

**UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA**



**FACOLTA' DI INGEGNERIA**

**ANALISI SPERIMENTALE DEL  
PASSO CON RIGUARDO ALLE  
FORZE DI INTERAZIONE DEL  
PIEDE E ALL'AZIONE MUSCOLARE**

Relatore: Ch.mo Prof. ARTURO N. NATALI

Correlatore: Ing. ANTONELLA FORESTIERO

Laureando: NICOLA FERDINANDO TONELLOTO

**Corso di laurea triennale in Ingegneria Biomedica**

Anno Accademico 2009/2010



# Indice

<b>INDICE</b>	<b>3</b>
<b>INTRODUZIONE</b>	<b>7</b>
<b>CAPITOLO 1</b>	
<b>DESCRIZIONE DELLA STRUMENTAZIONE UTILIZZATA</b>	<b>9</b>
1.1 Introduzione	9
1.2 Descrizione del laboratorio di Gait Analysis	11
1.2.1 Sistema optoelettronico	11
1.2.1.1 Descrizione del sistema Vicon MX	11
1.2.1.2 Piattaforme di forza	14
1.2.1.3 Sistemi di ripresa video	19
1.2.2 Elettromiografi	20
1.3 Modalità di svolgimento di una prova di Gait Analysis	20
<b>CAPITOLO 2</b>	
<b>VALUTAZIONE DELL'ATTIVAZIONE MUSCOLARE DELL'ARTO INFERIORE DURANTE IL CICLO DEL PASSO IN SOGGETTI SANI</b>	<b>25</b>
2.1 Introduzione	25
2.2 Il ciclo del passo	26
2.2.1 Le fasi del passo	28
2.2.2 Funzioni dell'intero arto inferiore durante il passo	30
2.3 Muscoli dell'arto inferiore	33
2.3.1 Organizzazione microstrutturale della muscolatura scheletrica	39
2.3.1.1 Fisiologia della contrazione muscolare	41

2.3.2 Valutazione del controllo muscolare durante il passo riportato in letteratura	42
2.3.2.1 Controllo muscolare nella fase di appoggio	43
2.3.2.2 Controllo muscolare nella fase di oscillazione	44
2.4 Valutazione sperimentale dell'attivazione dei muscoli dell'arto inferiore durante il passo	46
<b>CAPITOLO 3</b>	
<b>VALUTAZIONE SPERIMENTALE DELLA CINEMATICA DELL'ARTO INFERIORE DURANTE IL CICLO DEL PASSO</b>	<b>51</b>
3.1 Introduzione	51
3.2 Valutazione sperimentale della cinematica durante il ciclo del passo	58
3.2.1 Confronto dei dati sperimentali tra soggetti maschili e femminili	59
3.2.2 Soggetti con artroprotesi al ginocchio	61
3.2.2.1 Descrizione della protesi	61
3.2.2.2 Confronto dei dati sperimentali tra soggetti sani e soggetti con protesi	62
<b>CAPITOLO 4</b>	
<b>VALUTAZIONE DELLE FORZE DI REAZIONE AL SUOLO DURANTE IL CICLO DEL PASSO</b>	<b>67</b>
4.1 Introduzione	67
4.2 Componente verticale della forza di reazione al suolo	68
4.3 Componenti tangenziali della forza di reazione al suolo	69
4.4 Valutazione sperimentale delle componenti di forza di reazione al suolo durante il passo	71
4.4.1 Confronto dei dati sperimentali tra soggetti maschili e femminili	71
4.4.2 Confronto dei dati sperimentali tra soggetti sani e soggetti con protesi	75

<b>CAPITOLO 5</b>	
<b>VALUTAZIONE DEI MOMENTI ARTICOLARI CHE SI VERIFICANO DURANTE IL PASSO SULL'ARTO INFERIORE</b>	<b>79</b>
5.1 Introduzione	79
5.2 Valutazione sperimentale dei momenti articolari che si verificano durante il passo	80
5.2.1 Confronto dei dati sperimentali tra soggetti maschili e femminili	81
5.2.2 Confronto dei dati sperimentali tra soggetti sani e con protesi	82
<b>CONCLUSIONI</b>	<b>85</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b>	<b>87</b>
<b>RINGRAZIAMENTI</b>	<b>89</b>



# **Introduzione**

Nel corso degli ultimi anni, nel settore della riabilitazione si sta avendo una considerevole crescita per quanto riguarda l'uso di sistemi avanzati e di innovazioni tecnologiche.

La combinazione di tecniche innovative e strumenti all'avanguardia hanno permesso di arricchire ed integrare i tradizionali metodi di valutazione del movimento e, in molti casi, hanno fornito informazioni ed indici di grande utilità nella scelta dei percorsi terapeutici da seguire.

Lo studio della alterazione posturale e motoria costituisce un settore biomedico in forte espansione e di grande interesse dal punto di vista clinico, in quanto la postura ed il movimento sono il risultato dell'interazione di tre principali sistemi fisiologici: il sistema nervoso, il sistema muscolo-scheletrico ed il sistema sensoriale.

L'analisi fatta su pazienti con problemi motori può dare informazioni molto importanti per la diagnosi di una particolare patologia a carico di uno dei sistemi coinvolti e del suo evolversi nel tempo.

Un comportamento particolarmente significativo della situazione motoria del paziente è la camminata, movimento molto complesso che vede coinvolte sinergicamente diverse articolazioni e risultato di interazioni estremamente raffinate tra i diversi muscoli e le diverse articolazioni.

Per questo motivo l'analisi del cammino, ovvero la Gait Analysis (GA), è di fondamentale importanza e ha come obiettivo fornire al clinico informazioni quantitative dettagliate in grado di caratterizzare la deambulazione di un soggetto patologico. Mediante questa analisi si ha la possibilità di definire, attraverso l'uso di apparecchiature sofisticate, integrate tra di loro, il pattern deambulatorio del soggetto in esame. Essa consiste nella rilevazione tridimensionale di grandezze cinematiche (spostamento nello spazio, velocità e accelerazione), dinamiche (analisi delle forze coinvolte nel movimento) ed elettromiografiche (muscoli attivati nel movimento) durante l'esecuzione di un gesto motorio in modo da monitorare il movimento del

paziente e di misurare quantitativamente aspetti della deambulazione che diventano fondamentali nella valutazione della sua limitazione funzionale.

Grazie ad alcune sue importanti proprietà, quali la non invasività e la tridimensionalità dei dati forniti, essa si pone come fondamentale strumento di indagine nell'analisi del movimento umano. In dettaglio questo lavoro di tesi consiste innanzitutto in una descrizione delle apparecchiature che compongono un laboratorio di Gait Analysis e della modalità di svolgimento di una prova di acquisizione dati.

Successivamente è stata presa in considerazione l'attivazione muscolare durante la deambulazione, andando a confrontare i dati di letteratura con dati ottenuti da prove sperimentali. Ma il vero obiettivo è stato quello di mettere a confronto dati sperimentali prendendo in considerazione gruppi diversi. In questo caso sono stati messi a confronto soggetti ritenuti sani (senza deficit motorio) con soggetti sottoposti ad intervento di artroprotesi del ginocchio, ottenendo buoni risultati su cui esprimere delle conclusioni.



# CAPITOLO 1

## **Descrizione della strumentazione utilizzata**

### *1.1 Introduzione*

La Gait Analysis permette una valutazione delle caratteristiche della postura e del movimento, nonché delle loro variazioni rispetto ad una situazione di normalità, che possono essere di enorme utilità in campo clinico per la diagnosi di particolari patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti. La deambulazione in passato veniva registrata da un sistema a telecamere fornendo una misura qualitativa della locomozione del soggetto analizzato, che veniva interpretata in modo molto soggettivo dal clinico. Molto spesso però tale tipo di rilevazione si è dimostrata troppo qualitativa ed incompleta. Infatti l'analisi video non fornisce informazioni legate allo scambio di forze al terreno (dinamica) ed alla attività muscolare (elettromiografia) durante il movimento analizzato. Questi limiti sono superabili mediante l'utilizzo della Gait Analysis che consente di affiancare alle valutazioni qualitative bidimensionali, delle valutazioni quantitative tridimensionali relative sia alla cinematica che alla dinamica del movimento e all'attivazione muscolare. Inoltre la Gait Analysis permette una dettagliata valutazione dell'efficacia del trattamento effettuato sul paziente e sicuramente questo è l'aspetto più importante che porta un centro clinico a dotarsi di un laboratorio di Analisi del Movimento. Avere la possibilità di monitorare il movimento del paziente porta alla possibilità di misurare quantitativamente gli effetti prodotti da una determinata tecnica farmacologica, chirurgica, riabilitativa. Ancora, avere a disposizione questa metodica dà la possibilità di evidenziare l'efficacia dell'uso di particolare ortesi o meglio di valutare quanto una ortesi sia più adeguata per quello specifico paziente. La semplicità dell'esame e l'assoluta non invasività permette di effettuare l'acquisizione anche di pazienti poco collaboranti o caratterizzati da deambulazioni particolari

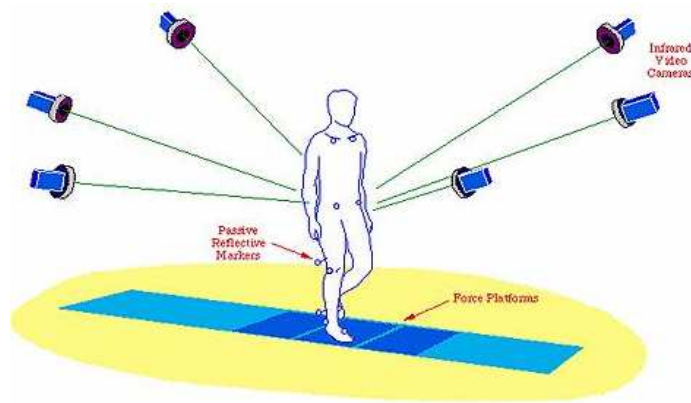
I principali aspetti positivi di questa tecnologia possono quindi essere così elencati:

- tridimensionalità (3D);
- non invasività;
- possibilità di fornire informazioni quantitative con elevata precisione;
- possibilità di acquisire contemporaneamente dati relativi alla cinematica, alla dinamica ed all'attivazione muscolare;
- facile utilizzo;
  
- definire il livello di limitazione funzionale e di disabilità conseguente alla patologia e il suo evolversi con la crescita e /o l'invecchiamento dell'individuo;
- valutare e quantificare gli effetti dei diversi trattamenti e monitorare tali effetti nel tempo;
- contribuire alla pianificazione del trattamento permettendo la stesura di un programma riabilitativo personalizzato che consente di verificare oggettivamente, con indici di misurabilità certi, lo stato clinico del paziente prima, durante e alla fine del trattamento.

