerzia che viene equilibrata dalla componente orizzontale della reazione del terreno F_H .

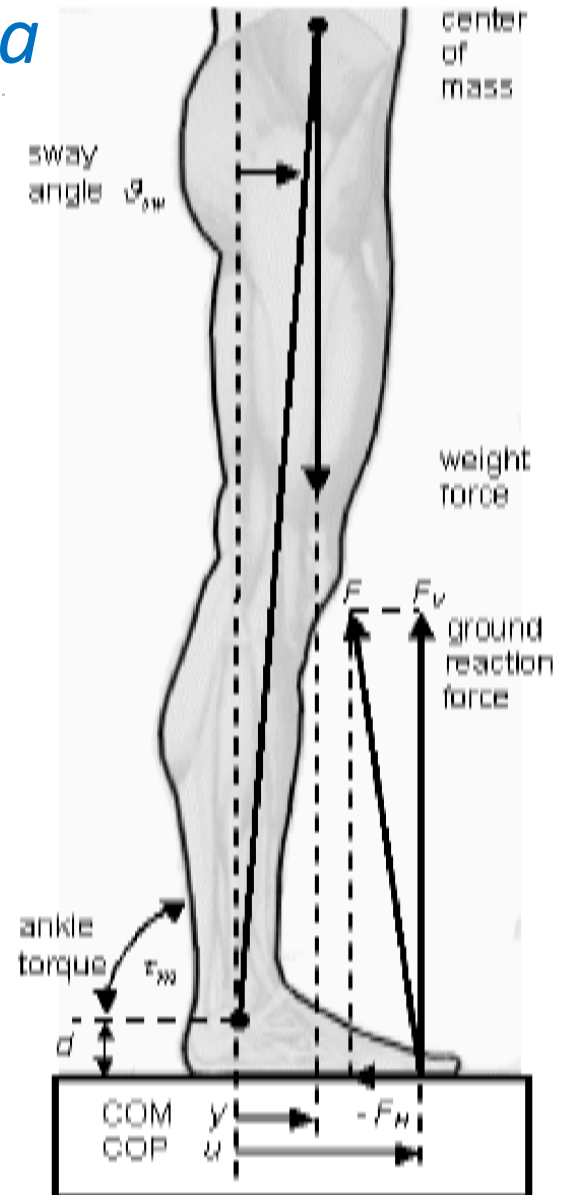


Centro di massa e centro di spinta

Anche durante il mantenimento della postura eretta in condizioni di quiete ci sono continue oscillazioni del COM e del COP sulla base di appoggio.

Gli spostamenti del COM implicano un effettivo movimento di tutta la massa corporea.

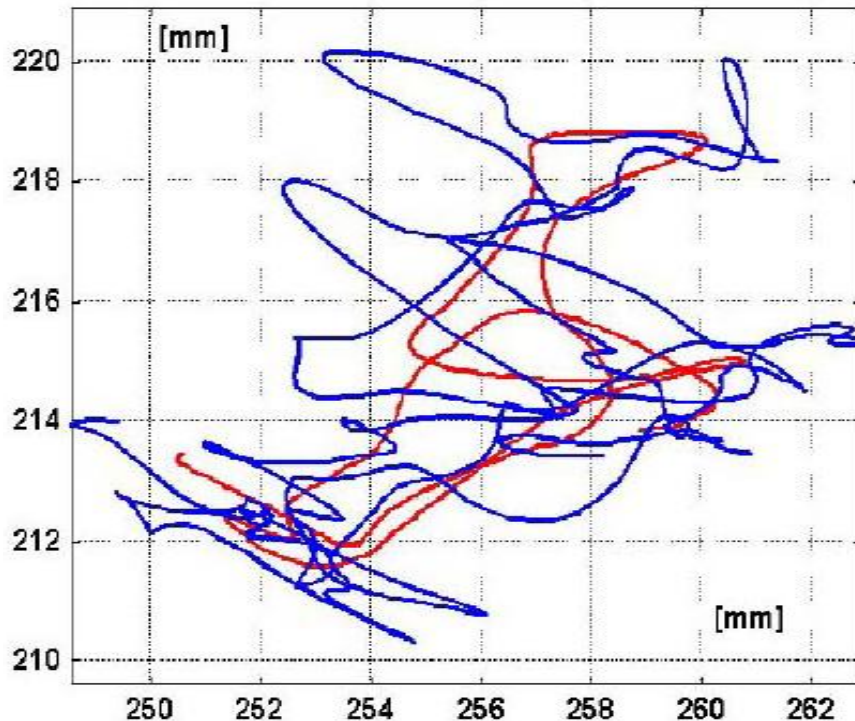
Gli spostamenti del COP sono determinati dalla coppia muscolare della caviglia e quindi non implicano alcun movimento.



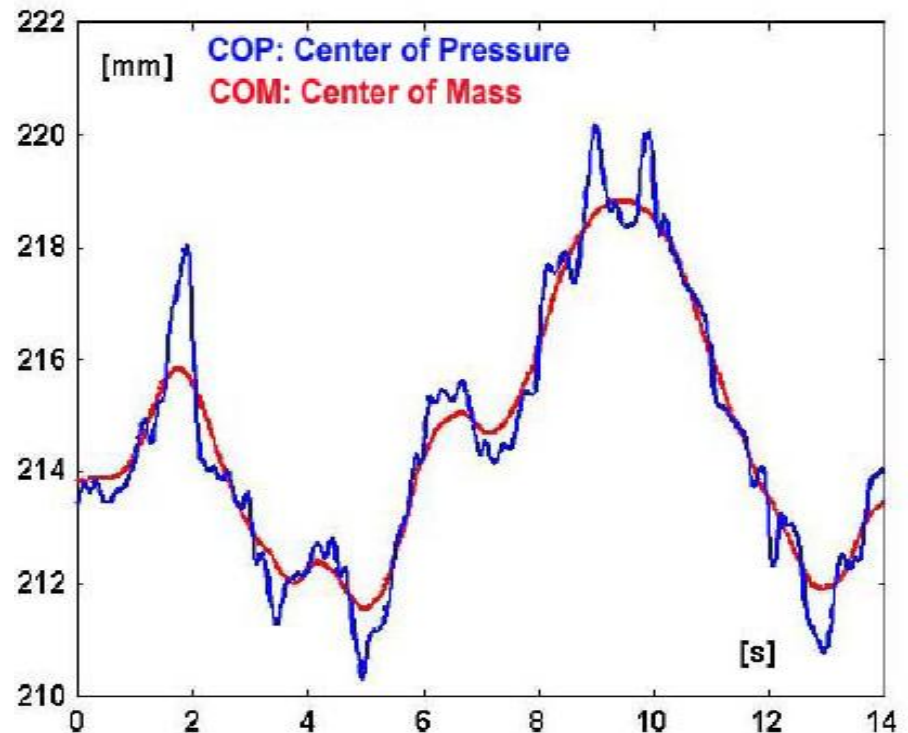
Meccanismo di controllo

Il controllo della postura eretta richiede continuamente un inseguimento reciproco di COM e COP.

Proiezione di **COM** e **COP** sul piano di base



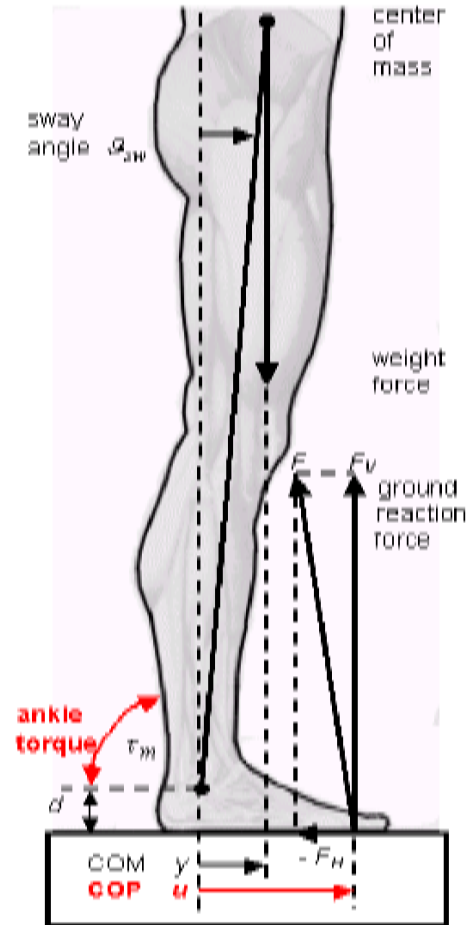
Variazione della posizione di **COM** e **COP** in direzione antero-posteriore



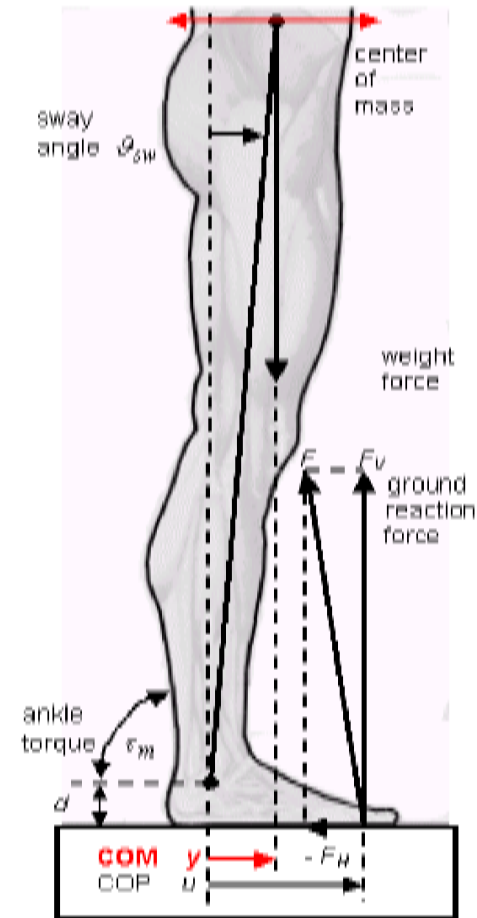
Strategie di controllo dell'equilibrio

Per portare a coincidere COM e COP si possono attuare due principali strategie di controllo:

- 1) Agire sul COP modulando l'attivazione dei muscoli della caviglia (**strategia di caviglia**).
- 2) Agire sul COM mediante spostamenti relativi di parti del corpo (**strategia di anca**).



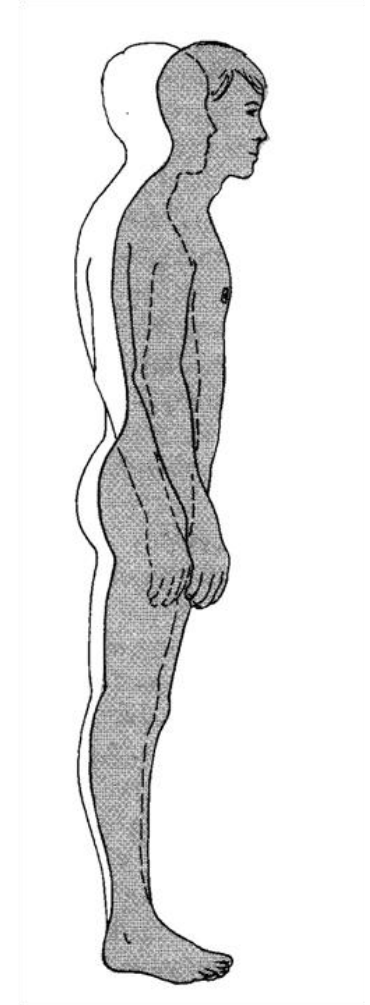
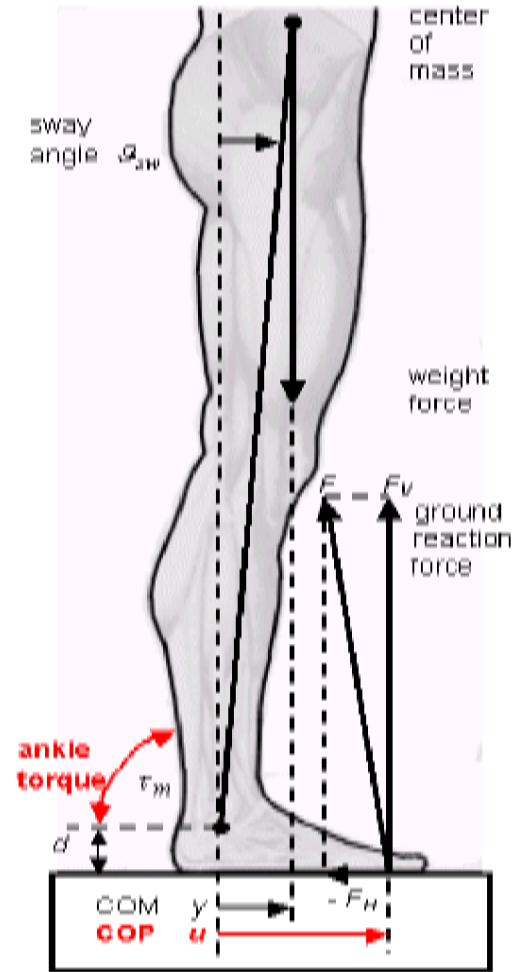
Strategia di caviglia



Strategia di anca

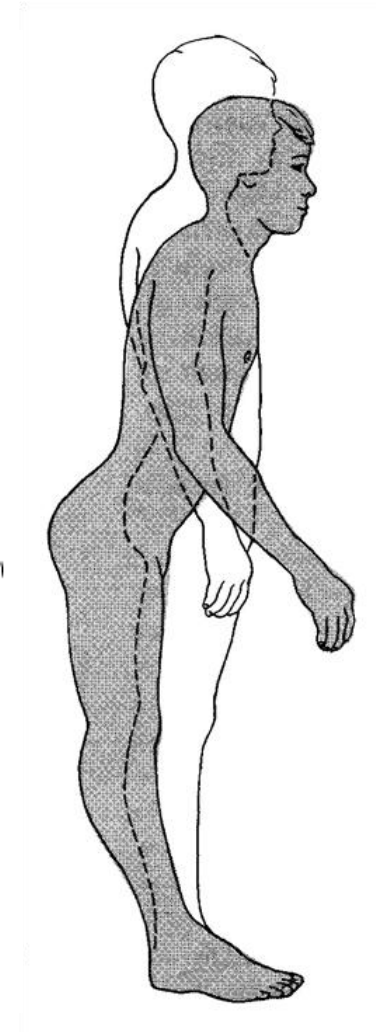
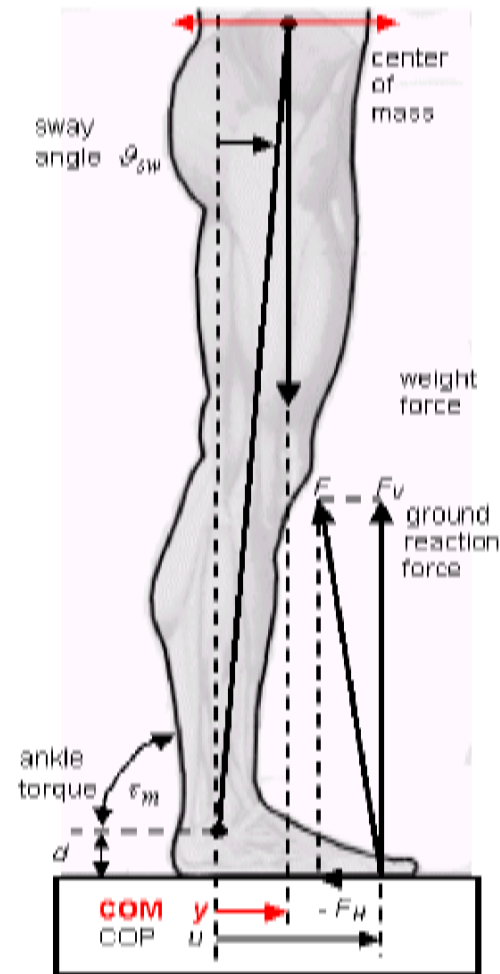
Strategia di caviglia

- ▶ La modulazione della coppia muscolare alla caviglia controlla direttamente e velocemente il COP; l'azione sul COM è meno importante.
- ▶ Permette di compensare **minime** perturbazioni dell'equilibrio.
- ▶ Richiede una buona capacità muscolare.