La recente inaugurazione di un laboratorio di Gait Analysis presso l'Ospedale San Bassiano, nella struttura complessa di medicina fisica e riabilitazione, mi ha spinto a svolgere un tirocinio di 250 ore in questa struttura. L'affiancamento dell'analisi strumentale ai medici è servito ad arricchire il quadro di valutazione di soggetti in fase di diagnosi funzionale e pianificare interventi riabilitativi/chirurgici. Il laboratorio viene, inoltre utilizzato, per verificare l'appropriatezza e l'efficacia di differenti ortesi/ausili, in modo da avere dati oggettivi sui quali effettuare opportune osservazioni. Proprio in tal senso, una ragazza soggetta a distrofia muscolare, si è sottoposta ad una prova di Gait Analysis per valutare se fosse il caso di sostituire il tutore rigido in suo possesso con uno mobile, data la differenza di prezzo tra i due. Dall'analisi si è potuto affermare che nel suo caso era più appropriato il tutore mobile, visto le risposte che offriva rispetto a quello rigido.

## 1.2 Descrizione del laboratorio di Gait Analysis

La strumentazione presente all'interno del laboratorio di Gait Analysis si compone di un sistema optoelettronico, due piattaforme di forza, un sistema per l'acquisizione elettromiografica e due telecamere per le riprese video bidimensionali.



*Fig.1.1 Tipica composizione di un laboratorio di gait analysis*

### 1.2.1 Sistema optoelettronico

Il sistema presente nel laboratorio è un Vicon MX . I suoi componenti principali sono le telecamere, il modulo di controllo MX Giganet, il software per analizzare, presentare i dati ed il computer per eseguire il software.

#### 1.2.1.1 Descrizione del sistema Vicon MX

##### Modulo di controllo MX Giganet

Ogni sistema Vicon MX include almeno un MX Giganet per fornire l'alimentazione e la comunicazione dei dati fino ad un massimo di 10 telecamere e altri dispositivi.

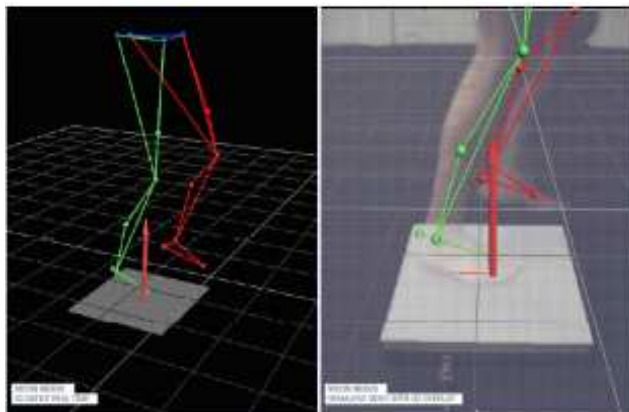
Il Giganet gestisce anche il flusso di dati al computer che esegue il software e che consente di analizzare i dati. Esso, inoltre, fornisce la sincronizzazione non solo per il collegamento telecamere MX e acquisizione analogica, ma anche al video di riferimento e ad altre apparecchiature di misurazione che possono ricevere gli impulsi di sincronizzazione.



*Fig.1.2 MX Giganet*

*Software per analisi dei dati*

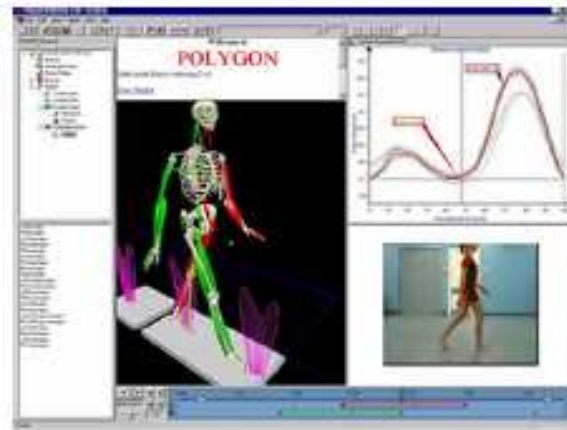
*VICON NEXUS*



*Fig.1.3 Software Vicon Nexus*

Nexus è l'unico applicativo esistente oggi disponibile sul mercato internazionale realmente creato e pensato per la clinica e la ricerca. Nexus è stato progettato per presentare all'utente in tempo reale tutti i dati e i parametri acquisiti: coordinate e traiettorie 3D dei markers, segnali analogici e filmati video possono essere continuamente monitorati direttamente durante l'acquisizione. Funzioni di diagnostica in tempo reale controllano e danno modo di monitorare lo stato di funzionamento del sistema, indicando all'utente situazioni quali disconnessione di telecamere, condizione di calibratura delle stesse o variazioni di impostazione delle piattaforme di forza o ancora di altri componenti di sistema. Esso, inoltre, integra in modo estremamente accurato e sincrono segnali video provenienti da più telecamere video digitali. Una volta connessa la telecamera al PC, il sistema è in grado di rilevarne automaticamente la presenza, rendendo immediatamente disponibile il dispositivo per la cattura dei dati. Ma c'è di più: le telecamere video digitali sono anch'esse calibrate ed è pertanto possibile sovrapporre direttamente sull'immagine del filmato digitale tutti i segnali acquisiti (vettori di forza, dati di piattaforma, posizioni e traiettorie dei marcatori e dei punti anatomici ricalcolati durante il movimento del soggetto).

## VICON POLYGON



**Fig.1.4** Software Vicon Polygon

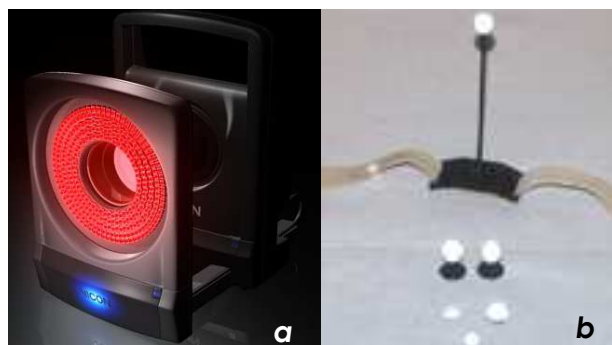
Polygon è il pacchetto software di analisi che consente una visualizzazione interattiva, multimediale e sincronizzata di tutte le variabili acquisite: movimento dei segmenti scheletrici, variabili cinematiche, cinetiche, elettromiografiche e sequenze video del soggetto in esame. I grafici possono essere sovrapposti, normalizzati, mediati e confrontati con dati di popolazioni di riferimento in modo da consentire all'utente la massima velocità di analisi e di reperimento delle variabili di interesse clinico. Il risultato dell'analisi può essere visualizzato in maniera interattiva su qualunque personal computer dotato di sistema operativo Windows anche se sprovvisto del software di analisi.

### Telecamere T-serie e markers

Il sistema è composto da 6 telecamere Vicon serie T20 (figura 1.5a) in grado di catturare fino a 2000 frame per secondo. Tale sistema misura le coordinate tridimensionali di markers (figura 1.5b), elementi di materiale catarifrangente che vengono apposti sul corpo del soggetto in particolari punti di repere. I markers sono illuminati ad intervalli regolari da ciascuna telecamera da una sorgente a luce in prossimità dell'infrarosso ed il riflesso ripreso dalla telecamera coassiale alla sorgente di luce. Lavorando le telecamere nell'ambito dell'infrarosso il sistema è assolutamente non invasivo.

E' importante precisare che l' apparecchiatura misura le coordinate tridimensionali (x,y,z) dei markers che vengono apposti sul corpo del soggetto.

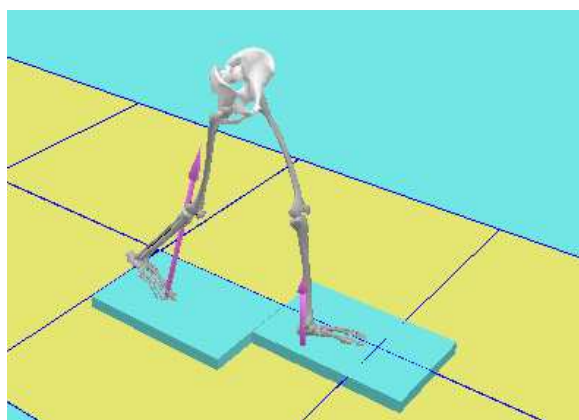
Note le coordinate tridimensionali dei markers è possibile quindi calcolare traiettorie, grandezze angolari (e quindi determinare angoli di flessione-estensione, abduzione-adduzione e extra-intra rotazione delle principali articolazioni), velocità, accelerazioni e conoscere quindi in dettaglio la cinematica del movimento del segmento corporeo sul quale sono stati posizionati i markers . I markers in genere vengono apposti sul corpo del soggetto mediante l'uso di semplice biadesivo.



*Fig.1.5 a) telecamera Vicom serie T20, b) markers*

### ***1.2.1.2 Piattaforme di forza***

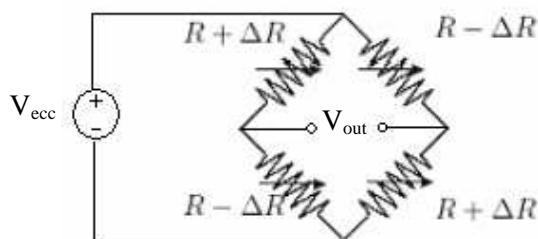
Le piattaforme di forza sono sistemi in grado di misurare il sistema di forze scambiate al terreno. Le due piattaforme presenti nel laboratorio sono due AMTI BP400600, che misurano appunto 400x600 mm, posizionate al centro del corridoio di acquisizione e disposte come in Fig. 1.6.



*Fig. 1.6 Posizione delle piattaforme di forza all'interno del corridoio di acquisizione*

Esse misurano le tre componenti della forza di reazione al suolo e dei momenti lungo i tre assi coordinati, producendo quindi 6 output. Le forze e i momenti sono misurati attraverso l'uso di estensimetri associati a quattro celle di carico poste vicino ai quattro angoli della piattaforma. Le celle sono costituite da un corpo metallico elastico a cui vengono applicati degli estensimetri che convertono un allungamento o una compressione in una variazione di resistenza elettrica. Poichè le modifiche causate della deformazione e dunque dalla resistenza, sono estremamente ridotte, è necessario utilizzare circuiti aggiuntivi per amplificare le variazioni di resistenza.

La configurazione circuitale più utilizzata in una cella di carico è chiamata ponte di Wheatstone. Un generico ponte di Wheatstone, mostrato nella Figura 1.7, è composto da quattro rami resistivi con una tensione di eccitazione,  $V_{ecc}$ , applicata al ponte



**Fig. 1.7** Ponte di Wheatstone

La tensione di output del ponte,  $V_{out}$ , è pari a:

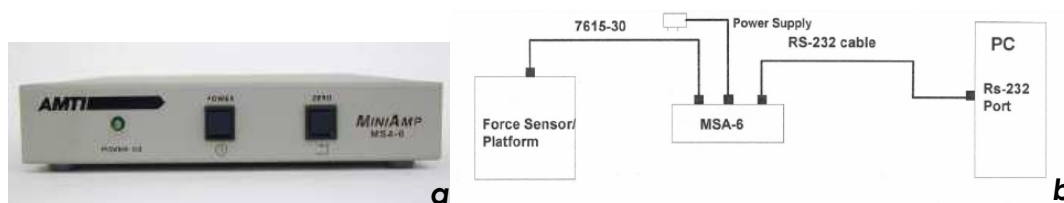
$$V_{out} = V_{ref} \frac{\Delta R}{R}$$

Le celle di carico utilizzano tipicamente quattro estensimetri nella configurazione a ponte di Wheatstone, come riportato in figura, comportando che ciascun ramo del circuito sia attivo. Tale configurazione viene definita ponte intero. Questa configurazione consente di aumentare notevolmente la sensibilità del circuito ai cambiamenti causati dalla deformazione, offrendo capacità di misura più accurate.

Nel caso delle due pedane AMTI, gli estensimetri formano, per ogni cella di carico, sei ponti di Wheatstone con quattro rami attivi.

Tra i sei segnali di uscita, tre sono proporzionali alle forze parallele ai tre assi mentre gli altri tre sono proporzionali ai momenti intorno ad essi.

Il segnale elettrico ottenuto è dell'ordine di pochi millivolt e richiede un'ulteriore amplificazione con un amplificatore da strumentazione (MSA-6 Strain Gage Amplifier) prima di essere utilizzato. Questo strumento (fig. 1.8a) è un amplificatore a sei canali progettato per essere utilizzato con le piattaforme biomeccaniche AMTI e dispone di guadagni e tensioni di eccitazione selezionabili per ogni canale. In genere la tensione di eccitazione è di 10 volt e il guadagno dell'amplificatore è di 4000. Sul pannello frontale sono presenti due interruttori, Power e Zero. L'interruttore Power utilizzato semplicemente per attivare o disattivare l'alimentazione mentre il pulsante Zero per bilanciare ed azzerare i sei canali di amplificazione.



*Fig.1.8 a)Pannello frontale dell'MSA, b) System set-up*

Il sistema è mostrato in Figura 1.8b. Esso è costituito da sensore di forza/piattaforma, l'amplificatore di segnale (MSA-6) e un convertitore A/D a bordo (installato nel computer).

### Calibrazione piattaforme

La calibrazione di una piattaforma di forza consiste nel determinare la sensibilità di ciascun canale per tutti i componenti di carico applicati ed è necessaria per far corrispondere ad ogni segnale elettrico registrato un preciso e corretto valore di forza o momento misurati.

Per il processo di calibrazione AMTI, vengono applicati dei carichi in diversi punti della piattaforma lungo le coordinate delle tre direzioni mentre le uscite di tutti i sei canali vengono registrate.

Per la presenza di imprecisioni realizzative, i segnali registrati sui vari canali non sono disaccoppiati l'uno dall'altro (CROSS\_TALK), quindi ogni grandezza elettrica misurata risulta proporzionale a tutti i sei carichi di ingresso (forze e momenti). E' per questo necessario ricorrere ad una Matrice di Calibrazione 6x6, in genere fornita dal costruttore



come quella di seguito riportata (in una vera e propria relazione di taratura, i termini  $S_{ij}$  vengono sostituiti con gli effettivi valori).

		SENSITIVITY MATRIX					
		S(I,J)					
		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
Fx'		$S_{11}$	$S_{12}$	$S_{13}$	$S_{14}$	$S_{15}$	$S_{16}$
Fy'		$S_{21}$	$S_{22}$	$S_{23}$	$S_{24}$	$S_{25}$	$S_{26}$
Fz'		$S_{31}$	$S_{32}$	$S_{33}$	$S_{34}$	$S_{35}$	$S_{36}$
Mx'		$S_{41}$	$S_{42}$	$S_{43}$	$S_{44}$	$S_{45}$	$S_{46}$
My'		$S_{51}$	$S_{52}$	$S_{53}$	$S_{54}$	$S_{55}$	$S_{56}$
Mz'		$S_{61}$	$S_{62}$	$S_{63}$	$S_{64}$	$S_{65}$	$S_{66}$

In questa matrice, l'uscita per ogni canale è rappresentata dalla colonna di sinistra mentre il carico in ingresso è visualizzato nella riga in alto (l'uscita in micro-volts/volt-of-excitation).

L'equazione integrale per il calcolo dell'uscita per un dato carico di input coinvolge le sei sensibilità di una riga della matrice. Ad esempio, la tensione di uscita per il canale 3 (VFz), noti i carichi d'ingresso (Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz) sarebbe:

$$V_{Fz} = (S_{31} * Fx + S_{32} * Fy + S_{33} * Fz + S_{34} * Mx + S_{35} * My + S_{36} * Mz) * CF$$

Dove CF è il fattore di conversione, che comprende il guadagno dell'amplificatore, la tensione di eccitazione e la conversione da microvolt a volt. Equazioni simili sono usate per le altre cinque uscite.

La relazione di calibrazione prevede quattro matrici: le prime due matrici sono in unità SI (N, Nm) mentre le altre due sono in unità inglesi (lb, in-lb).

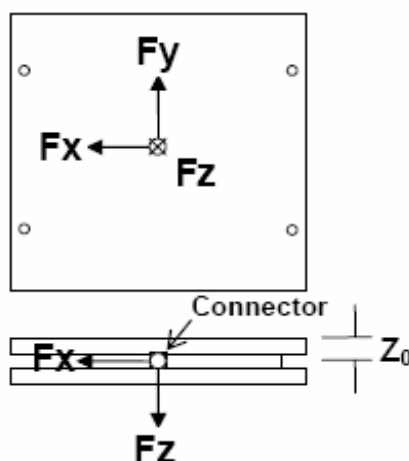
La prima matrice e la terza sono le matrici di sensibilità  $S(i, j)$ . La seconda e la quarta sono le matrici di taratura  $B(i, j)$ .

Queste ultime sono l'inverso della matrice di sensibilità e possono essere utilizzate per calcolare i carichi di ingresso conoscendo le tensioni di uscita.

### Sistema di coordinate della piattaforma

Molti modelli di piattaforma di forza si differenziano per le loro dimensioni ma possiedono lo stesso sistema di coordinate per quanto riguarda le forze.

Il riferimento per il sistema di coordinate, su piattaforme AMTI, è la posizione del connettore (vera origine degli assi XYZ ad una distanza ( $Z_0$ ) dalla superficie della piastra superiore e determinato nella procedura di calibrazione).



*Fig.1.9 Sistema di coordinate su piattaforme AMTI*

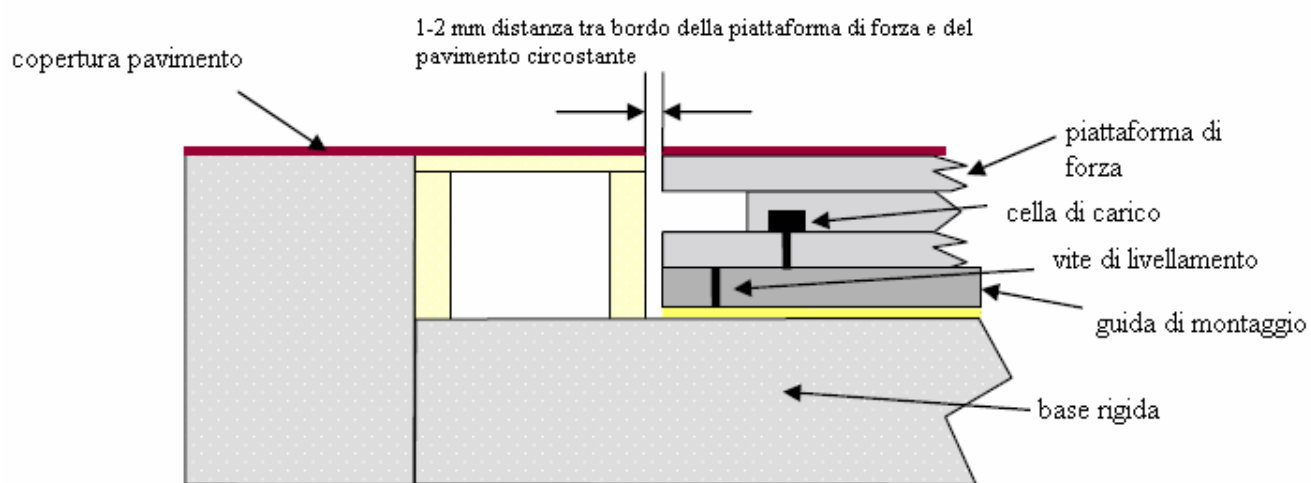
L'asse Y è orientato verso la direzione in cui vengono effettuate le prove; l'asse Z verso il basso mentre l'asse X è rivolto a sinistra, stando in piedi di fronte al connettore, con la piattaforma di fronte al soggetto.

### Montaggio piattaforme di forza

Le piattaforme di forza AMTI sono costituite da una piastra superiore connessa ad una piastra di base separate da quattro sensori (celle di carico). Tutti i carichi applicati alla piastra superiore devono passare attraverso questi elementi sensibili in modo da essere misurati correttamente. Se c'è torsione della piastra di base (per esempio nel caso di piattaforma montata su un pavimento irregolare), i carichi in ciascuno dei quattro sensori possono essere non-lineari con il carico totale. A questi errori se ne possono sommare degli altri in fase di test dinamici, a causa di vibrazioni della base di montaggio. Le vibrazioni della piastra di base o di quella superiore produrrà errori nelle uscite. Queste torsioni e vibrazioni possono essere minimizzate ancorando la

piattaforma su una superficie di montaggio rigida. Le guide di montaggio standard fornite da AMTI non sono di per sé rigide rispetto alla piastra di base della piattaforma, risulta quindi necessario “legarle” ad una base di calcestruzzo nel pavimento.

Oltre agli aspetti di rigidità, la planarità della superficie di montaggio risulta essere importante. Per questo nella guida di montaggio sono installate quattro viti di livellamento. Un'installazione tipica di montaggio è rappresentata in Figura 1.10.



**Fig.1.10** Installazione piattaforma di forza

### 1.2.1.3 Sistemi di ripresa video (2d)

Con la ripresa video del paziente il clinico ha la possibilità di osservare il gesto motorio da un punto di vista qualitativo, e dai grafici relativi alla cinematica alla dinamica e alla elettromiografia avere delle informazioni dettagliate multifattoriali relative al movimento che si sta analizzando.

### **1.2.2 Elettromiografi**

Sono sistemi in grado di acquisire il segnale elettrico associato alla contrazione muscolare mediante elettrodi superficiali. Nel laboratorio di Gait dove ho svolto il tirocinio viene utilizzato il sistema ZeroWire EMG, che potendo essere interfacciato con ogni tipo di dispositivo, permette di completare i dati biomeccanici con delle informazioni ricavate dall'analisi elettromiografica, ottenendo rapidamente dati EMG affidabili e accurati e garantendo al soggetto la massima libertà di movimento.