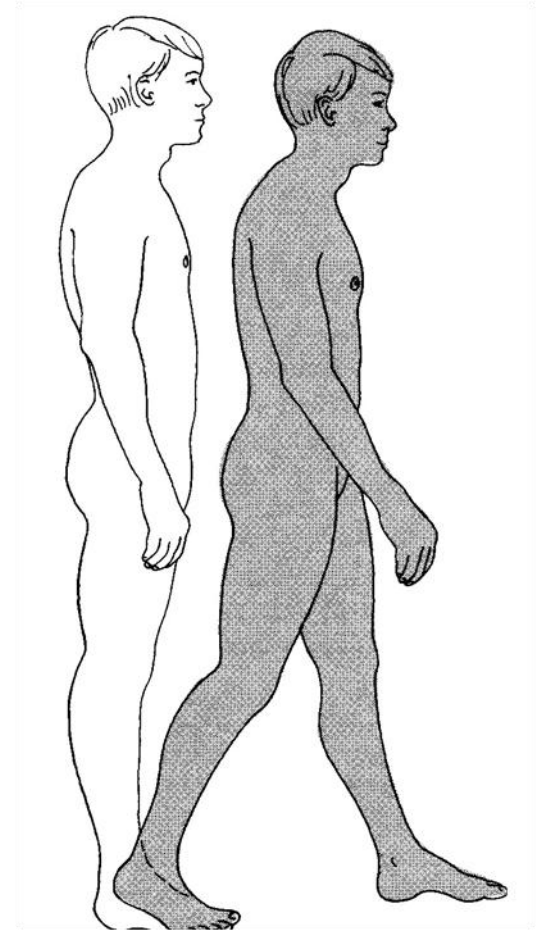
Strategia di anca

- ▶ Lo spostamento di parti superiori del corpo controlla direttamente la posizione del COM.
- ▶ Permette di compensare **moderate** perturbazioni dell'equilibrio.
- ▶ Richiede un minore sforzo muscolare.



Strategia del passo

- ▶ Per compensare **maggiori** perturbazioni dell'equilibrio viene attuata la strategia del **passo**.



Meccanismi di stabilizzazione posturale

Esistono 3 possibili meccanismi di stabilizzazione, che intervengono contemporaneamente:

- ▶ Meccanismo fisico, legato alla **stiffness muscolare**.
- ▶ Meccanismo reattivo, si tratta di un controllo in catena chiusa o **a feedback**, che agisce in reazione a diversi tipi di riflessi agenti in modo indipendente.
- ▶ Meccanismo anticipativo, si tratta di un meccanismo di controllo in catena aperta o **a feedforward** basato su un modello interno di fusione sensoriale e di predizione della dinamica.

La stiffness muscolare

E' la **rigidezza elastica** K_A propria dei tessuti muscolari. Produce una coppia proporzionale all'angolo di oscillazione:

$$C_A = K_A \vartheta$$

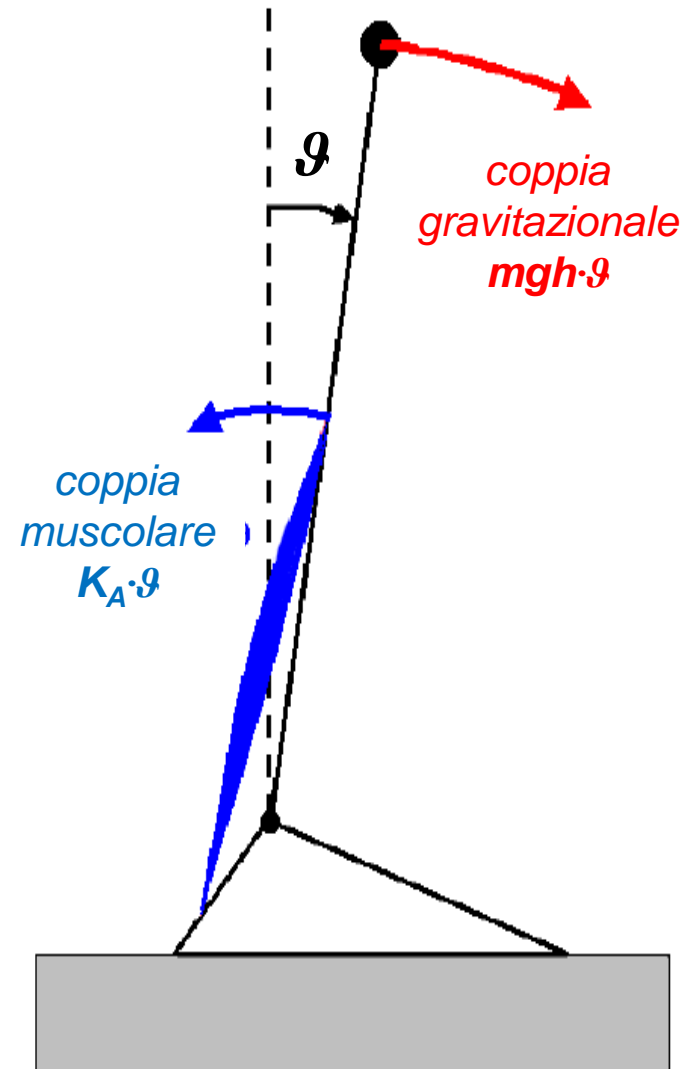
Si può confrontare la coppia fornita alla caviglia dalla stiffness muscolare con la coppia statica gravitazionale (valore di riferimento):

$$C_G = mgh \vartheta$$

(dove h è l'altezza del COM).

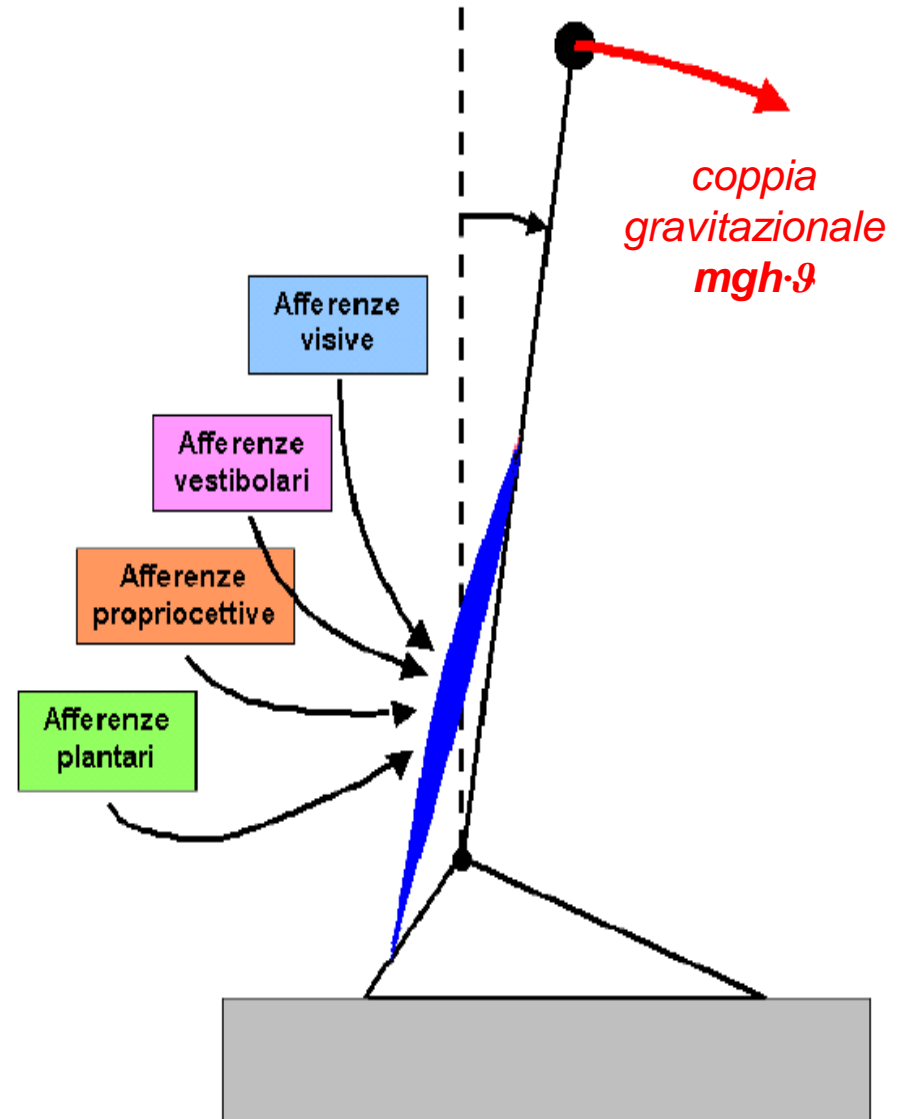
Indicativamente la coppia prodotta dalla stiffness dei muscoli della caviglia è inferiore al valore di riferimento di circa il 50%.

La stiffness muscolare non è quindi sufficiente a stabilizzare da sola la postura eretta.



Controllo a feedback

- ▶ Questo meccanismo cerca di mantenere l'equilibrio basandosi su informazioni sensoriali (**afferenze**) riguardanti la posizione delle varie parti del corpo.
- ▶ Vengono così generate azioni muscolari sulla base di informazioni visive, vestibolari, propriocettive e tattili.



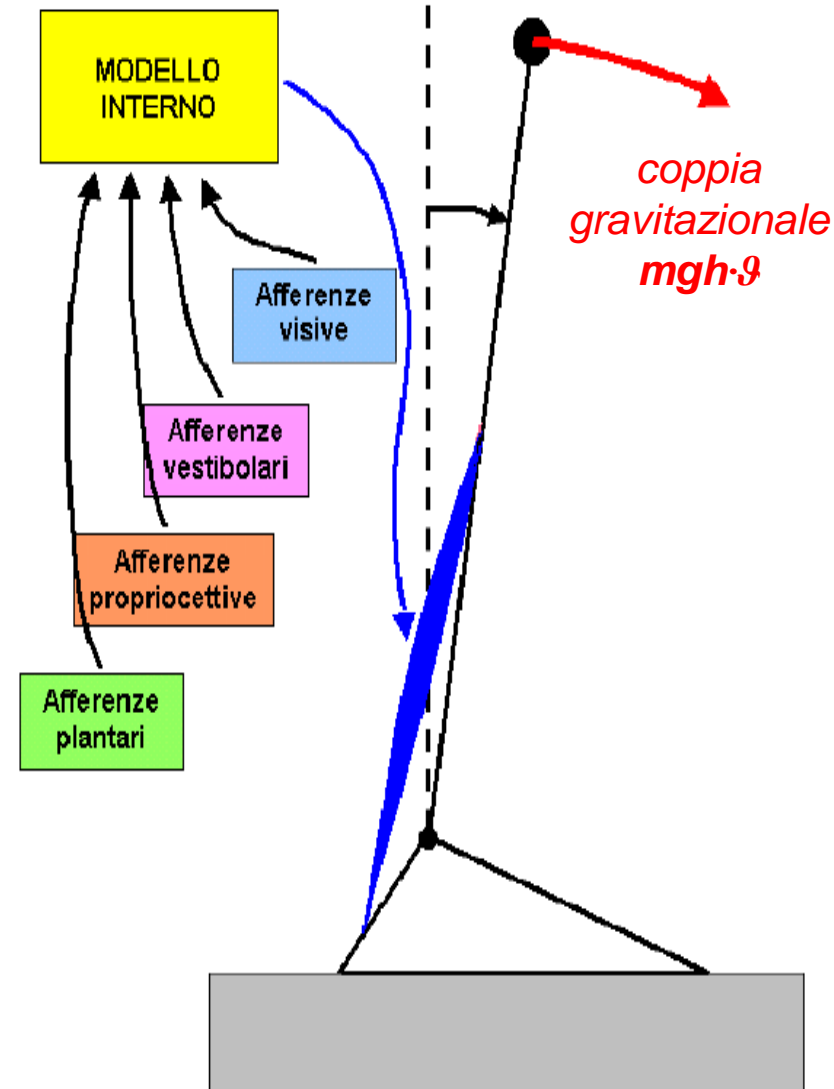
Controllo feedforward

Nel controllo feedforward le afferenze sensoriali non sono direttamente inviate al sistema neuromotorio ma ad un centro neurale associativo che **si basa su un modello interno** della biomeccanica e della fisica del mondo esterno.

Le diverse azioni muscolari sono **generate in anticipo** rispetto agli eventi, in previsione degli effetti presunti.

E' un controllo **basato su meccanismi di apprendimento e di memoria** ed è adattabile alle diverse condizioni ambientali.

La predizione è efficace soltanto **se i disturbi sono prevedibili** e la loro dinamica è già stata appresa dal soggetto.



Effetti dell'età sul controllo posturale

- ▶ Il controllo della postura eretta, così come di ogni altra funzionalità motoria, richiede l'intervento di tre sistemi fisiologici:
 - ▶ Il sistema sensoriale
 - ▶ Il sistema di controllo centrale
 - ▶ Il sistema di azionamento muscolare
- ▶ I tre sistemi sono complessi ed interfacciati.
- ▶ Nell'età anziana la funzionalità dei tre sistemi degrada determinando varie difficoltà.

Effetti dell'età sul controllo posturale

Con l'avanzare dell'età la funzionalità dei tre sistemi fondamentali nel controllo posturale tende a ridursi:

- ▶ la visione diminuisce in acutezza, sensibilità del contrasto e percezione della profondità;
- ▶ il sistema vestibolare subisce cambiamenti che determinano vertigini e instabilità;
- ▶ ci può essere una diminuzione delle capacità propriocettive;
- ▶ le informazioni sensoriali sono rallentate;
- ▶ la velocità della conduzione nervosa è rallentata;
- ▶ la forza muscolare diminuisce;
- ▶ aumenta la rigidità dei tessuti connettivi;
- ▶ diminuisce la mobilità delle articolazioni.