Le sonde (figura 1.11b) sono piccole, ultra leggere, pre-amplificate ed incorporano un sistema di trasmissione in radio frequenza, in grado di coprire un range operativo fino a 20 metri dalla Main Unit (figura 1.11a).

Zerowire è configurato per lavorare con 16 canali EMG, più 2 canali aggiuntivi dedicati a sensori footswitch.



**Fig.1.11** a) Main Unit, b) sonde con sistema wireless

### **1.3 Modalità di svolgimento di una prova di Gait Analysis**

Dopo aver descritto la strumentazione presente nel laboratorio di Gait Analysis, si può procedere illustrando le modalità di svolgimento di una prova.

Il protocollo maggiormente utilizzato è il Protocollo Davis che prevede innanzitutto la rilevazione dei parametri antropometrici del soggetto (altezza, peso, lunghezza della

tibia del soggetto, distanza tra i condili femorali o diametro del ginocchio, distanza tra i malleoli o diametro della caviglia, distanza tra le creste iliache anteriori e spessore del bacino). Di seguito vengono posti sulla cute del soggetto degli elementi di materiale catarifrangente (o markers) in determinati punti di repere (Fig.1.12). Il sistema optoelettronico misura le coordinate dei marker posizionati sul corpo del paziente e, partendo da queste coordinate, un software opportuno calcola gli angoli di flesso estensione, abdo-adduzione, extra-intra rotazione delle articolazioni anca, ginocchio caviglia; dalla misura del sistema di forze effettuato dalla piattaforma di forza, unitamente alla cinematica vengono calcolati i momenti e le potenze associati alle varie articolazioni.

Una volta preparato il soggetto la prova viene suddivisa in due parti:

- 1) inizialmente al soggetto viene richiesto di mantenere la posizione ortostatica indifferente per circa 5 secondi con entrambi i piedi su una pedana e viene effettuata una prima rilevazione chiamata "standing";
- 2) successivamente viene chiesto al soggetto di camminare con una velocità ritenuta normale, partendo da un punto, che viene di volta in volta fissato, tale da consentirgli di appoggiare un solo piede su ciascuna piattaforma di forza.



**Fig.1.12** *Disposizione dei markers secondo il protocollo Davis*

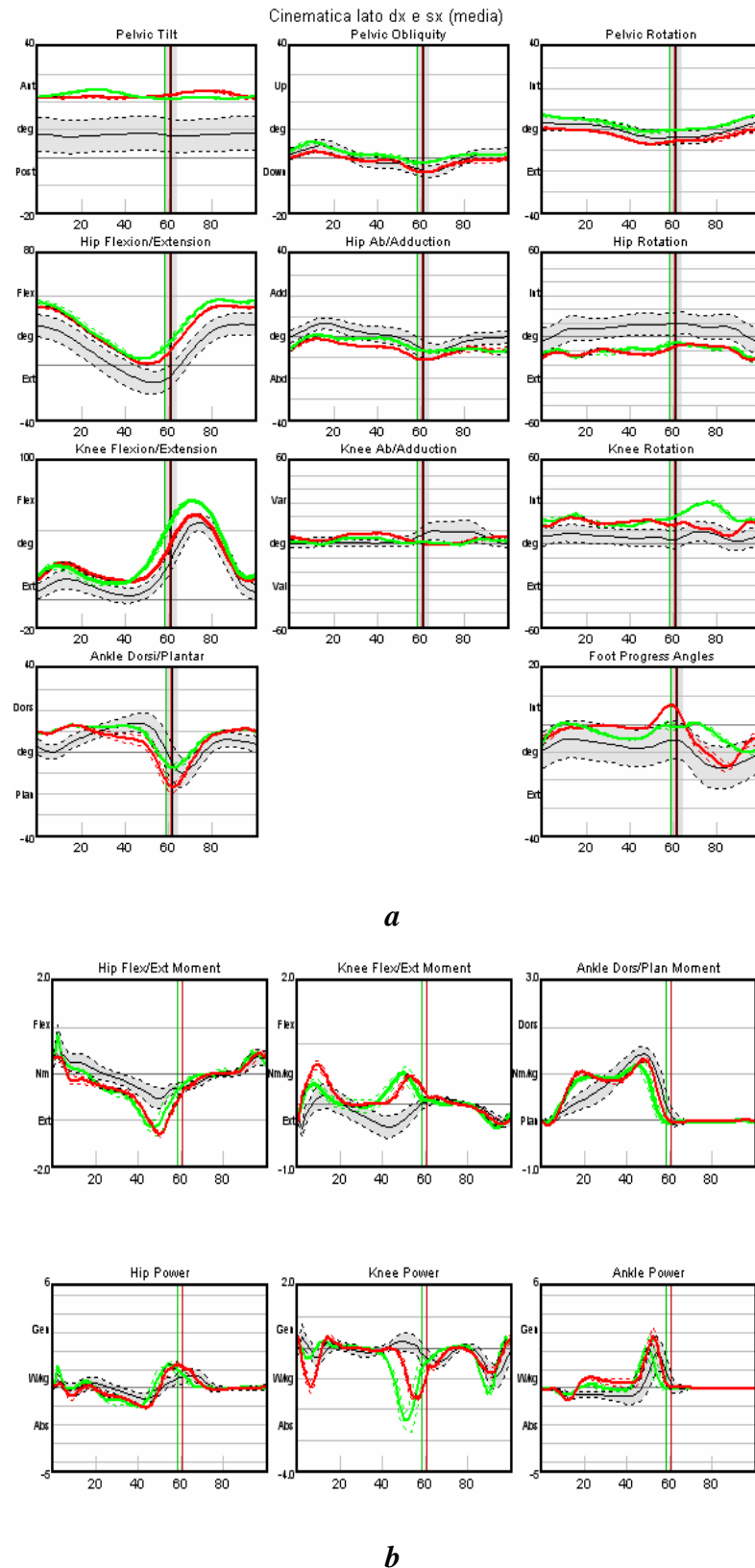
Dopo un numero ritenuto sufficiente di acquisizioni dal punto di vista della ripetibilità della misura (in genere 6 rilevazioni) la sessione è conclusa.

Tale sessione può essere arricchita posizionando sul soggetto oltre che dei markers anche degli elettrodi per l'analisi elettromiografica, scegliendo, a seconda della situazione patologica del soggetto i muscoli di cui si vuole studiare il ruolo durante la deambulazione. A seguito di una particolare elaborazione dei dati acquisiti si passa alla rappresentazione del corpo del soggetto mediante una rappresentazione a segmenti o meglio ancora ad una rappresentazione mediante uno scheletro rappresentativo del movimento del paziente.

A sessione conclusa, dunque, la Gait Analysis ci dà tre diversi tipi di informazione:

- **dati di cinematica:** angoli di flesso-estensione, abdo/adduzione e extra/intrarotazione delle principali articolazioni (anca, ginocchio, caviglia);
- **dati di dinamica:** momenti e potenze alle articolazioni di anca ginocchio e caviglia oltre alla GRF;
- **dati elettromiografici:** attivazione e disattivazione dei muscoli.

In figura 1.13 sono riportati alcuni risultati di prove di Gait Analysis come ad esempio i grafici di cinematica relativi al comportamento di flesso/estensione, abdo/adduzione ed extra/intra rotazione dell'arto destro (linea verde) e dell'arto sinistro (linea rossa) di un soggetto (Fig. 1.13a) oppure la cinetica relativa al piano sagittale con momenti e potenze di anca, ginocchio e caviglia (Fig. 1.13b). Le linee grigie rappresentano il range di normalità.



**Fig. 1.13** Grafici relativi alla cinematica (a) e alla dinamica (b) di un soggetto





## **CAPITOLO 2**

# **Valutazione dell'attivazione muscolare dell'arto inferiore durante il ciclo del passo in soggetti sani**

### ***2.1 Introduzione***

La deambulazione è un atto complesso risultante dalle interazioni fra forza interne ed esterne dirette da un mirabile sistema di controllo posturale e dell'equilibrio, che regola attimo per attimo, tramite i muscoli, i rapporti fra le forze. Il sistema di controllo dell'equilibrio e della postura sostanzialmente coincidono e corrispondono al controllo del tono muscolare, formando così il sistema posturale fine. Compito di tale sistema è quello di consentire all'uomo la stabilità posturale, sia in posizione statica che in movimento, adattandosi ai continui cambiamenti ambientali. Il Sistema posturale fine (S.P.F.) può essere comparato ad un sistema asservito di regolazione, cioè una scatola nera che possiede un'entrata ed un'uscita; pertanto può essere rappresentato con:

- delle entrate che portano informazioni al sistema;
- una scatola nera che elabora le informazioni, le integra e produce delle reazioni;
- un' uscita che ha il compito di mantenere il corpo in equilibrio.

### **Le entrate del S.P.F.**

Sono dei recettori sensoriali e/o sensitivi. Si possono classificare in due categorie: gli esocettori e gli endocettori. Gli esocettori sono recettori sensoriali che captano le informazioni provenienti dall'ambiente e le inviano alla scatola nera del S.P.F. Ne sono universalmente riconosciuti tre: l'orecchio interno, la retina e la pianta del piede.

Gli endocettori sono recettori sensitivi che informano la scatola nera del S.P.F. di quello che succede all'interno dell'individuo. Permettono al sistema di riconoscere la posizione e lo stato di ogni osso, muscolo, legamento od organo in rapporto all'equilibrio. Si dividono in due grandi categorie: recettori propriocettivi ed enterocettivi.

### *La Scatola Nera del S.P.F*

Rappresenta l'insieme delle strutture neurologiche che gestiscono l'equilibrio. Queste strutture sono sotto-corticali e funzionano in modo automatico, come per gli impulsi cardiaci. La scatola nera riceve le informazioni da tutti i recettori in rapporto all'equilibrio, le integra e reagisce modificando il tono posturale attraverso l'intermediario dei riflessi posturali responsabile delle reazioni d'equilibratura.

### *L' Uscita del S.P.F.*

E' il mantenimento della posizione eretta e dell'equilibrio durante la deambulazione tramite l'azione dei muscoli antigravitari.

## ***2.2 Il ciclo del passo***

Durante la camminata, che ha come scopo quello di permettere lo spostamento del soggetto, le principali funzioni svolte dall'apparato locomotore sono:

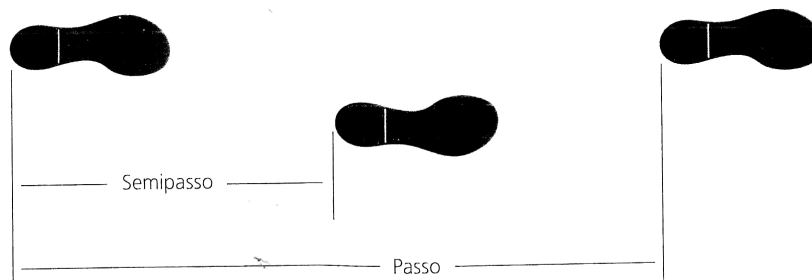
- Generazione di una forza propulsiva;
- Mantenimento della stabilità a livello superiore, nonostante il continuo cambiamento della situazione posturale;
- Assorbimento dello shock dovuto all'impatto con il terreno ad ogni passo;
- Conservazione dell'energia durante le funzioni precedenti, al fine di minimizzare lo sforzo da parte dei muscoli.