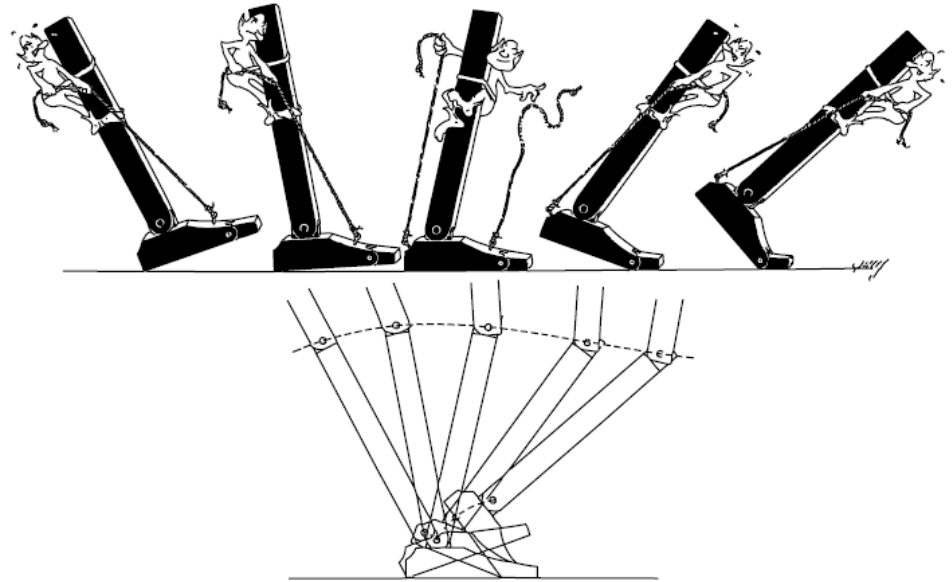
Effetti dell'età sul controllo posturale

- ▶ Negli anziani una diminuita capacità del controllo posturale è una causa molto comune di cadute.
- ▶ Il 30% delle persone con più di 65 anni e il 50% degli over-80 registra almeno una caduta all'anno
- ▶ Le cadute rappresentano la sesta causa di morte negli over-65
- ▶ Nel totale dei casi di morte per caduta il 60% si riferisce ad anziani con più di 75 anni.
- ▶ Il 25% di anziani oltre i 75 anni che si fratturano l'anca in una caduta muore entro un anno
- ▶ Negli anziani il costo delle prestazioni sanitarie relative a cadute ammonta al 70% del totale riferito ad incidenti.
- ▶ Il costo medio indicativo riferito ad un infortunio da caduta ammonta a €10.000

La deambulazione

Quando pensiamo al modo in cui il corpo umano cammina, viene alla mente l'analogia con una marionetta.

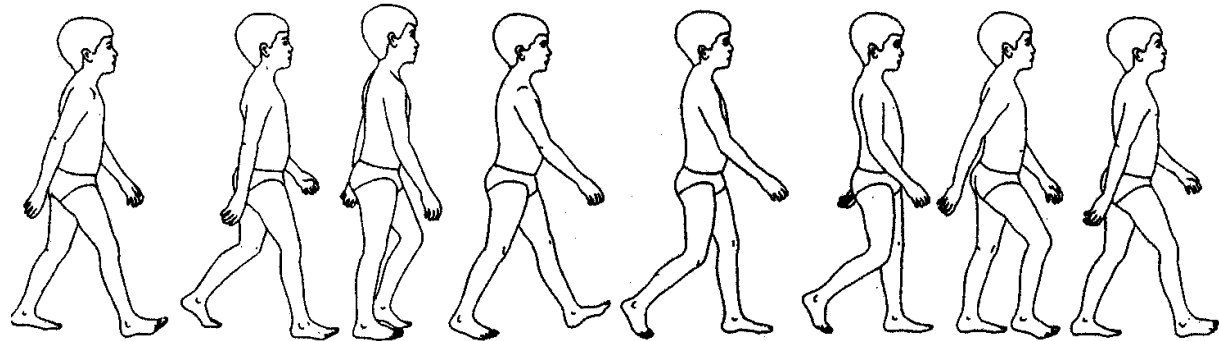
E' come se esistesse un burattinaio che tira i fili e controlla i nostri movimenti, una specie di "omuncolo" che governa completamente le nostre funzioni locomotorie.



Questa idea è rappresentata in modo umoristico ma efficace dalla figura: un omuncolo controlla i muscoli flessori dorsali e plantari della caviglia, in questo modo agisce sulla traiettoria del ginocchio.

Sebbene possa sembrare semplicistico, basandosi su questa idea è possibile costruire un modello che aiuta a capire come si può effettuare l'analisi della deambulazione.

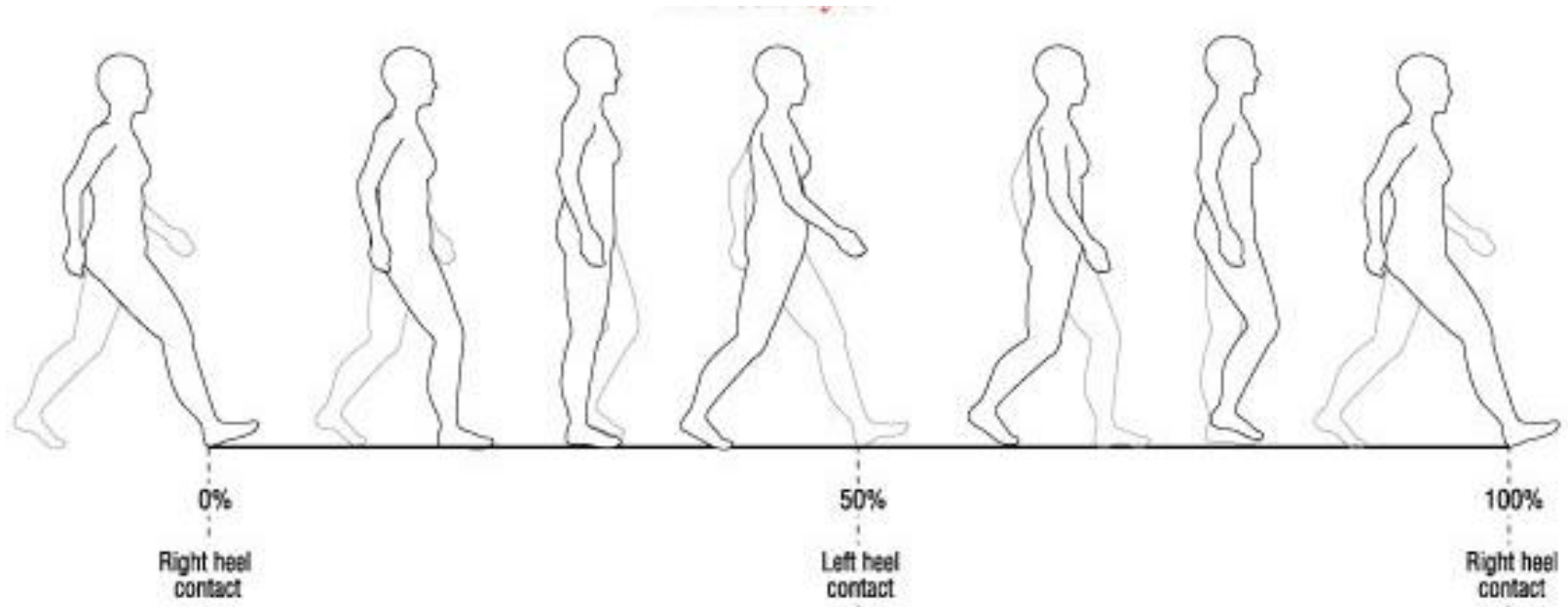
Analisi della deambulazione



Finalità:

- Conoscenza delle relazioni tra il sistema di controllo del moto e la dinamica del cammino;
- Migliore comprensione dei meccanismi che traducono le azioni muscolari delle articolazioni nel movimento;
- Analisi clinica delle situazioni patologiche, al fine di individuare adeguati trattamenti (terapie, ortesi, interventi chirurgici, ...);
- Miglioramento delle prestazioni in campo sportivo e riduzione di numero e gravità degli infortuni.

Fasi della deambulazione



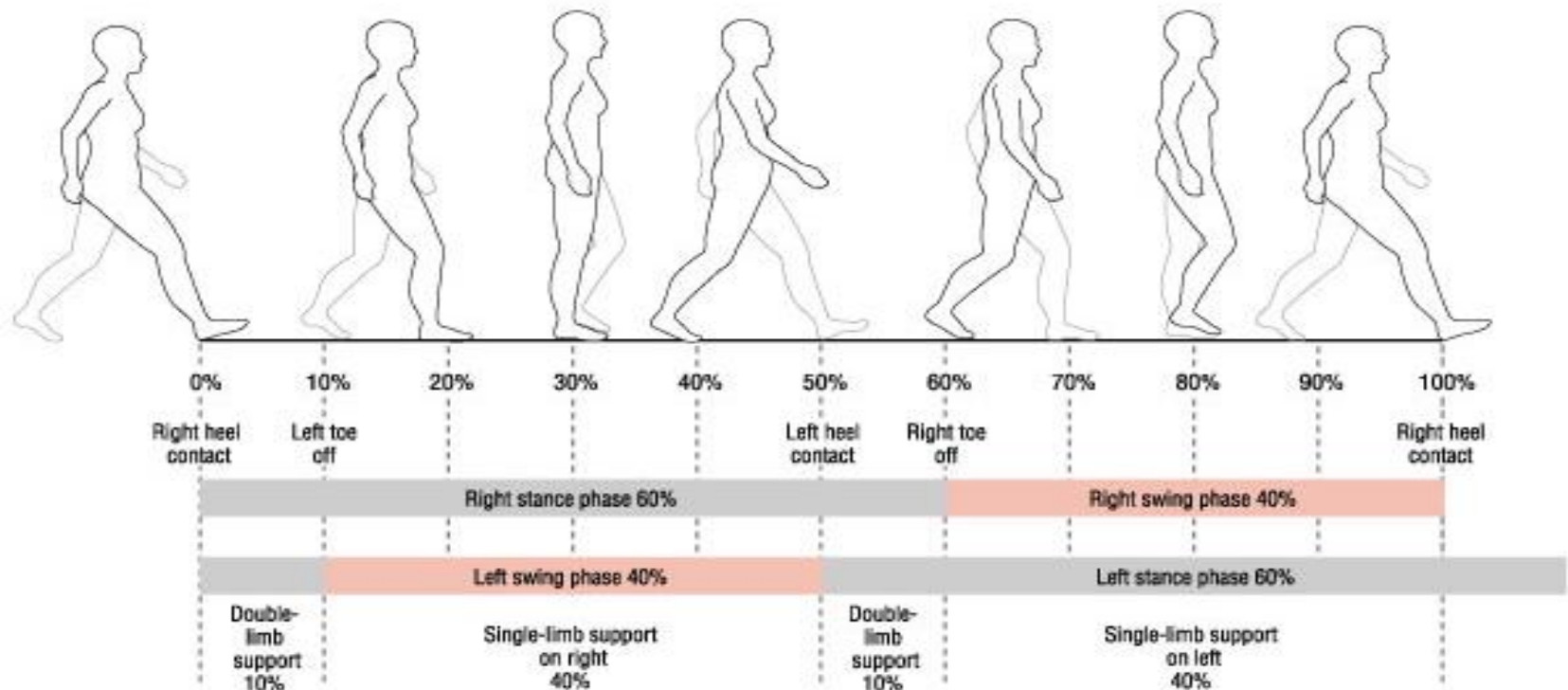
Appoggio – (60% del ciclo) inizia all’impatto di un piede col terreno e termina al distacco dello stesso piede. Il piede è sempre a contatto col terreno e sopporta tutto o parte del peso.

Pendolamento – (40% del ciclo) inizia al distacco del piede e termina quando lo stesso piede impatta successivamente il terreno.

Suddivisione del ciclo di deambulazione

Durante un ciclo il peso del corpo è supportato a volte da entrambi gli arti, a volte da uno solo:

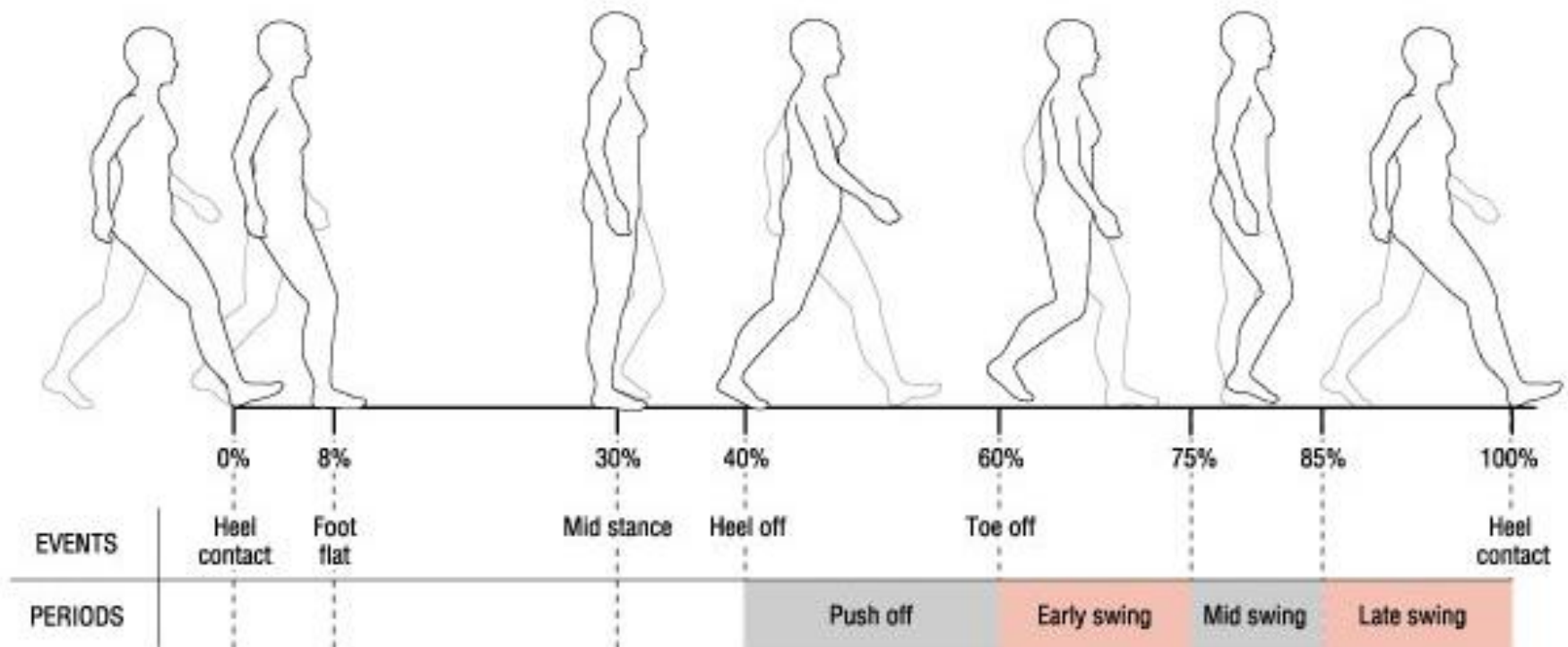
- ▶ Nel 20% del tempo il peso è supportato da entrambi gli arti
- ▶ Nell'80% del tempo il peso è supportato da un solo arto



Suddivisione del ciclo di deambulazione

Le due fasi principali si articolano in 8 sotto-fasi o eventi

Per definire gli 8 eventi si possono usare **termini generici**, che si riferiscono anche a deambulazioni irregolari o patologiche, oppure termini attinenti ad una **deambulazione normale**.



Terminologia della deambulazione

% del ciclo	Terminologia per una deambulazione normale	Terminologia generica
0%	Impatto del tallone – inizio del ciclo, rappresenta il momento in cui il baricentro del corpo è più in basso	Contatto iniziale
0-8%	Piede piatto – l'istante in cui la pianta del piede è tutta a contatto col terreno	Caricamento
8-30%	Appoggio pieno (intermedio) – quando l'arto controlaterale (in pendolamento) supera il piede in appoggio e il baricentro è al punto più alto	Appoggio pieno
30-40%	Distacco del tallone – il tallone perde contatto col terreno e il polpaccio inizia la fase di spinta comandando la flessione plantare della caviglia	Scaricamento
40-60%	Distacco delle dita – termina la fase di appoggio e il piede si distacca dal terreno	Pre-pendolamento
60-75%	Accelerazione – il soggetto attiva i flessori dell'anca per accelerare la gamba in avanti	Pendolamento iniziale
75-85%	Pendolamento centrale – il piede supera il corpo	Pendolamento centrale
85-100%	Decelerazione – i muscoli rallentano la gamba e stabilizzano il piede in preparazione del successivo appoggio	Pendolamento finale

Analisi del cammino

Per l'analisi della deambulazione possono essere utilizzate diverse tecniche:

- Misure del movimento (lunghezza del passo, velocità di cammino)
- Misure di movimenti angolari relativi dei segmenti nelle articolazioni
- Rilievo della posizione nello spazio di alcuni punti notevoli (motion capture - stereofotogrammetria)
- Misura delle forze di reazione del terreno (dinamometria)
- Rilievo dell'attività muscolare (**ElettroMioGrafia**)
- Misura dell'energia metabolica utilizzata (calorimetria indiretta)

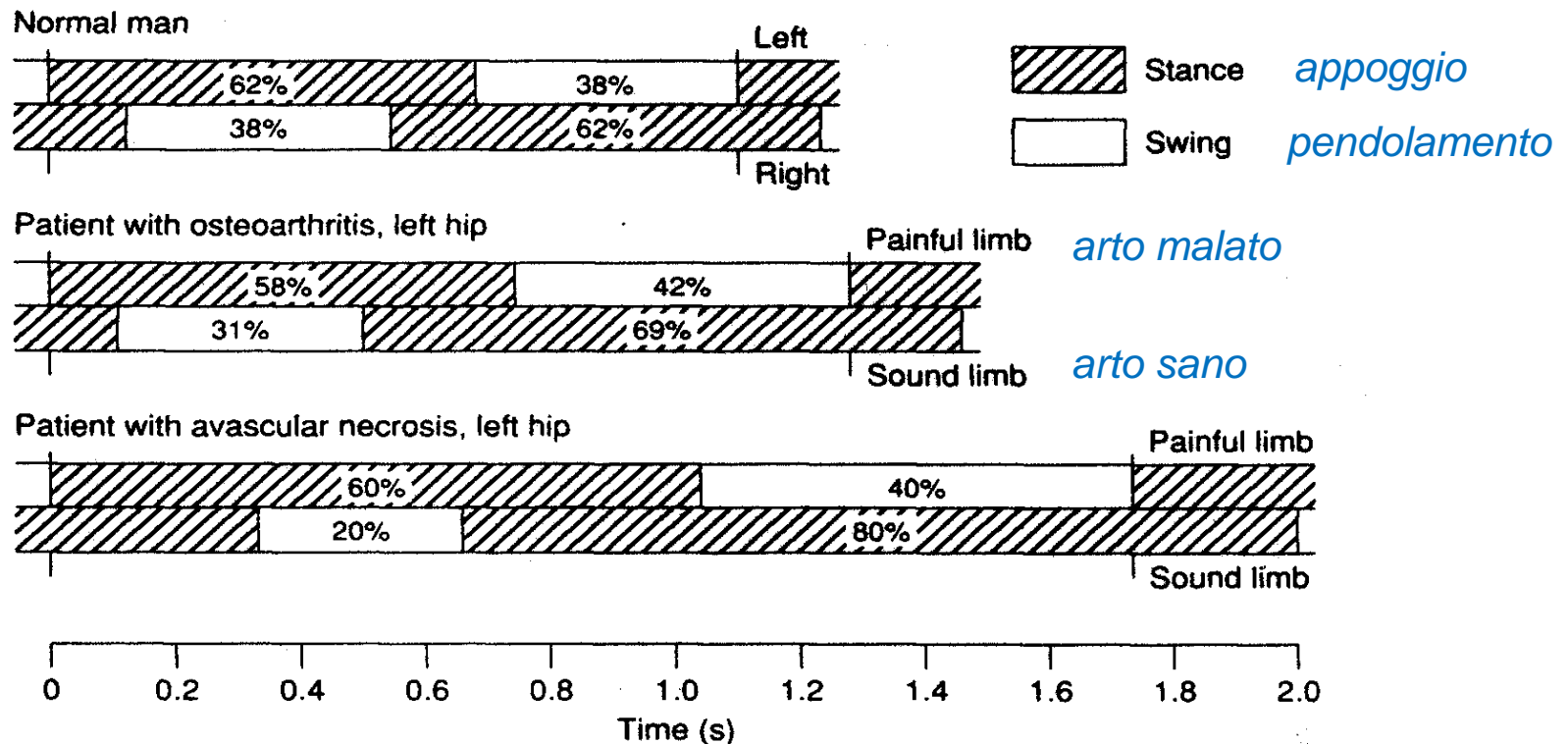
Laboratorio per gait analysis



Tempi delle fasi del cammino

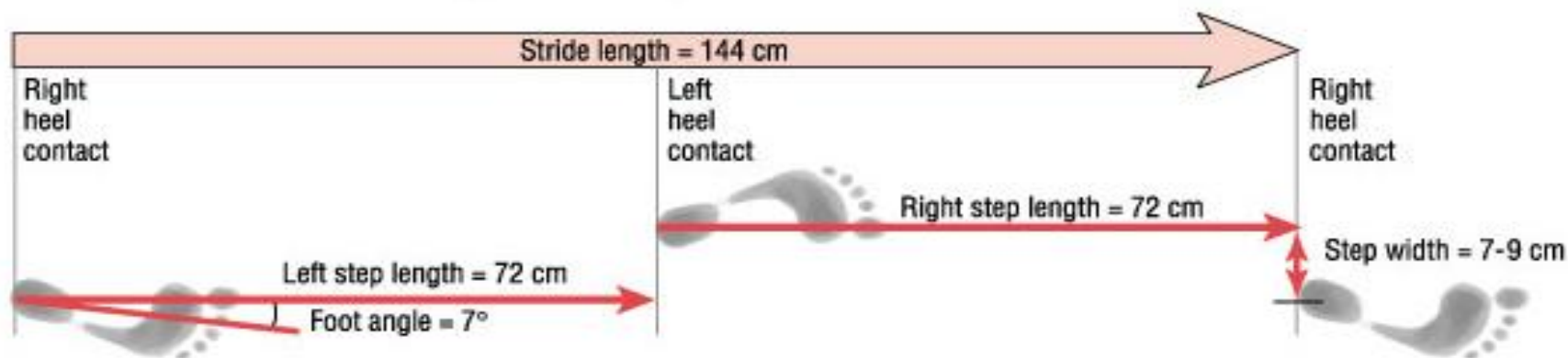
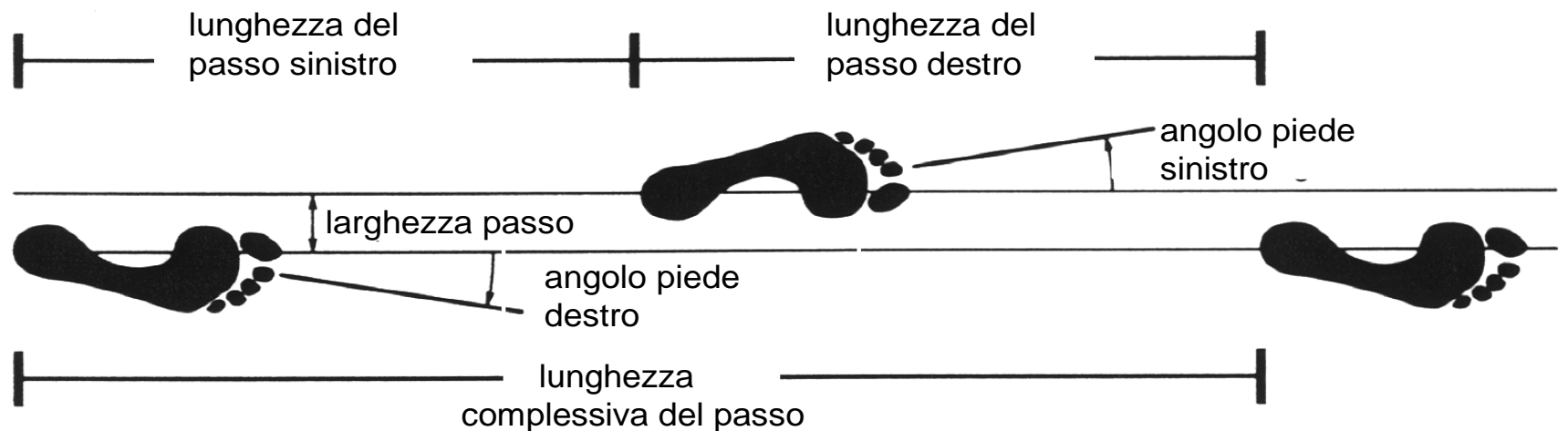
La **misura del tempo** che il singolo arto trascorre in appoggio o in pendolamento permette di identificare eventuali **patologie**.

Esempio: confronto fra il ciclo del cammino di un uomo normale e due pazienti con differenti patologie unilaterali dell'anca.



Descrittori geometrici del cammino

L'osservazione di determinati parametri permette una valutazione della correttezza della deambulazione



Descrittori geometrici del cammino

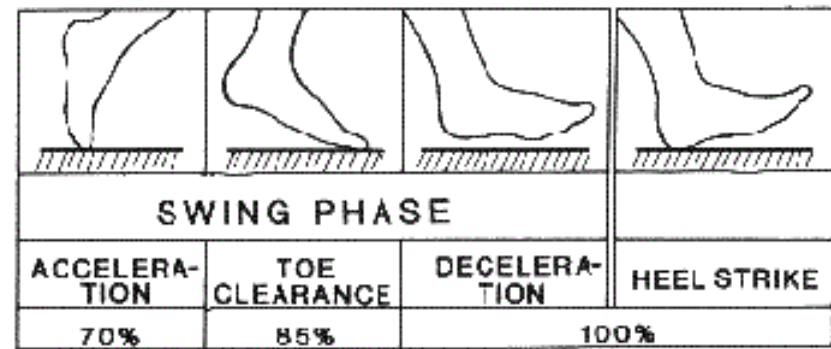
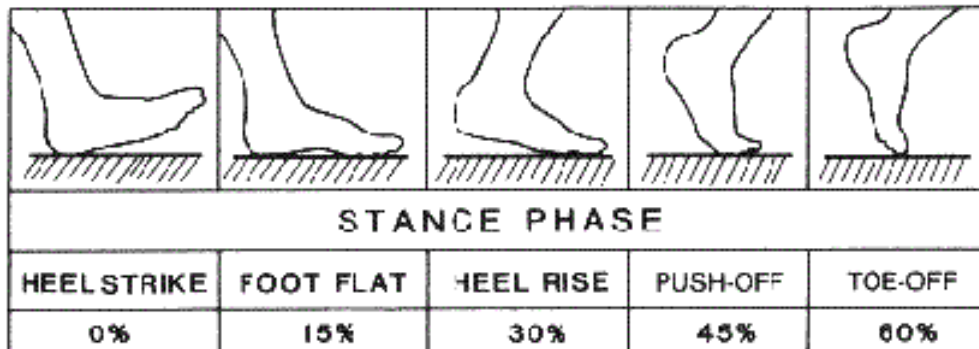
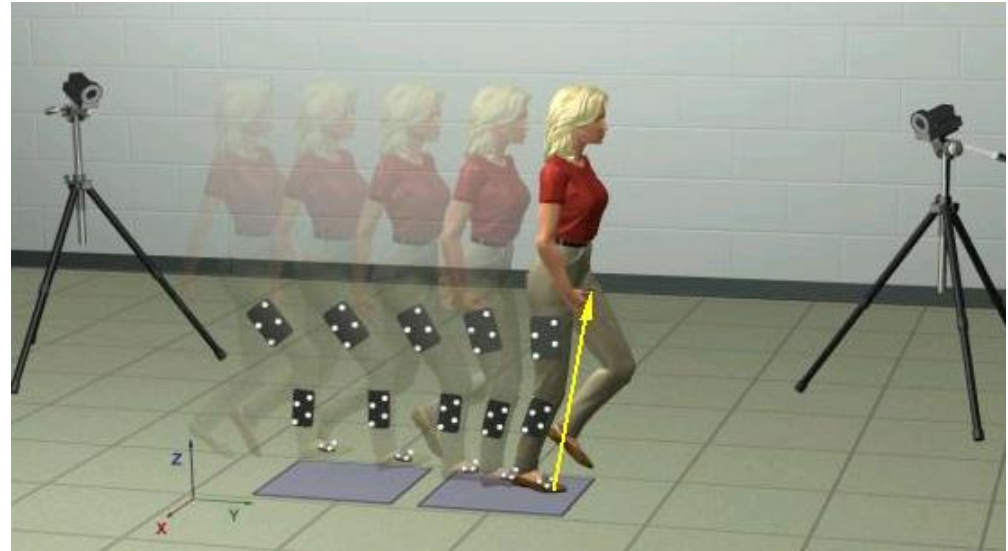
Si rilevano tramite l'osservazione delle impronte.

- ▶ Lunghezza complessiva – distanza tra due successivi contatti del tallone dello stesso piede
- ▶ Semi-passo – distanza tra successivi contatti dei talloni dei due diversi piedi
- ▶ Larghezza del passo – distanza laterale tra i centri dei talloni di due impronte consecutive (normalmente 7-9 cm)
- ▶ Angolo di piede – angolo di orientamento esterno o interno (normalmente circa 7 gradi verso l'esterno)

Analisi strumentale del cammino

Tramite determinati strumenti è possibile rilevare ed acquisire in tempo reale diverse grandezze relative alla deambulazione.

I corrispondenti segnali vengono riportati in funzione della percentuale del ciclo del cammino.

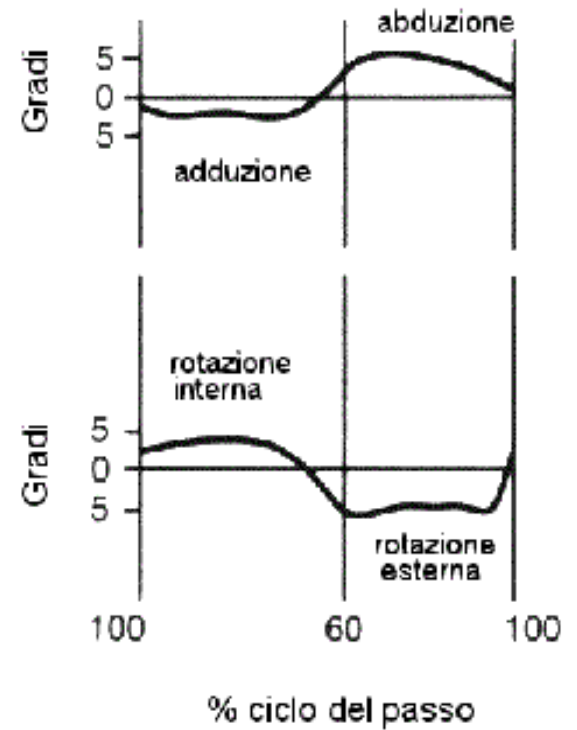
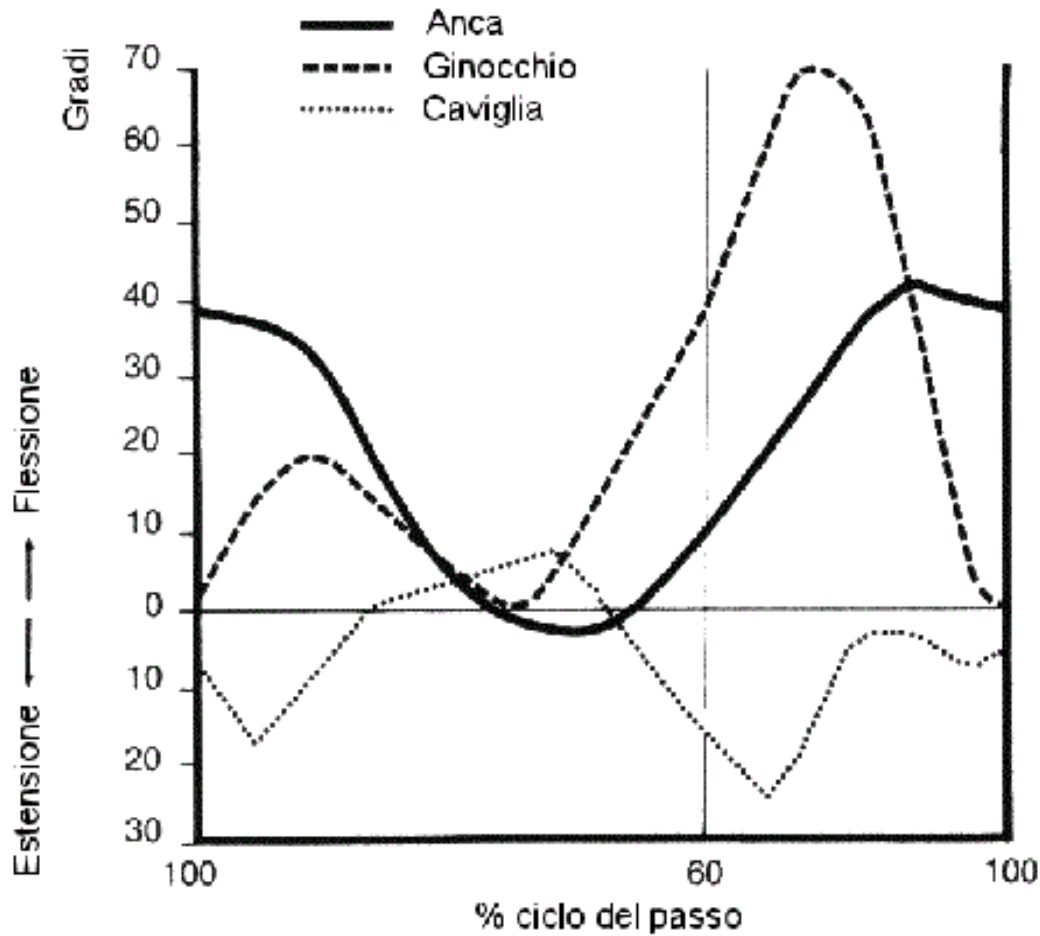