Quando avviene l'avanzamento del corpo, un arto funge da sostegno mentre l'altro avanza fino al successivo appoggio; in seguito i due arti si scambiano di ruolo ed entrambi i piedi sono in contatto con il terreno durante il trasferimento del peso del corpo da un arto all'altro.

Una singola sequenza di queste funzioni è definita ciclo del passo.

E' necessario distinguere due concetti che spesso vengono confusi:

- *il passo* definito come l'equivalente del ciclo del passo, rappresenta l'unità funzionale di riferimento nella analisi del cammino. Esso è definito dall'intervallo di tempo tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede (stride) e rappresenta il riferimento temporale in cui vengono descritti tutti gli altri eventi biomeccanici e di attività muscolare;
- *il semipasso* inteso, invece, come la distanza tra l'appoggio di un piede (generalmente il tallone) e l'appoggio della stessa parte del piede controlaterale.



**Fig. 2.1** Distinzione fra passo e semipasso

Nell'ambito del ciclo del passo vengono inoltre definiti alcuni parametri spazio temporali di riferimento:

la *lunghezza dello stride* data dalla lunghezza del piede più la distanza coperta in fase di oscillazione; la *larghezza del passo* è la distanza sul piano frontale del tallone dalla linea mediana di avanzamento, la *cadenza* è il numero di step nell'unità di tempo, ed infine la *velocità*.

Per comprendere meglio la biomeccanica del cammino cerchiamo di analizzare il singolo ciclo della locomozione. Data la sua complessità, il cammino può essere distinto in due periodi: appoggio (stance) e oscillazione (swing). Lo stance identifica l'intero periodo durante il quale il piede è in contatto con il terreno mentre lo swing si riferisce al tempo in cui il piede si trova sollevato per l'avanzamento dell'arto. L'appoggio, inoltre, è suddiviso a sua volta in tre intervalli:

- il doppio appoggio iniziale che costituisce l'inizio del ciclo del passo. Rappresenta il tempo in cui entrambi i piedi si trovano a contatto con il suolo dopo il contatto iniziale.
- l'appoggio singolo che ha inizio quando il piede opposto si stacca per l'oscillazione
- il doppio appoggio terminale che ha inizio con il contatto iniziale del piede contro laterale e continua finchè l'arto che era in appoggio inizialmente si distacca per l'oscillazione.

La distribuzione normale dei periodi di contatto con il terreno è approssimativamente del 60% per l'appoggio e del 40% per l'oscillazione. La suddivisione temporale per le fasi d'appoggio è del 10% per ciascun intervallo di doppio appoggio e del 40% per l'appoggio singolo.

### ***2.2.1 Le fasi del passo***

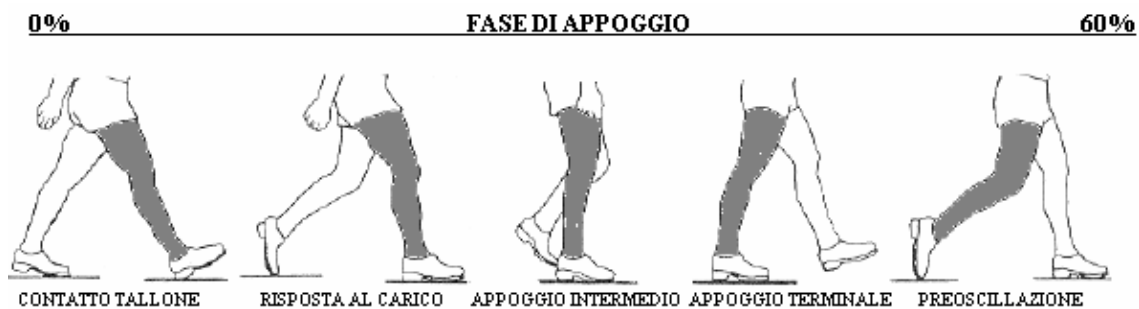
Cerchiamo ora di analizzare i diversi movimenti che avvengono fra l'appoggio di un tallone ed il suo successivo appoggio a terra. J. Perry, infatti, ha distinto otto fasi durante il ciclo del cammino, ognuna delle quali ha un preciso obiettivo funzionale ed è caratterizzata da uno schema di movimento sinergico per raggiungere tale obiettivo.

La fase di appoggio si può dividere in cinque diverse fasi:

- 1. Contatto tallone (initial contact): è una fase molto breve in cui il tallone del piede proiettato in avanti si trova a contatto con il suolo;
- 2. Risposta al carico (loading response): è il periodo iniziale del doppio appoggio;
- 3. Appoggio intermedio (mid stance): comprende la prima metà dell'intervallo d'appoggio singolo. E' la fase più lunga che inizia con lo stacco del piede controlaterale e termina quando il piede è completamente appoggiato al suolo (calcagno, metatarso e dita appoggiate al terreno);
- 4. Appoggio terminale (terminal stance): questa fase conclude l'appoggio singolo. Inizia con il sollevamento del tallone e continua finchè l'altro piede appoggia al suolo. Durante questa fase il peso del corpo viene trasferito

sull'avampiede;

- 5. Preoscillazione (preswing): questa fase finale dell'appoggio, rappresenta il secondo periodo di doppio appoggio nel ciclo del passo dove il trasferimento del peso corporeo scarica rapidamente l'arto che non fornisce alcun contributo attivo, ma, al contrario, si prepara alla richiesta di oscillazione.



*Fig. 2.2* Suddivisione fase di appoggio

La fase di oscillazione si può, invece, suddividere in tre fasi:

- 1. Oscillazione iniziale (initial swing): inizia con il sollevamento del piede dal terreno e termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede di appoggio.
- 2. Oscillazione intermedia (mid swing): inizia quando l'arto oscillante è opposto all'arto in appoggio e termina quando il primo avanza e la tibia corrispondente risulta verticale;
- 3. Oscillazione terminale (terminal swing): inizia con la tibia verticale e termina quando il piede prende contatto con il terreno.



*Fig. 2.3* Suddivisione fase di oscillazione

### **2.2.2 Funzioni dell'intero arto inferiore durante il passo**

Ciascuna delle otto fasi del passo, appena citate, ha un preciso obiettivo funzionale ed è caratterizzata da uno schema di movimento sinergico per raggiungere tale obiettivo. La combinazione sequenziale delle fasi è inoltre in grado di far effettuare all'arto tre compiti di base: l'accettazione del carico, l'appoggio singolo e l'avanzamento dell'arto.

#### Accettazione del carico

L'accettazione del carico caratterizza l'inizio del periodo d'appoggio e utilizza le prime due fasi del passo:

##### **FASE 1: CONTATTO TALLONE**

*Intervallo:* 0-2% ciclo del passo.

*Evento:* posizionamento dell'arto in modo da iniziare l'appoggio con il rotolamento del calcagno. Il contatto con il terreno, realizzato dal tallone, genera una brusca e momentanea forza di reazione verticale, dal momento che si verifica una caduta libera del corpo di circa 1cm. L'allineamento della linea di forza con le articolazioni introduce instabilità a tibiotarsica e anca mentre il ginocchio è stabile.

*Obiettivo:* preparazione per l'appoggio del tallone.

##### **FASE 2: RISPOSTA AL CARICO**

*Intervallo:* 0-10% ciclo del passo.

*Eventi:* rotolamento del calcagno e trasferimento del peso del corpo sull'arto in appoggio che avvicina l'avampiede al suolo con conseguente flessione plantare della tibiotarsica e flessione del ginocchio.

La flessione plantare della tibiotarsica, dovuta al vettore applicato al calcagno, contribuisce all'assorbimento dell'impatto, la flessione del ginocchio, introdotta dall'azione dei muscoli pretibiali è sufficiente per contribuire all'assorbimento mantenendo la stabilità necessaria per la sicurezza del carico.

*Obiettivi:* assorbimento dell'impatto, stabilità sotto carico, conservazione della progressione.

### Appoggio singolo

Il distacco del piede contro laterale per l'oscillazione determina l'inizio dell'appoggio singolo per l'arto a contatto con il suolo. Questo continua fino a quando il piede contro laterale non entra nuovamente a contatto con il terreno. Comprende le fasi:

#### FASE 3: APPOGGIO INTERMEDIO

*Intervallo:* 10-30% del ciclo del passo.

*Eventi:* momento in cui il vettore modifica il proprio allineamento a livello di ogni articolazione. Man mano che l'arto ruota in avanti sul piede d'appoggio il punto critico per la stabilità dinamica si sposta dal ginocchio alla tibiotarsica con il vettore che diventa anteriore alla tibiotarsica e al ginocchio e posteriore rispetto all'anca.

*Obiettivi:* progressione sul piede di appoggio, stabilità dell'arto e del tronco.

Il momento creato dalla progressione, che deriva dall'oscillazione dell'arto contro laterale e dal rotolamento del calcagno, porta la tibiotarsica in flessione dorsale e nella fase finale, all'estensione del ginocchio.

#### FASE 4: APPOGGIO TERMINALE

*Intervallo:* 30-50% del ciclo del passo.

*Eventi:* quando il corpo ruota anteriormente sull'avampiede, la tibiotarsica flette dorsalmente e il calcagno si solleva poiché il ginocchio ha completato l'estensione. L'avanzamento del tronco sposta il vettore in avanti più a livello della tibiotarsica. Alla fine dell'appoggio terminale la rotazione del complesso tibiotarsica/piede sulle dita porta il ginocchio in avanti fino e oltre il vettore, sbloccandolo e dando inizio alla sua flessione.

*Obiettivi:* progressione del corpo oltre il piede in appoggio.

### Avanzamento dell'arto

Inizia nella fase finale dell'appoggio (preoscillazione) necessaria per il corretto posizionamento dell'arto che successivamente oscilla attraverso tre differenti movimenti di sollevamento, avanzamento e preparazione per il successivo appoggio.

#### FASE 5: PREOSCILLAZIONE

*Intervallo:* 50-60% del ciclo del passo

*Eventi:* L'ampio arco di flessione del ginocchio inizia in questa fase di doppio appoggio, quando la tibiotarsica si flette plantarmente. L'avanzamento del vettore oltre le articolazioni metatarsofalangee e il trasferimento del carico da un arto all'altro liberano il piede permettendogli di ruotare determinando il sollevamento del calcagno. Questo sposta il ginocchio davanti al vettore e ne determina la flessione e l'avanzamento della coscia.

*Obiettivo:* posizionamento dell'arto per l'oscillazione.

#### FASE 6: OSCILLAZIONE INIZIALE

*Intervallo:* 60-73% del ciclo del passo.

*Eventi:* il distacco delle dita segnala l'avanzamento dell'arto sollevato dal carico. La flessione del ginocchio aumenta per staccare il piede dal terreno. La flessione plantare della tibiotarsica è parzialmente ridotta mentre la flessione dell'anca fa ruotare la coscia in avanti.

*Obiettivi:* sollevamento del piede dal suolo, avanzamento dell'arto.

#### FASE 7: OSCILLAZIONE INTERMEDIA

*Intervallo:* 73-87% del ciclo del passo.

*Eventi:* il distacco dal terreno dipende ora dalla posizione della tibiotarsica e dell'anca. La tibiotarsica flette dorsalmente fino alla posizione neutra, l'anca continua la sua flessione mentre il ginocchio comincia a estendersi.

*Obiettivi:* avanzamento dell'arto, sollevamento del piede dal suolo.

#### FASE 8 : OSCILLAZIONE TERMINALE

*Intervallo:* 87-100% del ciclo del passo.

*Eventi:* viene inibita l'ulteriore flessione dell'anca mentre il ginocchio continua a estendere fino alla sua posizione neutra. La tibiotarsica rimane in posizione neutra.

*Obiettivi:* completo avanzamento dell'arto e preparazione per l'appoggio.



### 2.3 Muscoli dell'arto inferiore

Un ruolo importante nel ciclo del passo viene svolto dai muscoli dell'arto inferiore, i quali si suddividono in muscoli dell'anca, della coscia e della gamba.

#### I muscoli dell'anca

La suddivisione dei muscoli dell'anca può essere fatta considerando lo sviluppo e l'inserzione dei muscoli. Si possono quindi distinguere i muscoli dorsali in un gruppo anteriore e uno posteriore e i muscoli ventrali.

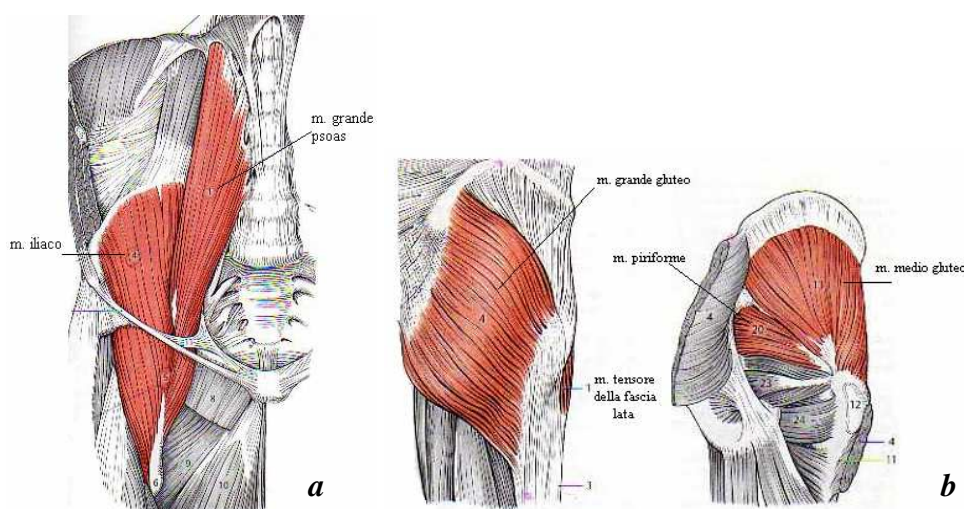
#### *Muscoli dorsali*

Gruppo anteriore: muscolo grande psoas e muscolo iliaco.

ILIACO: ha origine nella fossa iliaca fino alla spina iliaca posteriore superiore. Si inserisce sul piccolo trocantere come muscolo ileopsoas dopo essersi unito al grande psoas. L'azione del muscolo ileopsoas porta alla flessione dell'anca.

Gruppo posteriore: muscolo piriforme, muscoli piccolo e medio gluteo, muscolo grande gluteo, muscolo tensore della fascia lata.

GRANDE GLUTEO: ha origine sulla cresta iliaca, spina iliaca posteriore superiore, osso sacro e coccige, si inserisce nel tratto ileo tibiale. Con la sua azione estende e ruota lateralmente l'articolazione dell'anca.

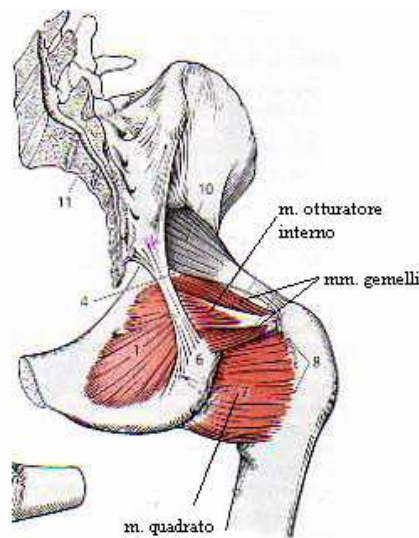


**Fig.2.4** Muscoli dorsali dell'anca (a) gruppo anteriore, (b) gruppo posteriore

### *Muscoli ventrali*

muscolo otturatore interno, muscoli gemelli, muscolo quadrato del femore, muscolo otturatore esterno, muscolo pettineo, muscolo gracile.

**QUADRATO DEL FEMORE:** ha origine nella tuberosità ischiatica, si inserisce sulla cresta intertrocanterica. Con la sua azione, assieme ai muscoli otturatore interno, otturatore esterno, gemelli, ruota lateralmente l'articolazione dell'anca.



**Fig.2.5** *Muscoli ventrali dell'anca*

### I muscoli della coscia

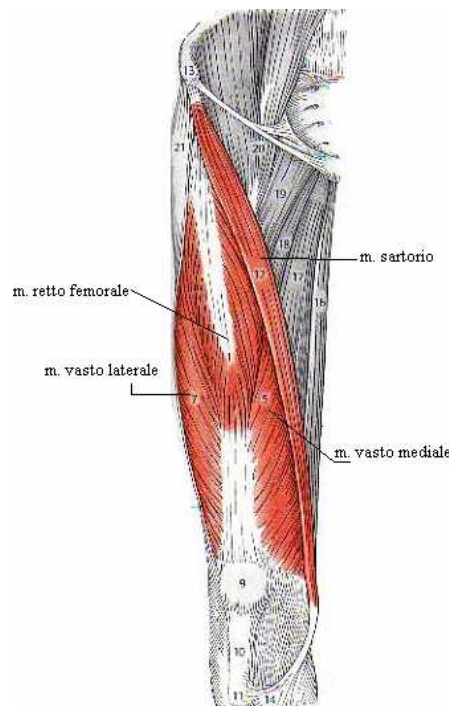
In base alla loro posizione li distinguiamo in un gruppo anteriore, posteriore e muscoli adduttori. Gli adduttori agiscono (a parte il muscolo gracile) solo sull'articolazione dell'anca e trovano la loro inserzione sul femore. I veri muscoli della coscia agiscono in primo luogo sull'articolazione del ginocchio inserendosi sulle ossa della gamba.

### *Gruppo anteriore*

muscolo sartorio, muscolo quadricipite femorale formato dai quattro vasti (muscolo retto femorale, muscolo vasto intermedio, muscolo vasto mediale, muscolo vasto laterale).

**RETTO FEMORALE:** ha origine sulla spina iliaca antero-inferiore, si inserisce nel margine prossimale della rotula e, tramite il legamento rotuleo, sulla tuberosità della tibia. Con la sua azione flette l'articolazione dell'anca e assieme agli altri muscoli che compongono il quadricipite, estende l'articolazione del ginocchio.

**VASTO MEDIALE:** ha origine nel labbro mediale della linea aspra, si inserisce nel margine prossimale della rotula. Assieme agli altri muscoli che compongono il quadricipite, estende l'articolazione del ginocchio.



**Fig.2.6** *Muscoli della coscia gruppo anteriore*

#### *Gruppo posteriore*

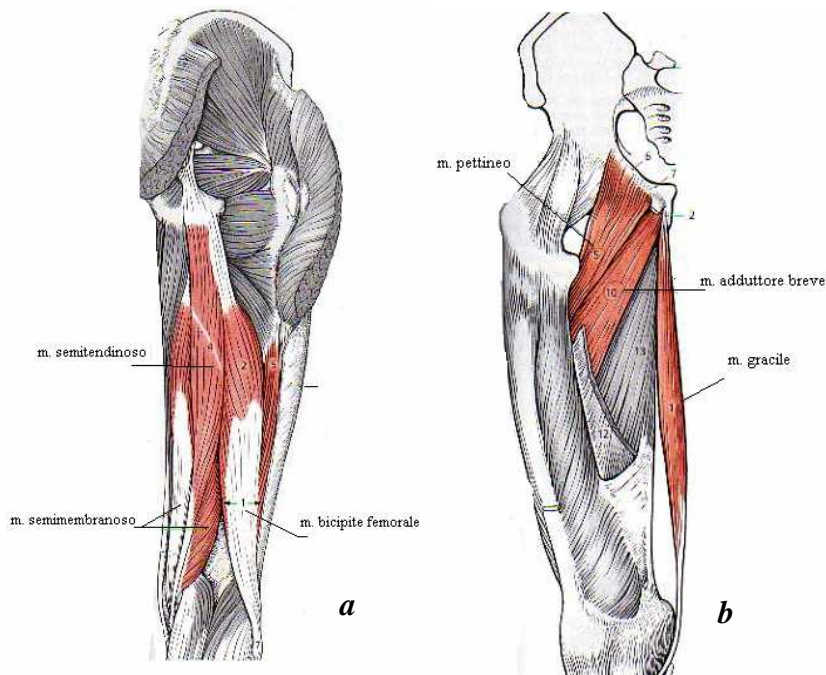
muscolo bicipite femorale, muscolo semitendinoso, muscolo semimembranoso (chiamati ischio crurali).

**BICIPITE FEMORALE :** ha origine sulla tuberosità ischiatica (capo lungo), 1/3 mediale del labbro laterale della linea aspra (capo breve), si inserisce nella testa della fibula come unico capo. Il capo lungo e il capo breve del bicipite femorale flettono e ruotano internamente l'articolazione del ginocchio; il capo lungo inoltre estende l'anca.

### *Muscoli adduttori*

muscolo adduttore breve, muscolo adduttore lungo, muscolo adduttore grande, muscolo adduttore minimo, gracile.

GRACILE: ha origine nel ramo inferiore del pube, si inserisce sulla faccia mediale della tibia. Essendo un muscolo adduttore, con la sua azione adduce l'articolazione dell'anca, inoltre flette e ruota medialmente l'articolazione del ginocchio.



**Fig.2.7** *Muscoli della coscia (a) gruppo posteriore,(b) adduttori*

### I muscoli della gamba

Sono intesi come tali tutti i muscoli che hanno origine dallo scheletro della gambe e terminano con i tendini sullo scheletro del piede. Sono suddivisibili secondo la loro posizione e quindi si distinguono in due gruppi principali: anteriore e posteriore, separati da tibia, perone e membrana interossea. A loro volta i gruppi principali si suddividono in sottogruppi. Il gruppo anteriore comprende il sottogruppo degli estensori e quello laterale dei peronieri. Il gruppo posteriore, invece, ha come sottogruppi i muscoli superficiali e profondi.