Misura dei movimenti angolari

- I movimenti angolari possono essere rilevati tramite gli **elettrogoniometri**.
- Gli elettrogoniometri misurano l'angolo tra due segmenti corporei.
- Un tempo era necessario connettere l'elettrogoniometro al sistema di acquisizione tramite dei fili (alimentazione, trasporto dei segnali); oggi ciò non è più necessario grazie alla tecnologia wireless.



Misura dei movimenti angolari

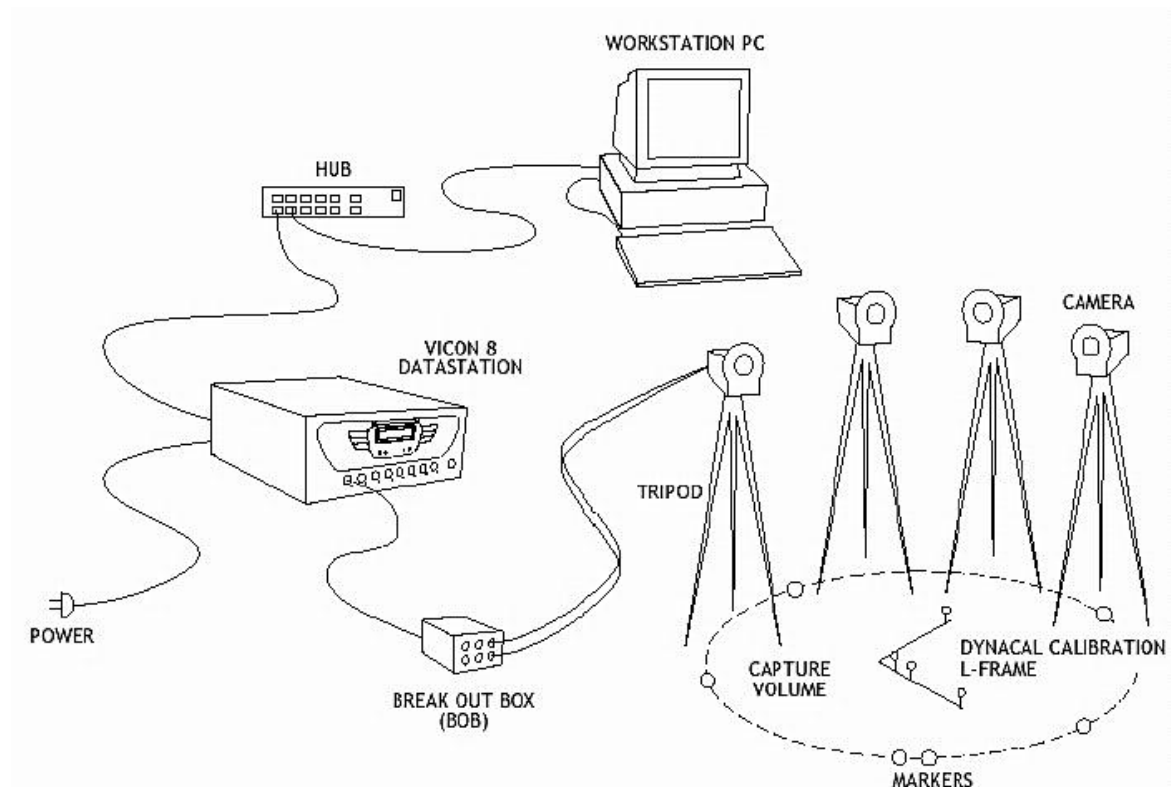


Posizione spaziale di punti notevoli

Richiede una tecnica di ***motion capture*** realizzata tramite opportuni sistemi ottici.

Un sistema di motion capture è costituito da un set di **videocamere** che riprendono la scena dove il soggetto si muove.

Le videocamere sono almeno due, calibrate e fisse.



Posizione spaziale di punti notevoli

- Numerosi **marker sferici**, ricoperti da materiale riflettente, sono fissati al soggetto e illuminati da flash.
- La luce uscente dal flash viene riflessa dal marker.
- Grazie all'utilizzo combinato di flash e marker riflettenti, è possibile generare immagini ad alto contrasto dove è facile identificare i marker.
- Il movimento di ogni marker viene calcolato tramite la **stereofotogrammetria**, elaborando i dati (immagini) acquisiti dalle videocamere.

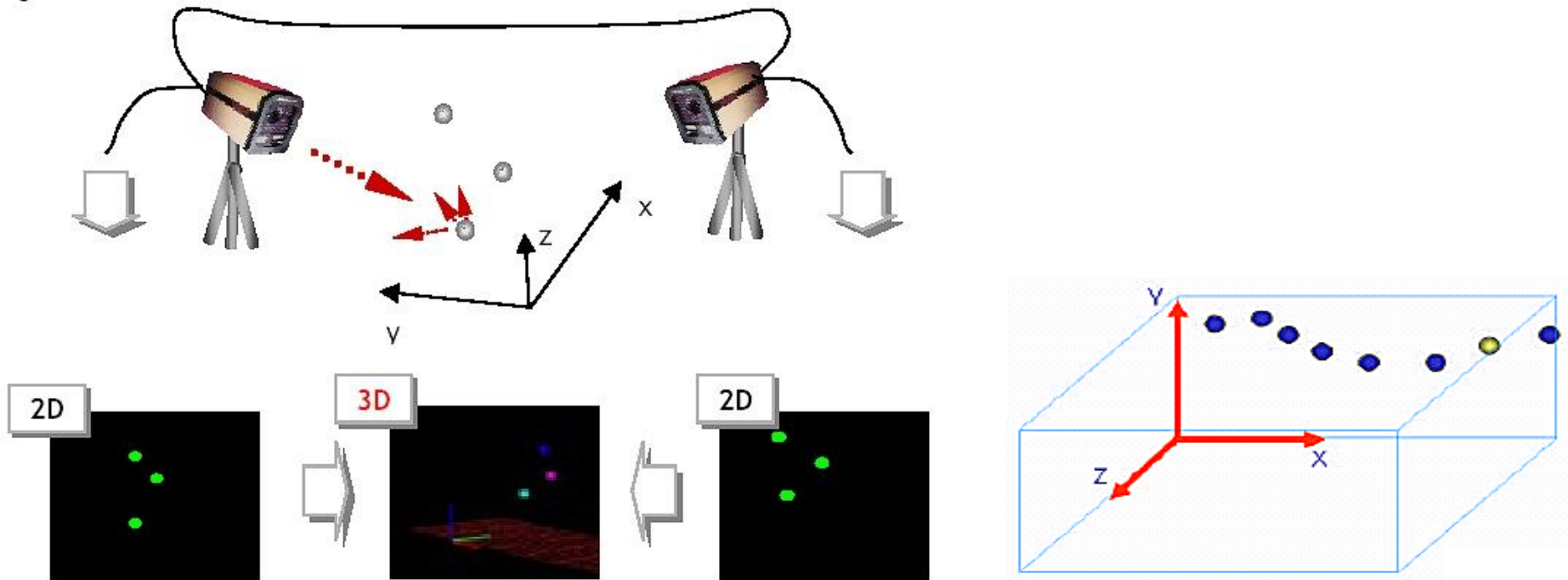


Posizione spaziale di punti notevoli

Stereofotogrammetria

Tramite la ripresa di due telecamere si individua la posizione dei marker nello spazio 3D.

La registrazione e l'elaborazione delle posizioni permette di ricavare le velocità e le accelerazioni dei punti lungo la traiettoria



Posizione spaziale di punti notevoli

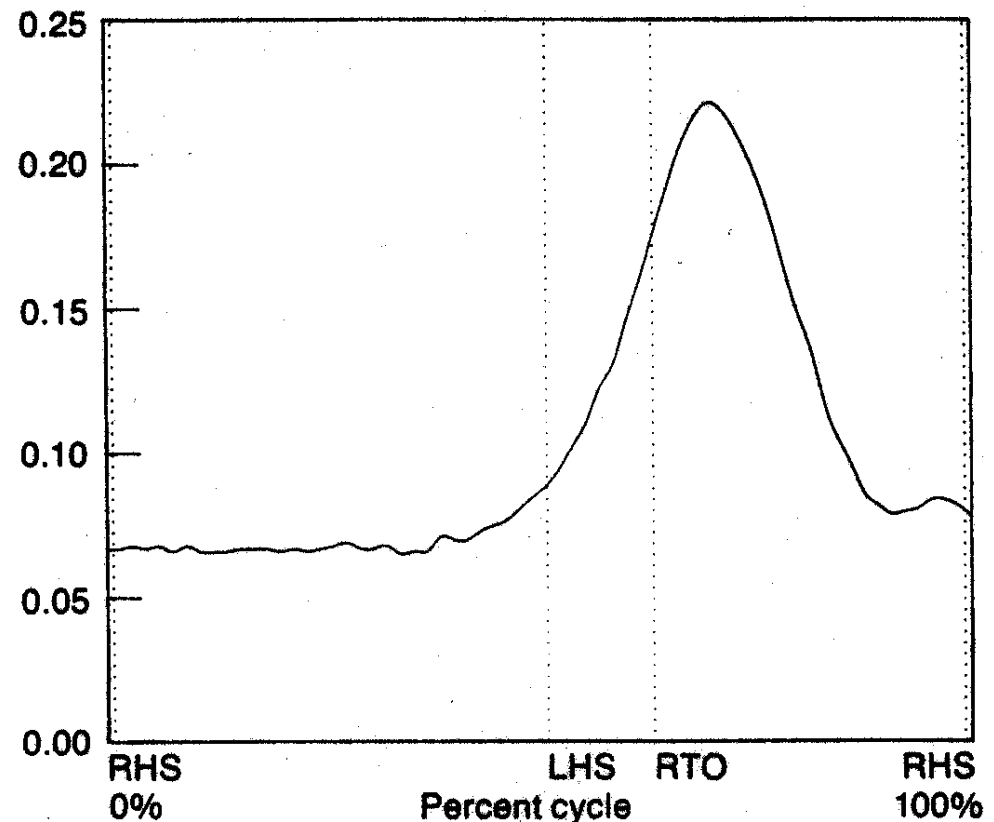
Esempio: posizione verticale del malleolo laterale destro di un maschio adulto normale, rilevata tramite stereofotogrammetria.

Posizione in funzione della percentuale del ciclo:

RHS : impatto del tallone destro;

LHS : impatto del tallone sinistro;

RTO : distacco delle dita del piede destro.

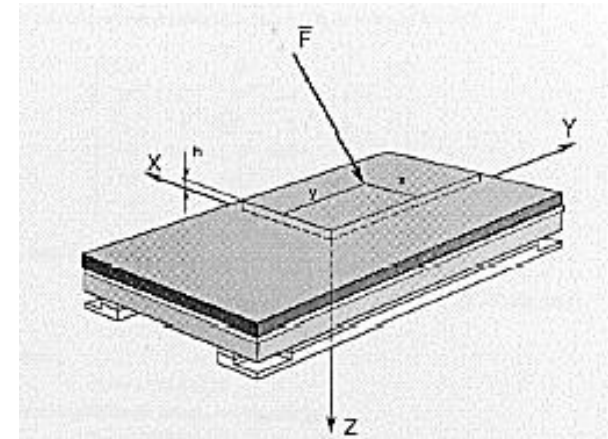
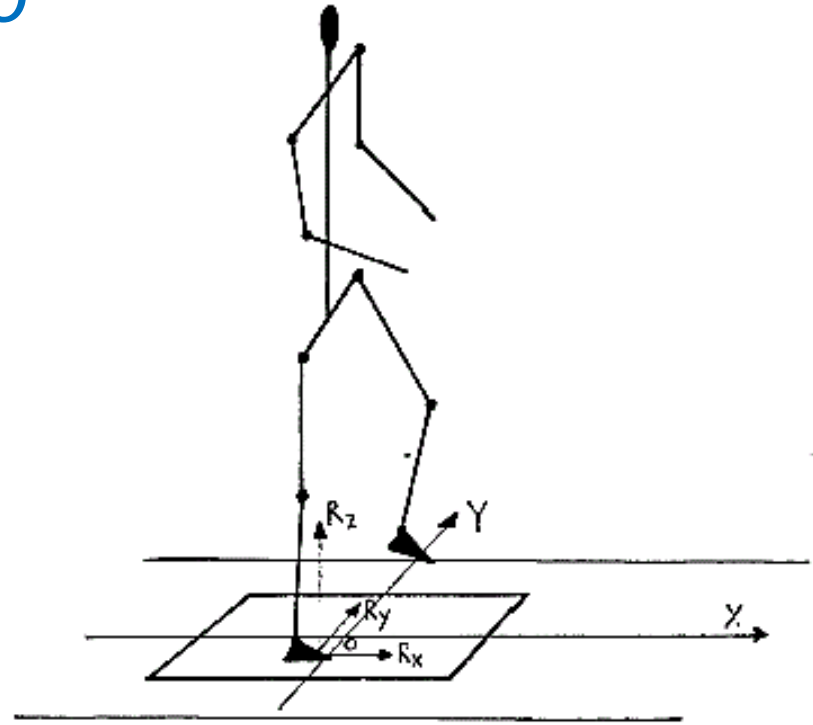


Forze di reazione del terreno

Dinamometria

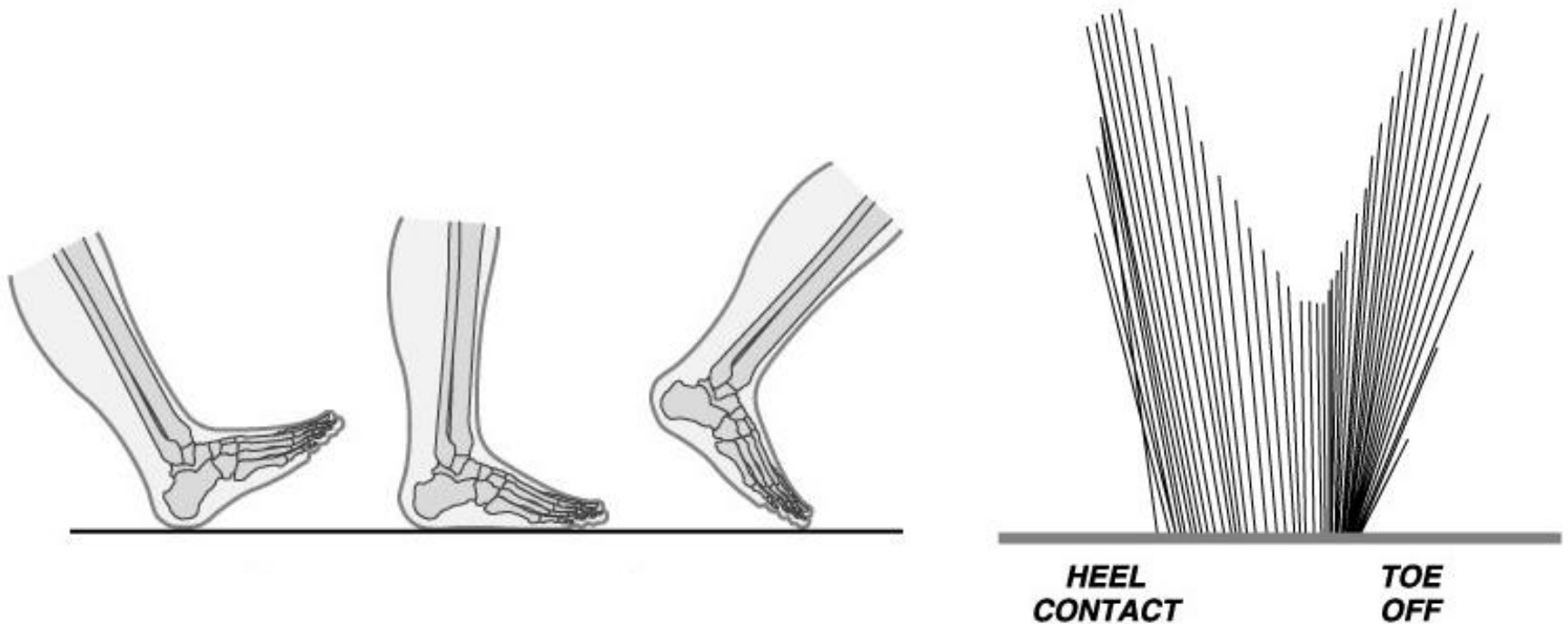
Le forze di reazione del terreno possono essere rilevate in tempo reale per mezzo di una **pedana dinamometrica**.

Il complesso delle azioni scambiate col terreno comprende una **forza risultante**, che può essere valutata secondo le componenti lungo tre assi fondamentali, più un **momento risultante**, a sua volta scomponibile secondo le stesse direzioni.



Forze di reazione del terreno

Per mezzo della pedana dinamometrica si può ricavare un “vettogramma” delle forze di reazione del terreno durante la fase di appoggio

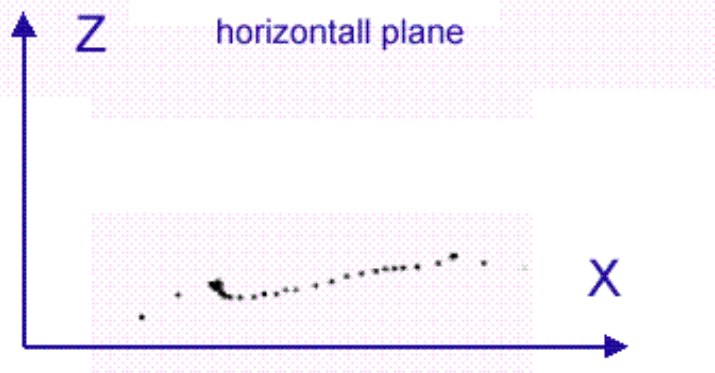
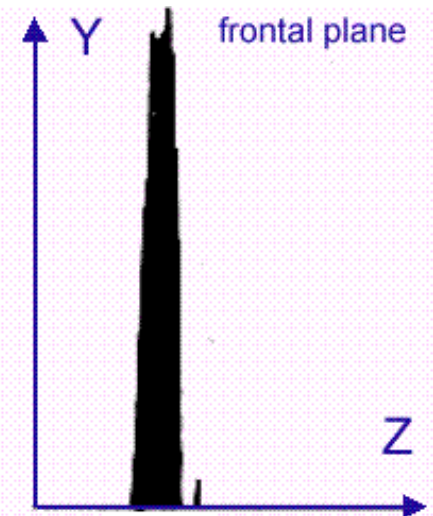
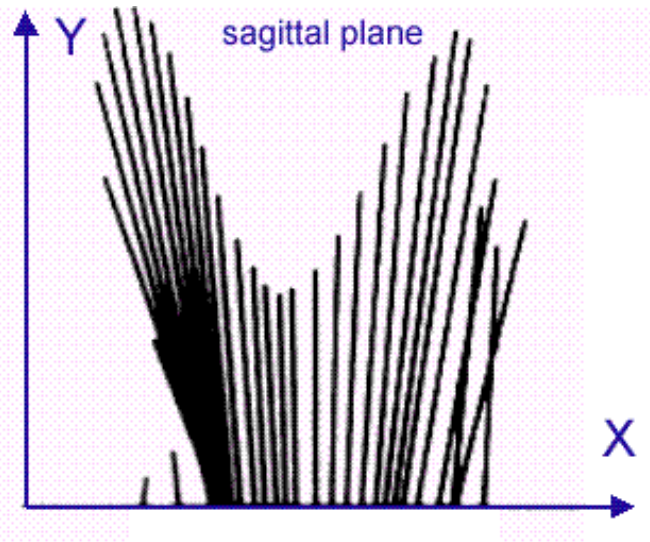


Forze di reazione del terreno

Il vettogramma può essere proiettato lungo le direzioni normali ai tre piani principali

L'esempio riporta le proiezioni della sola forza risultante.

Analoghe indicazioni si possono ricavare anche per il momento risultante.



ISB convention
X = forward
Y = upward
Z = rightward

Forze di reazione del terreno

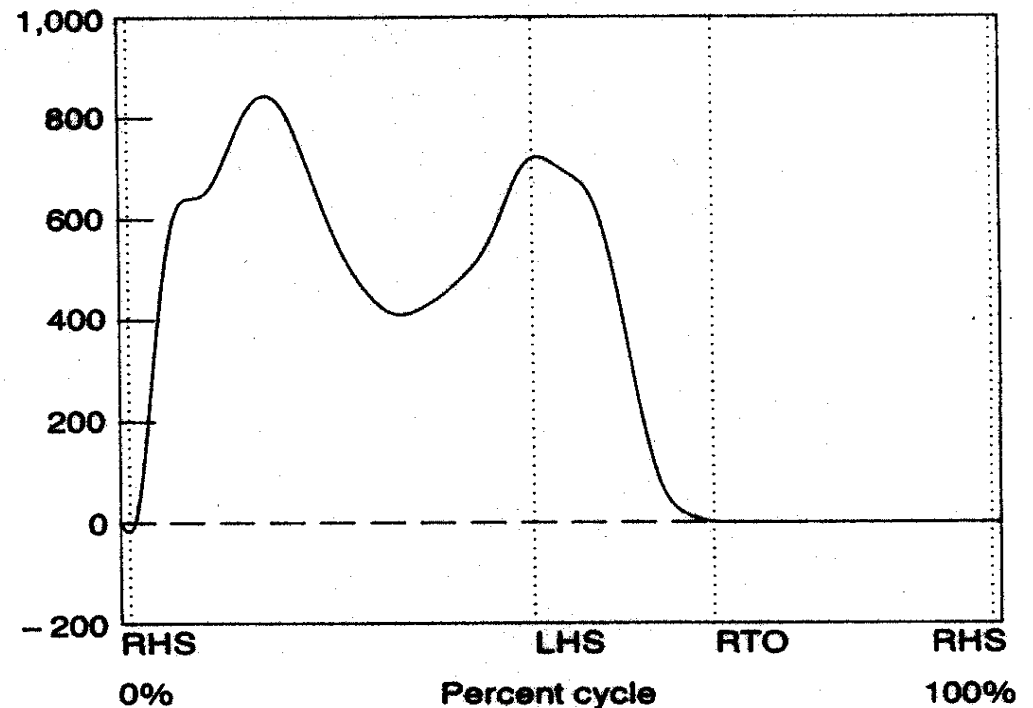
Esempio: componente verticale della forza (N) in un maschio adulto con paralisi cerebrale.

Forza in funzione della percentuale del ciclo:

RHS : impatto del tallone destro;

LHS : impatto del tallone sinistro;

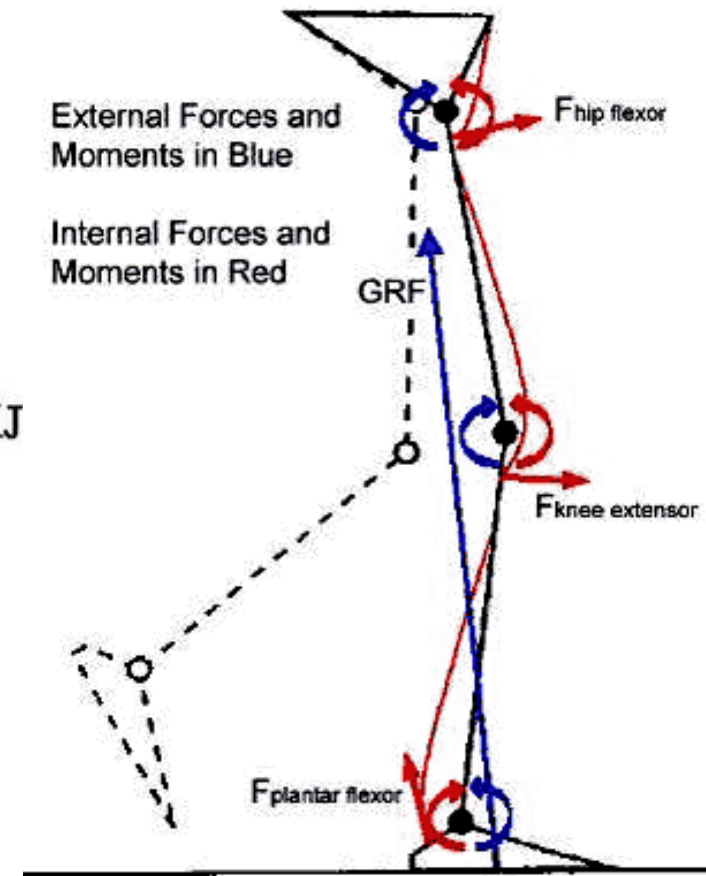
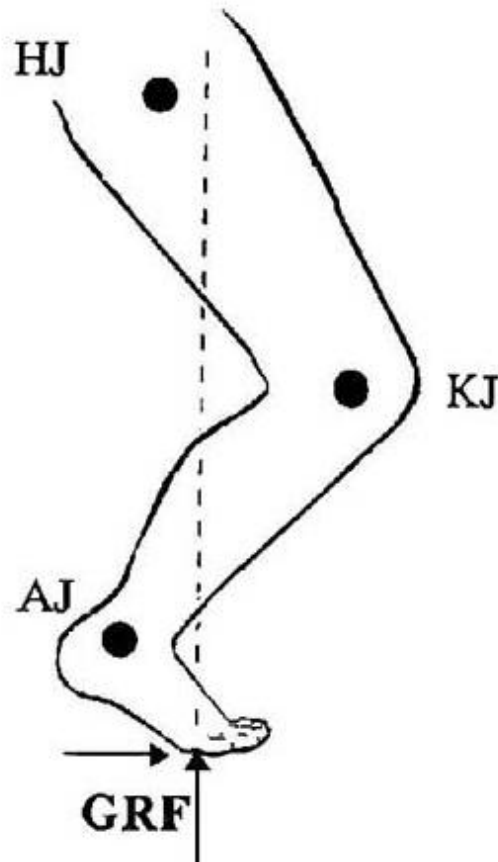
RTO : distacco delle dita del piede destro.



Forze di reazione del terreno

Le forze di reazione del terreno determinano sollecitazioni nelle articolazioni, che vengono equilibrate dalle azioni muscolari.

Durante la deambulazione intervengono anche azioni dinamiche determinate dal movimento dei vari segmenti.



Elettromiografia EMG

L'elettromiografia è una tecnica che permette di misurare l'attività muscolare tramite l'acquisizione di segnali rilevati da speciali elettrodi. Gli elettrodi sono di due tipologie: di superficie o intramuscolari (ad ago).

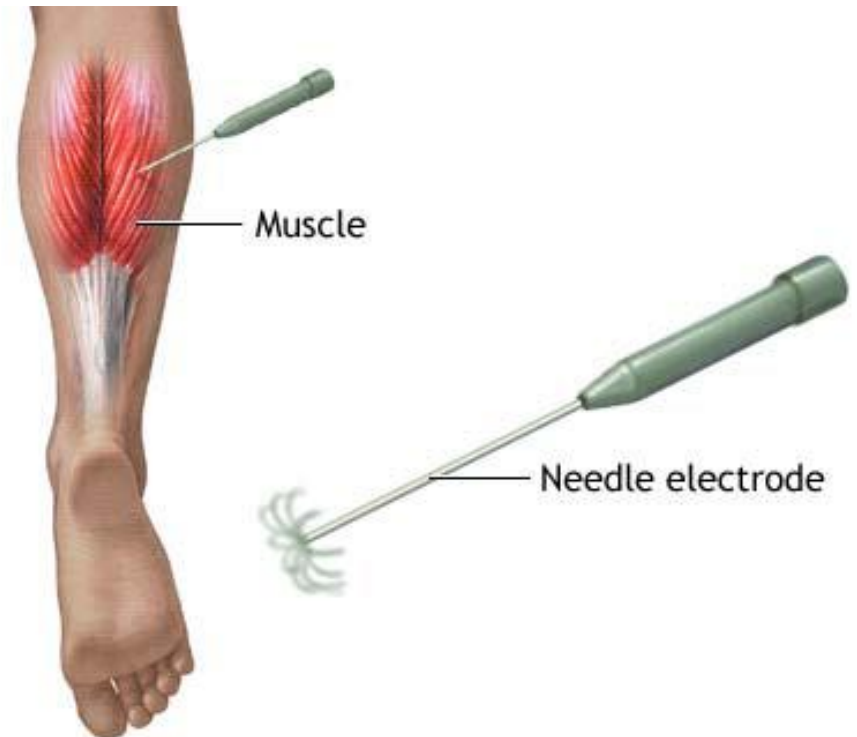
Esempi di elettrodi di superficie



Elettromiografia EMG

Esempi di elettrodi ad ago.

Sono poco usati nell'analisi del cammino perché invasivi.