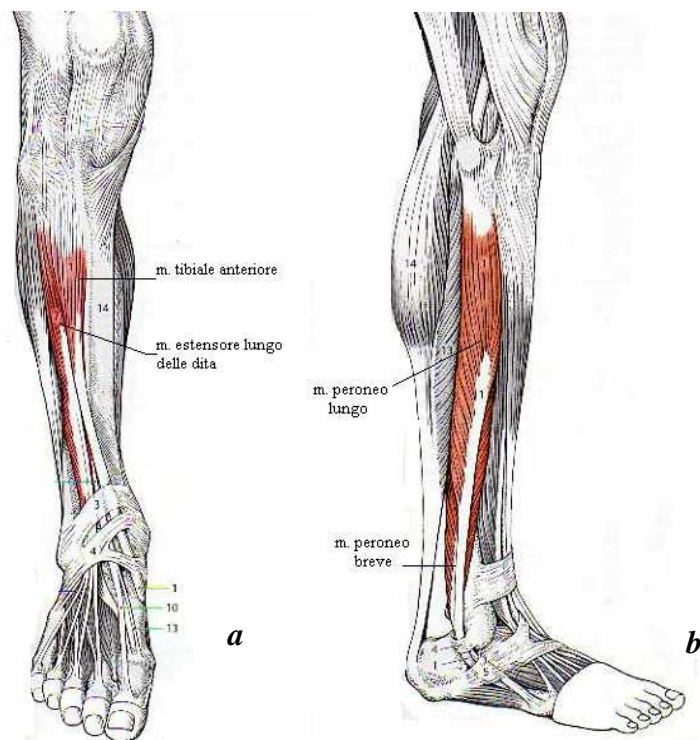
### *Muscoli anteriori*

Gruppo degli estensori: muscolo tibiale anteriore, muscolo estensore lungo delle dita, muscolo estensore lungo dell'alluce.

**TIBIALE ANTERIORE:** ha origine sulla faccia laterale della tibia, si inserisce nella faccia plantare dell'osso cuneiforme, alla base del primo osso metatarsale. Con la sua azione dorsi flette l'articolazione della caviglia.

Gruppo dei peronieri: muscolo peroneo lungo, muscolo peroneo breve.

**PERONEO LUNGO:** ha origine sulla testa della fibula, parte prossimale della fibula e si inserisce nella tuberosità del primo osso metatarsale. Con la sua azione partecipa all'eversione del piede ed assiste alla flessione plantare della caviglia.



**Fig.2.8** *Muscoli anteriori della gamba (a) gruppo estensori,(b)gruppo peronieri*

### *Muscoli posteriori*

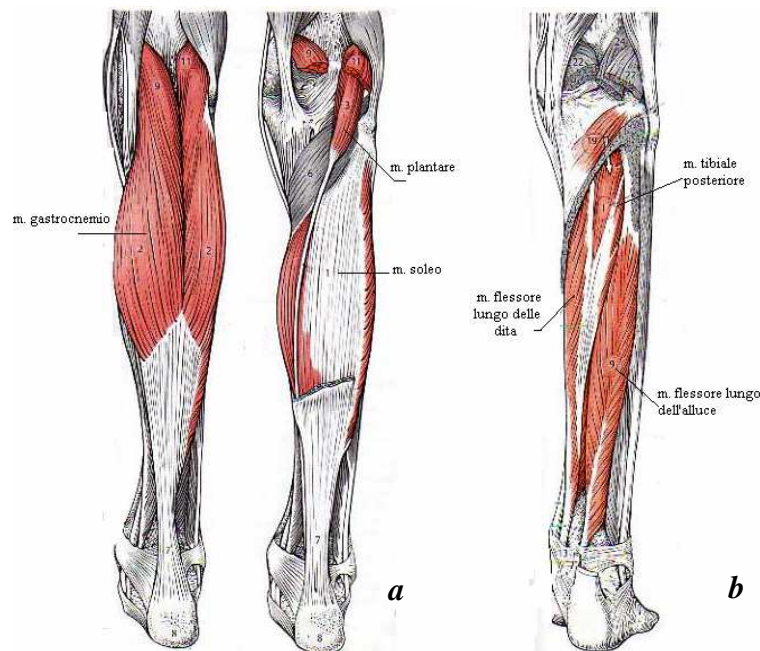
Strato superficiale: muscolo tricipite della sura costituito da soleo, gastrocnemio e muscolo plantare.

**SOLEO:** ha origine sulla testa della fibula, si inserisce come tendine calcaneare (tendine d'Achille). Con la sua azione flette plantarmente l'articolazione della caviglia.

**GASTROCNEMIO:** ha origine al di sopra del condilo mediale del femore (capo mediale) e del condilo laterale del femore (capo laterale). I due capi si uniscono fra loro e si inseriscono alla tuberosità calcaneare con il tendine del muscolo soleo. Con la sua azione flette plantarmente l'articolazione della caviglia e collabora alla flessione del ginocchio.

**Strato profondo:** muscolo tibiale posteriore, muscolo flessore lungo dell'alluce, muscolo flessore lungo delle dita.

**TIBIALE POSTERIORE:** ha origine sulle superfici vicino alla tibia, si inserisce nella tuberosità dello scafoide e alle basi del secondo, terzo e quarto osso metatarsale. Con la sua azione inverte il piede ed assiste alla flessione plantare dell'articolazione della caviglia.



**Fig.2.9** *Muscoli posteriori della gamba (a) strato superficiale,(b) strato profondo*

### ***2.3.1 Organizzazione microstrutturale della muscolatura scheletrica***

Dal punto di vista microstrutturale le fibrocellule della muscolatura scheletrica contengono filamenti proteici organizzati in unità anatomico-funzionali dette sarcomeri. I filamenti sono in grado di scorrere gli uni sugli altri, determinando l'accorciamento del muscolo, senza che la lunghezza dei filamenti stessi venga modificata. Il muscolo scheletrico, contenuto in una guaina connettivale detta epimisio, si compone di fasci di fibre, delimitati l'uno dall'altro dal tessuto connettivale del perimisio. Le singole fibrocellule muscolari, le cui membrane prendono il nome di sarcolemma, sono separate tra di loro dall'endomisio e contengono al loro interno le miofibrille. Le miofibrille sono composte da unità elementari, i sarcomeri, disposti in serie l'uno all'altro per tutta la lunghezza della miofibrilla. Ciascun sarcomero contiene al proprio interno filamenti spessi e filamenti sottili. I filamenti spessi si compongono di molte molecole di una proteina detta miosina; ciascuna molecola di miosina comprende un corpo, una coda (diretta verso il centro del sarcomero) e una testa (diretta verso l'estremità del sarcomero). Al centro del sarcomero i filamenti spessi sono collegati tra loro da proteine strutturali che formano la linea M. I filamenti sottili contengono la proteina actina e proteine di tipo regolatorio, la tropo miosina e la troponina. I filamenti sottili sono ancorati alle linee Z, che, disposte perpendicolarmente all'asse maggiore della miofibrilla, delimitano il sarcomero e sono costituite dalla proteina actinina. Proteine strutturali hanno il compito di mantenere l'allineamento dei filamenti e la struttura del sarcomero; queste proteine sono la titina, che áncora i filamenti spessi e gli elementi delle linee M alle linee Z, e la nebulina, una proteina filamentosa associata ai filamenti sottili e che ne regola la lunghezza. L'ordinata disposizione dei filamenti spessi e sottili in parallelo tra loro dà luogo alle bande A e I. La banda A, scura, è dovuta ai filamenti spessi e comprende la zona H. La banda I, chiara, è dovuta ai filamenti sottili e comprende la linea Z. Dal sarcolemma si staccano i tubuli trasversi T, che scorrono nel sarcoplasma in senso trasversale, in corrispondenza delle linee Z. Le cellule muscolari contengono anche un sistema di cisterne e tubuli, il reticolo sarcoplasmatico. Dove le cisterne terminali del reticolo sarcoplasmatico e i tubuli T entrano in contatto si verifica un accoppiamento tra sensori di voltaggio presenti sulla membrana dei tubuli T e il piede dei canali calcio presenti sulla membrana del reticolo sarcoplasmatico.

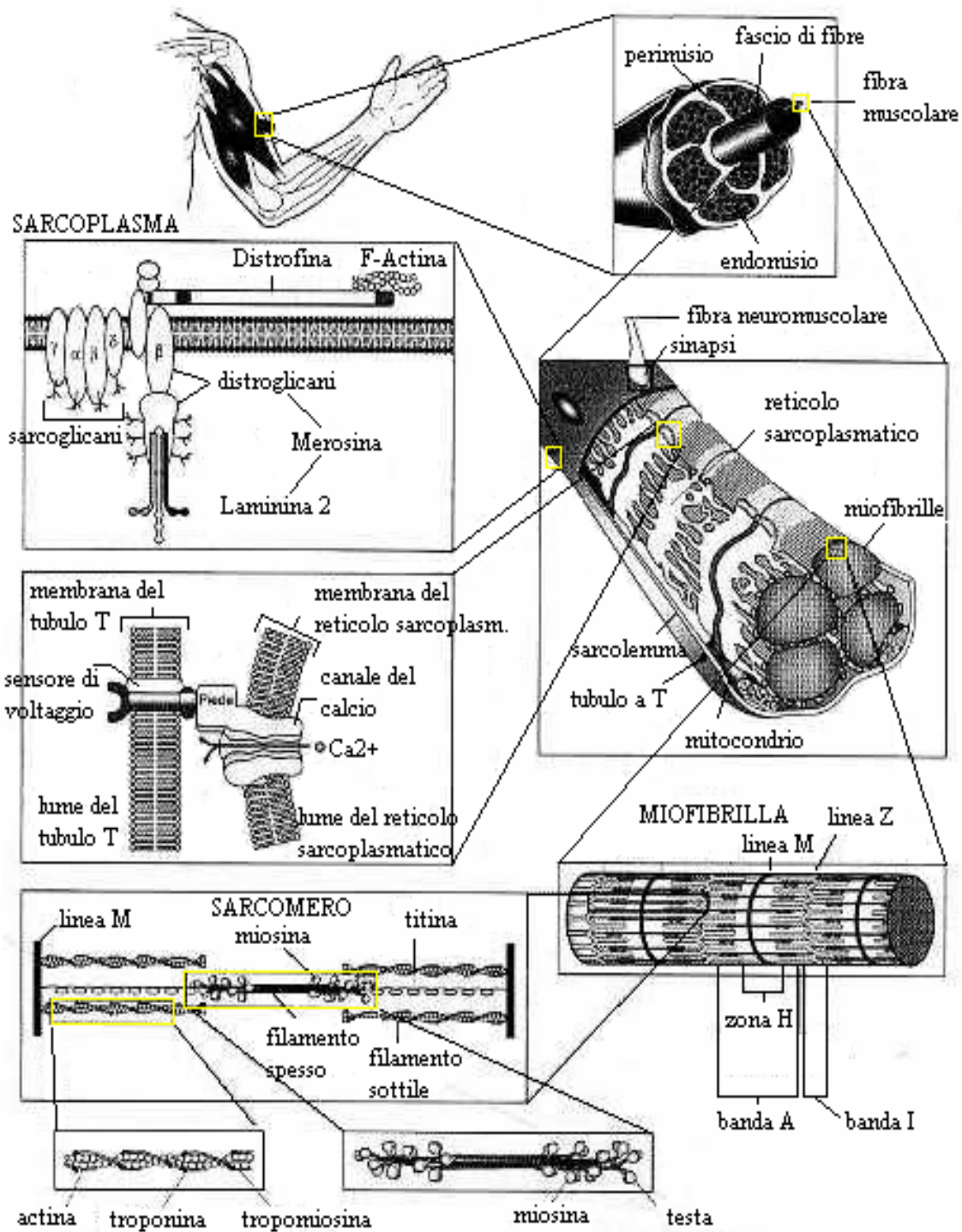


Fig. 2.10 Organizzazione del muscolo scheletrica



### 2.3.1.1 Fisiologia della contrazione muscolare

Le singole fibre muscolari sono innervate da giunzioni neuro-muscolari dove si generano i potenziali elettrici che portano alla contrazione del muscolo. Questi potenziali sono causati dalla depolarizzazione elettrica delle fibre muscolari in risposta all'arrivo di un impulso elettrico alla sinapsi neuromuscolare.