Elettromiografia EMG

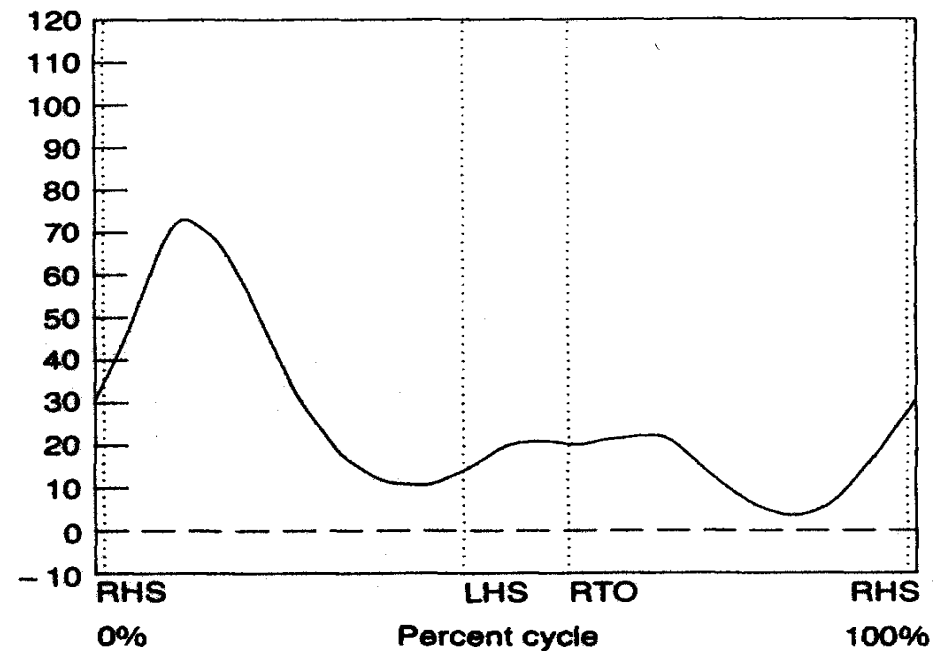
Esempio: segnale EMG (in μV) del retto femorale in una donna adulta normale .

Segnale EMG in funzione della percentuale del ciclo:

RHS : impatto del tallone destro;

LHS : impatto del tallone sinistro;

RTO : distacco delle dita del piede destro.



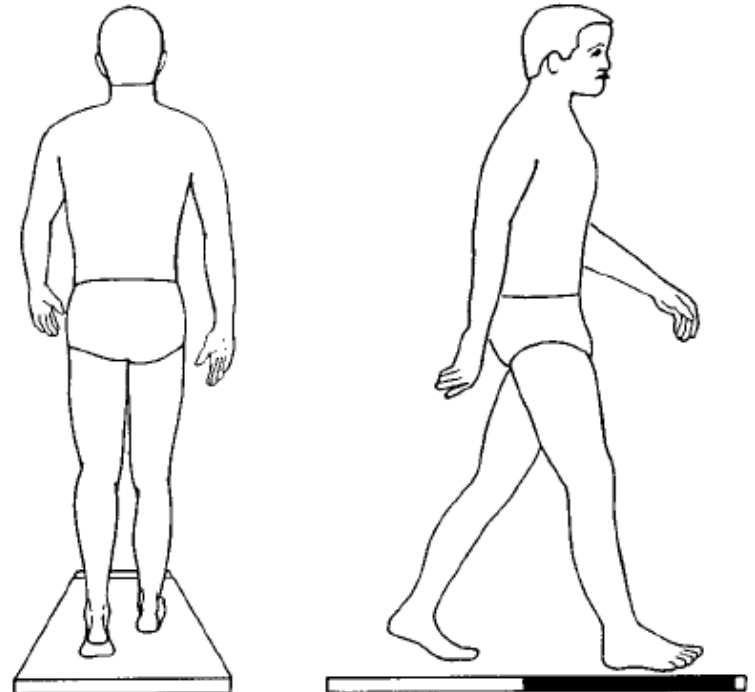
Attività muscolare durante la deambulazione

Nelle slide seguenti sono riportate le immagini relative all'attivazione dei muscoli durante le due fasi della deambulazione.

La colorazione indica il grado di attivazione dei muscoli:
nero = maggiormente attivo;
grigio = mediamente attivo;
bianco = a riposo.

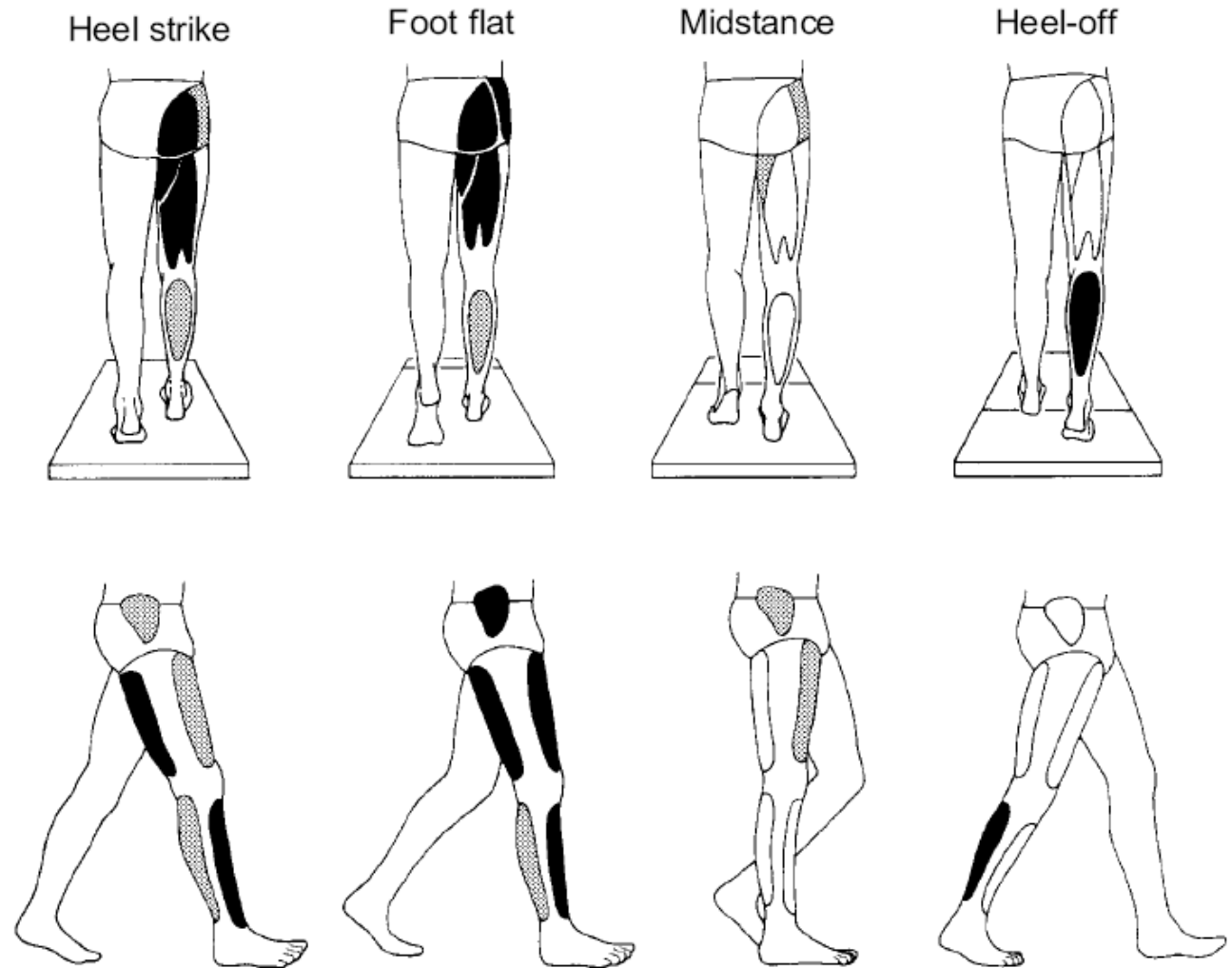
I muscoli considerati sono:

- Gluteo massimo
- Gluteo medio
- Grande adduttore
- Quadricipite
- Bicipite femorale
- Tibiale anteriore
- Gastrocnemio



Attività muscolare durante la deambulazione

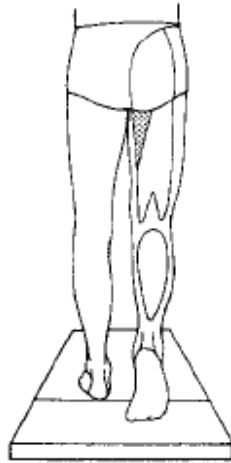
Attività rilevata
tramite EMG
durante la fase
di appoggio



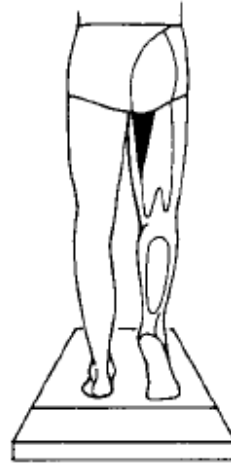
Attività muscolare durante la deambulazione

Attività rilevata
tramite EMG
durante la fase
di
pendolamento

Toe-off



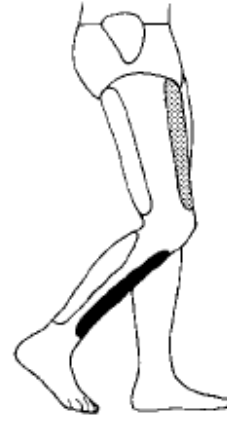
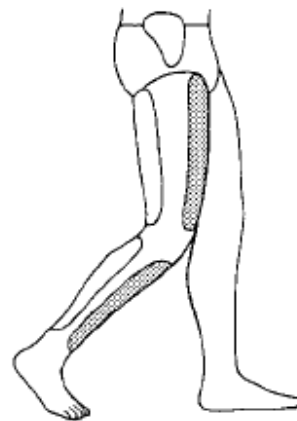
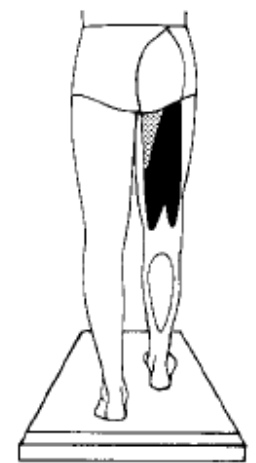
Acceleration



Midswing



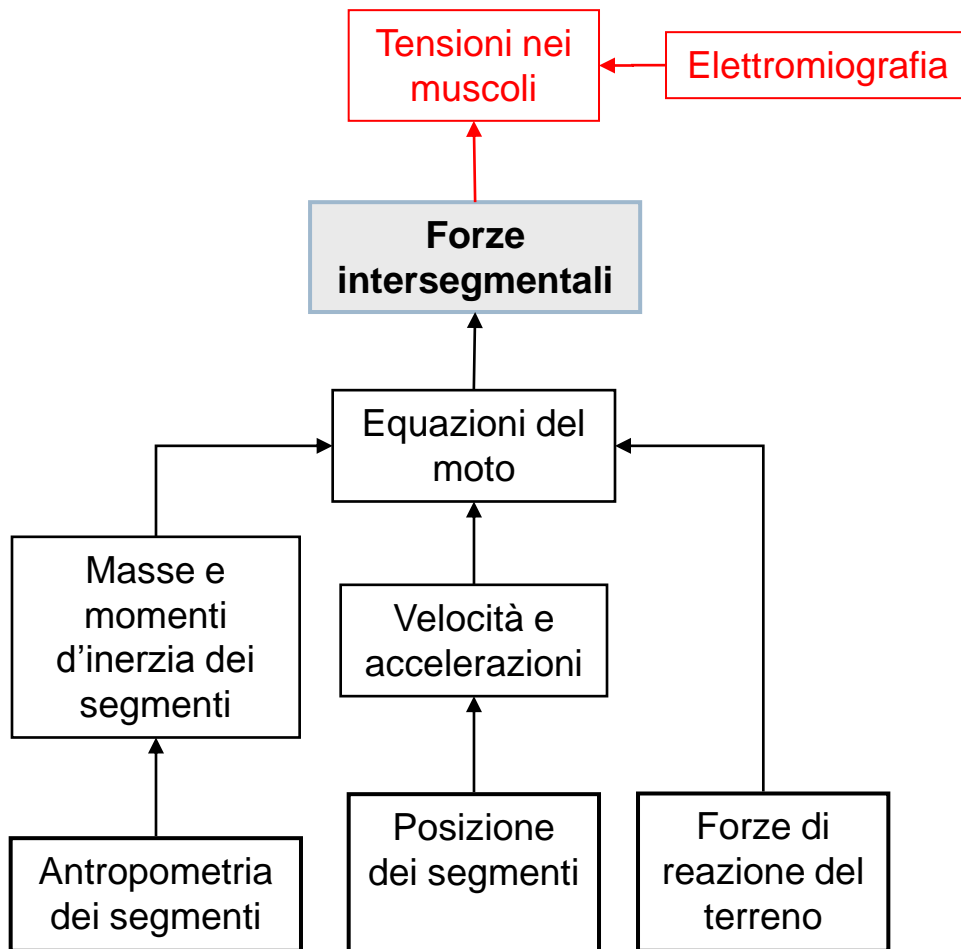
Deceleration



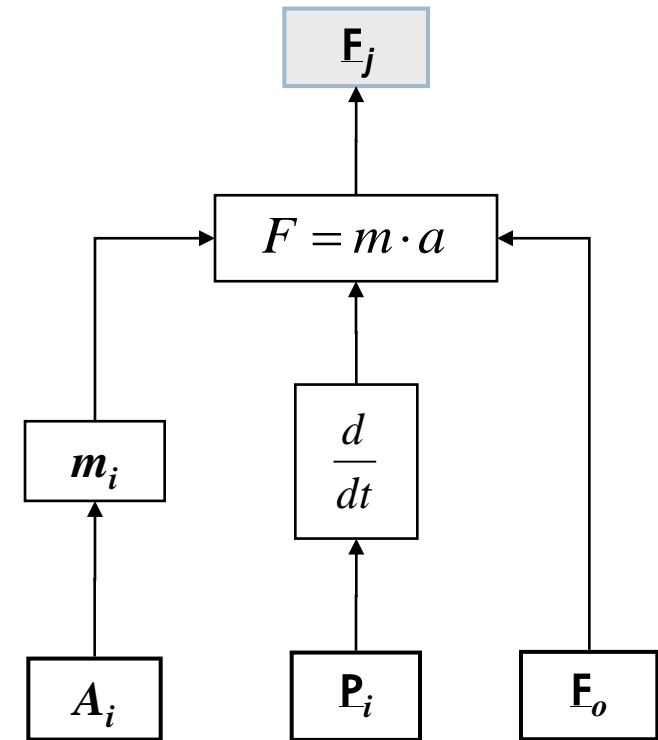
Analisi dinamica inversa

- Consiste nella realizzazione di un **modello dinamico** del corpo umano, in grado di simulare la deambulazione.
- Questa tecnica può in realtà essere utilizzata per analizzare qualsiasi movimento, non solo la deambulazione.
- Ha come obiettivo la determinazione di **forze e momenti intersegmentali** nelle articolazioni.
- Richiede la conoscenza dei **dati antropometrici** del soggetto (dimensioni, masse e momenti d'inerzia dei segmenti).
- Richiede la determinazione in tempo reale della **cinematica dei segmenti** (posizioni, velocità e accelerazioni) tramite la stereofotogrammetria.
- Richiede la rilevazione in tempo reale delle **forze d'interazione** con l'ambiente (tramite piattaforme dinamometriche).
- I risultati possono essere confrontati con la verifica dell'attività muscolare, tramite **elettromiografia**.

Analisi dinamica inversa



analisi dinamica inversa espressa a parole



analisi dinamica inversa espressa in simboli

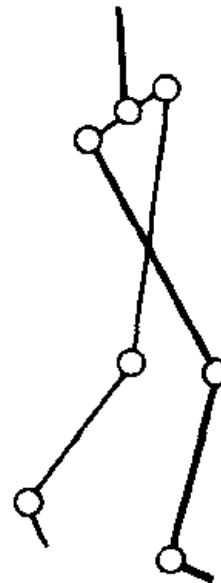
Analisi dinamica inversa

Modello meccanico del corpo umano

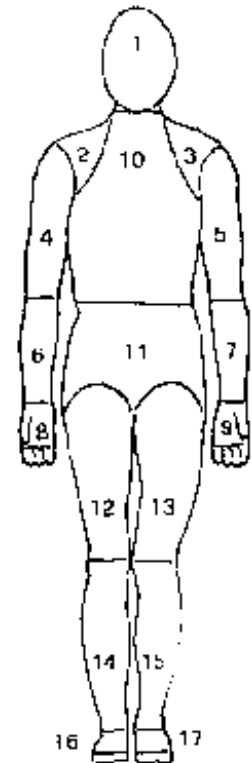
Si possono costruire modelli di varia complessità

I segmenti sono considerati rigidi

I parametri fisici dei segmenti sono: *lunghezza*, *massa*, *posizione del baricentro*, *momenti d'inerzia*.



Stick model:
modello a segmenti
monodimensionali

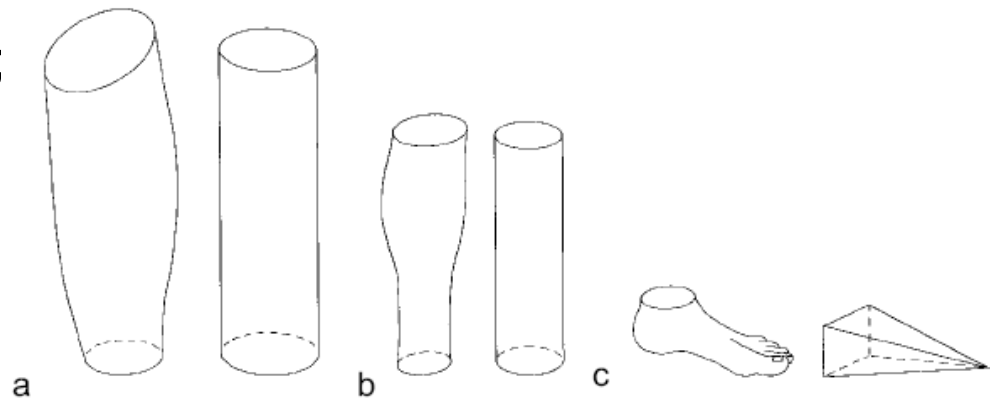


Hatze: modello a
17 segmenti
tridimensionali

Analisi dinamica inversa

I **parametri** dei diversi segmenti corporei possono essere identificati in vari modi:

- Rilievo di **valori medi su cadaveri**, adattati al soggetto in esame tramite il rapporto delle masse totali.
- Tecniche di “**scanning**” **radiografico** (TC). Sono costose e dannose per la salute del soggetto.
- **Tecniche antropometriche**, basate sulla misura di alcune dimensioni caratteristiche del soggetto in esame. L'identificazione così effettuata risulta essere:
 - Personalizzata sull'individuo;
 - Rapida da eseguire;
 - Economica e sicura;
 - Sufficientemente accurata.



Analisi dinamica inversa

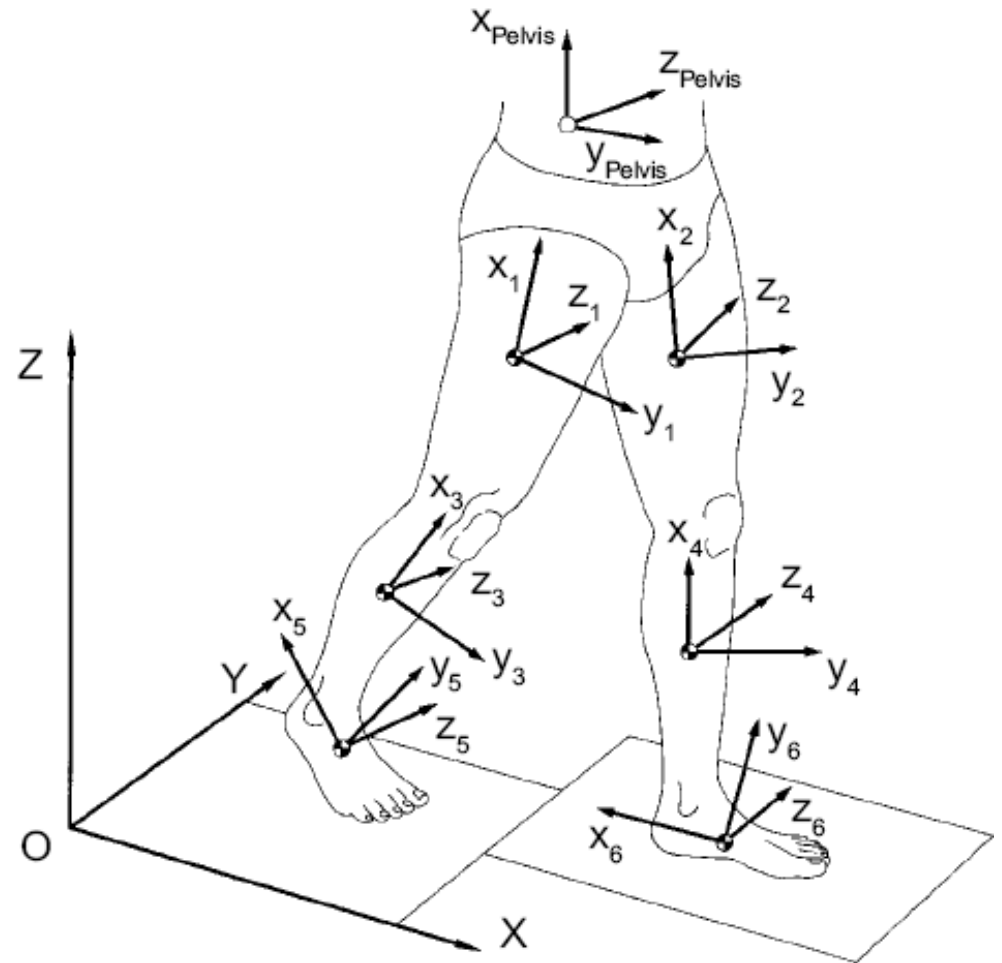
Cinematica dei segmenti

Ad ogni segmento corporeo è associata una terna di riferimento ad esso solidale.

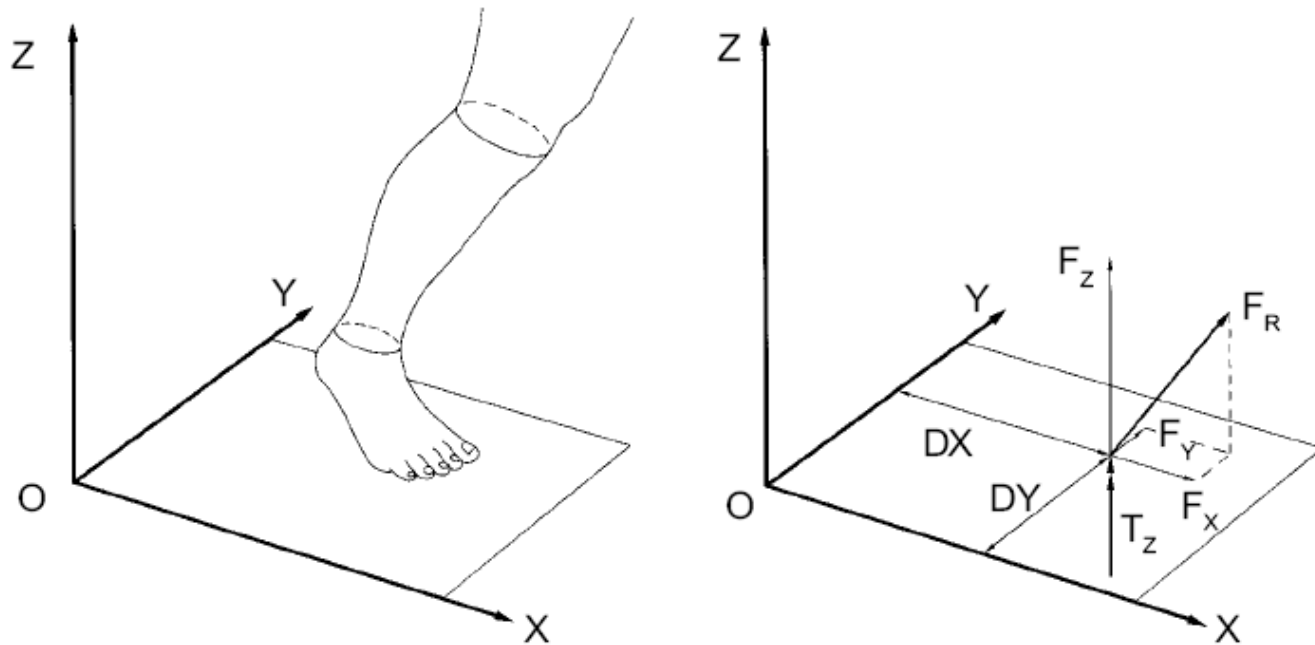
Tramite la stereofotogrammetria è possibile ricostruire istante per istante la posizione nello spazio di ogni segmento.

Per successiva derivazione si ricavano anche la velocità e l'accelerazione dei segmenti in ogni istante.

Note velocità e accelerazioni si calcolano le forze d'inerzia agenti sui segmenti.



Misura della forza di reazione del terreno



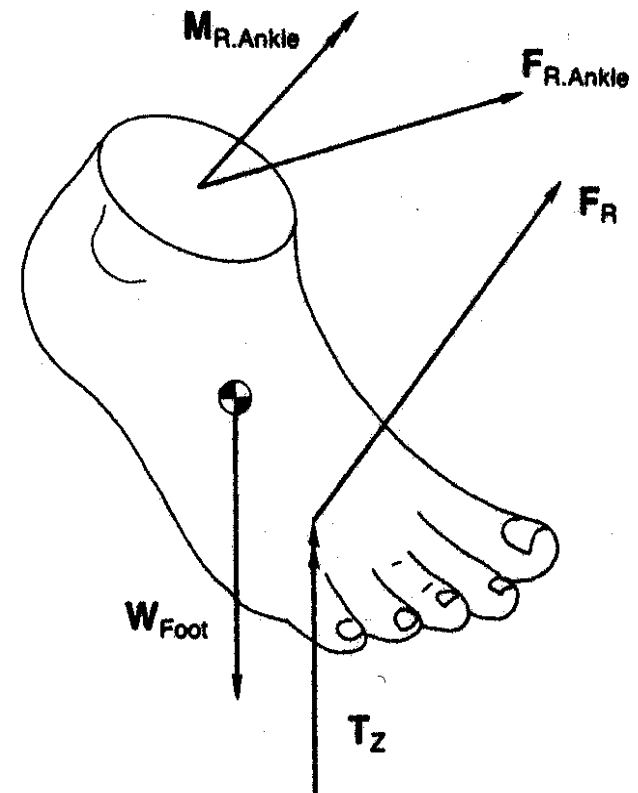
Mediante una pedana dinamometrica è possibile registrare la forza scambiata tra piede e terreno.

Per un'analisi tridimensionale del cammino è necessario acquisire sia la forza sia il momento nelle tre direzioni

Determinazione delle forze intersegmentali

Si segue un procedimento ricorsivo, partendo dal segmento distale (piede);

1. Equazioni di equilibrio delle forze applicate al piede
 - forze note: forza e momento del terreno, peso, forze d'inerzia
 - si calcolano la forza e il momento scambiati con la gamba alla caviglia
2. Stesso procedimento per la gamba: si calcolano la forza e il momento scambiati con la coscia al ginocchio.
3. Stesso procedimento per la coscia: si calcolano la forza e il momento scambiati con il bacino all'anca.



Analisi dinamica inversa

Scomposizione delle forze intersegmentali

Una volta calcolate, le forze e i momenti intersegmentali possono essere scomposte secondo gli assi anatomici delle articolazioni.

L'esempio seguente è relativo al ginocchio.

asse medio-laterale del segmento prossimale:

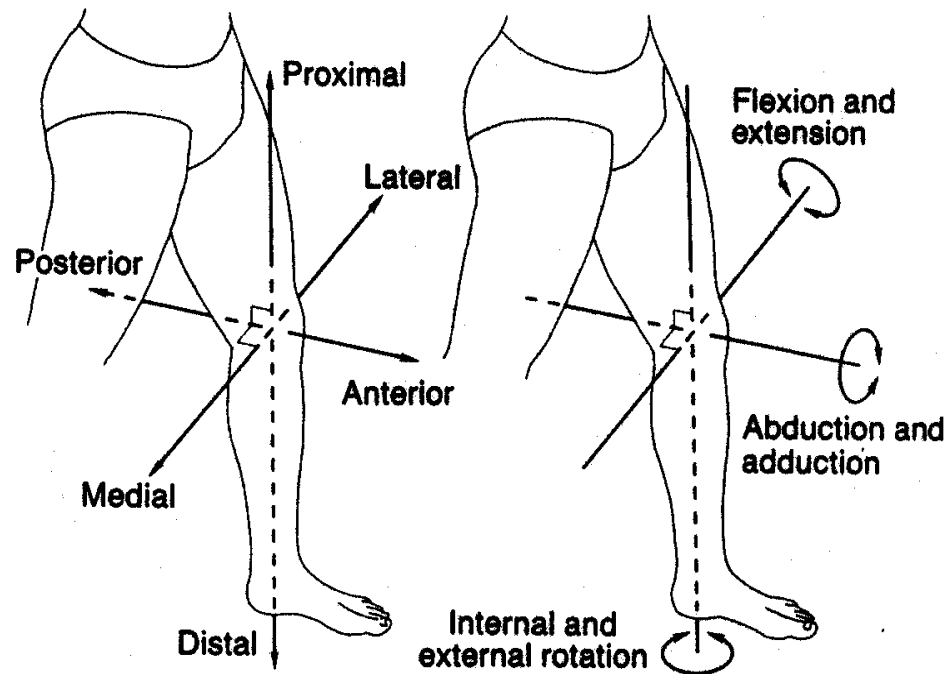
- ▶ forza medio-laterale
- ▶ momento di flessione-estensione

asse longitudinale del segmento distale:

- ▶ forza prossimale-distale
- ▶ momento di rotazione interna-esterna

asse perpendicolare ai due precedenti:

- ▶ forza antero-posteriore
- ▶ momento di abduzione-adduzione



Riferimenti e link

- ▶ Vaughan C.L. , Davis B.L. , O'Connor J.C. ,
Dynamics of Human Gait (2nd edition), 1999, ISBN:
0-620-23558-6.

Licenza d'uso



- ▶ Queste diapositive sono distribuite con licenza Creative Commons “Attribuzione - Non commerciale - Condividi allo stesso modo 2.5 Italia (CC BY-NC-SA 2.5)”
- ▶ Sei libero:
 - ▶ di riprodurre, distribuire, comunicare al pubblico, esporre in pubblico, rappresentare, eseguire e recitare quest'opera
 - ▶ di modificare quest'opera
- ▶ Alle seguenti condizioni:
 - ▶ Attribuzione — Devi attribuire la paternità dell'opera agli autori originali e in modo tale da non suggerire che essi avallino te o il modo in cui tu usi l'opera.
 - ▶ Non commerciale — Non puoi usare quest'opera per fini commerciali.
 - ▶ Condividi allo stesso modo — Se alteri o trasformi quest'opera, o se la usi per crearne un'altra, puoi distribuire l'opera risultante solo con una licenza identica o equivalente a questa.
- ▶ <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/2.5/it/>