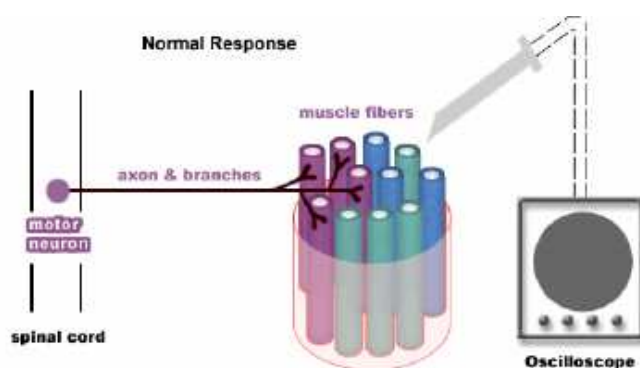


Fig. 2.11 Schema illustrativo della misurazione del potenziale elettrico

La trasmissione dell'impulso nervoso è assicurata dalla presenza, nel punto in cui la terminazione della fibra nervosa prende contatto con la fibra muscolare, di un dispositivo specializzato, la placca motrice (Fig. 2.12). Questa formazione presenta una membrana presinaptica formata dalla membrana del neurite e una postsinaptica, rappresentata dalla membrana della fibrocellula muscolare. Il terminale nervoso si caratterizza anche per la presenza di vescicole contenenti acetilcolina (ACh).

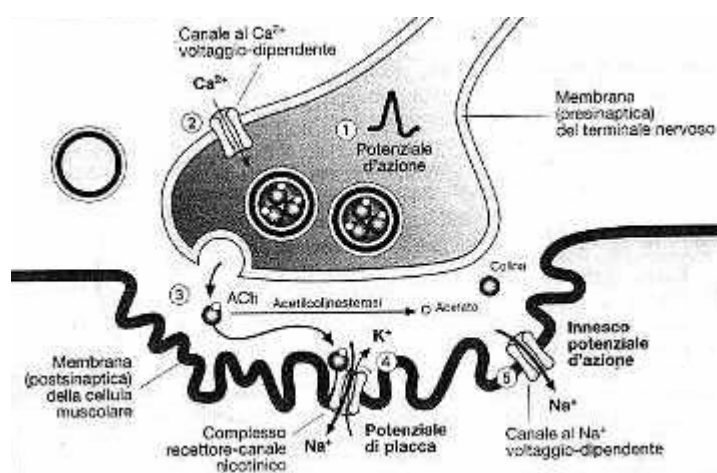


Fig. 2.12 La trasmissione neuromuscolare (placca motrice)

L'arrivo dell'impulso elettrico e la conseguente depolarizzazione del terminale nervoso (1) inducono l'apertura di canali al  $\text{Ca}^{++}$ , voltaggio-dipendenti presenti sulla membrana del neurilemma e (2) il conseguente ingresso di ioni  $\text{Ca}^{++}$ , spinti da un doppio gradiente, chimico (in quanto gli ioni  $\text{Ca}^{++}$  sono più concentrati nell'ambiente extracellulare) ed elettrico (in quanto gli ioni  $\text{Ca}^{++}$  portano cariche elettriche positive e l'interno della membrana è elettricamente negativo). L'aumento della concentrazione intracellulare di ioni  $\text{Ca}^{++}$  determina il distacco delle vescicole contenenti acetilcolina dalla trabecolatura cui sono ancorate in condizioni di riposo, la fusione della membrana delle vescicole con il neurilemma e (3) la liberazione di ACh nello spazio sinaptico. A livello postsinaptico l'ACh si lega a recettori nicotinici, che sono recettori di tipo ionotropo, in quanto fanno parte di un complesso recettore-canale che permette il passaggio di ioni  $\text{Na}^+$  e  $\text{K}^+$ .

Il legame dell'ACh con i recettori nicotinici determina l'apertura di questi canali ionici (4): dato che la forza elettromotrice per gli ioni  $\text{Na}^+$  in ingresso è maggiore di quella per gli ioni  $\text{K}^+$  in uscita, ne risulta un flusso netto in ingresso di cariche positive a livello sinaptico e quindi una depolarizzazione del potenziale di membrana. Questa depolarizzazione prende il nome di potenziale di placca.

In condizioni fisiologiche la quantità di ACh liberata dal terminale nervoso depolarizzato dall'arrivo di un impulso induce nella fibrocellula muscolare la formazione di un potenziale di placca di ampiezza sopra-soglia, sempre sufficiente a determinare l'apertura di canali selettivi per ioni  $\text{Na}^+$  e di tipo voltaggio-dipendente, responsabili dell'innescò nella fibrocellula muscolare di un potenziale d'azione (5) che diffonderà lungo il sarcolemma. Le fibre muscolari sono organizzate in gruppi, ciascuno raggiunto dalle ramificazioni terminali di un singolo motoneurone. Il motoneurone e le fibre da esso innervate costituiscono l'unità motoria. I singoli potenziali rispecchiano l'attività di una singola unità motoria nel caso di elettrodi ad inserzione, oppure di un gruppo di unità motorie nel caso di elettrodi di superficie.

### ***2.3.2 Valutazione del controllo muscolare durante il passo riportato in letteratura***

Passiamo quindi alla valutazione del controllo muscolare dell'arto inferiore, riportato in letteratura, distinguendo le due fasi caratterizzanti il passo: appoggio e oscillazione

### ***2.3.2.1 Controllo muscolare nella fase di appoggio***

Durante la fase di appoggio, i muscoli di controllo sono dedicati a fornire la stabilità in carico, l'assorbimento dell'impatto e la progressione sul piede di appoggio. I muscoli responsabili sono gli estensori dell'arto che agiscono fundamentalmente per contrastare i momenti generati dalla gravità. Tali muscoli seguono una sequenza d'azione che inizia nell'oscillazione terminale e continua per tutto l'appoggio terminale.

#### *Oscillazione terminale*

Nella parte iniziale dell'oscillazione terminale i tre ischiocrurali proseguono l'attivazione dell'oscillazione intermedia con un picco di intensità per assorbire parzialmente l'impatto con il terreno, frenando prima la coscia e poi la gamba mentre nella parte finale riducono la loro intensità per evitare la flessione del ginocchio.

La flessione viene comunque contrastata dall'attivazione dei quattro vasti per assicurare la completa estensione del ginocchio necessaria per il contatto iniziale.

La decelerazione del femore continua grazie all'azione dei due estensori monoarticolari dell'anca e la riattivazione dei muscoli pretibiali posiziona il piede per la successiva azione di rotolamento del calcagno.

#### *Risposta al carico*

L'azione dei muscoli pretibiali raggiunge il picco di intensità nella parte iniziale della risposta al carico, per frenare la velocità di flessione plantare passiva della tibiotarsica; questo comporta il rotolamento del calcagno e la flessione del ginocchio per l'assorbimento dell'impatto.

L'azione dei quattro vasti aumenta rapidamente fino a raggiungere il picco di intensità; la loro funzione consiste nel limitare la flessione del ginocchio, avviata con il rotolamento del calcagno, e nell'assicurare una stabile accettazione del carico. Dopo che è stata controllata questa azione di flessione del ginocchio, i muscoli vasti si rilasciano rapidamente.

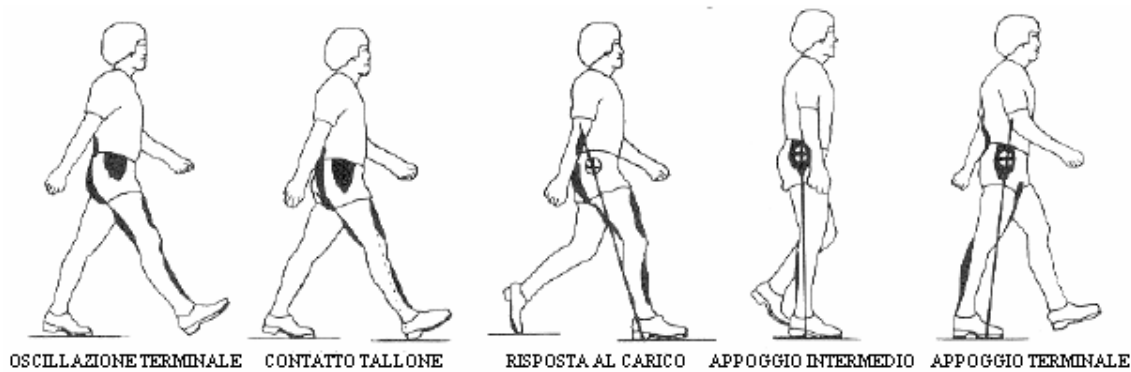
#### *Appoggio intermedio/Appoggio terminale*

Il muscolo vasto presenta un breve periodo di attività durante la parte iniziale dell'appoggio intermedio, per assistere l'estensione del ginocchio, ma di fatto la graduale progressione sul piede in appoggio viene assicurata dai flessori plantari della tibiotarsica. Il primo muscolo a essere attivato è il soleo.

L'azione del soleo fornisce una forza di flessione plantare che frena la velocità di avanzamento della tibia.

Il picco di attività del soleo si verifica in prossimità della fine dell'appoggio terminale, in risposta a due richieste: il vettore del corpo avanza fino all'avampiede creando un elevato momento dorsiflessorio che deve essere contrastato per mantenere la stabilità in carico; in secondo luogo, il distacco del tallone richiede un forte momento plantarflessorio per sostenere il peso del corpo. L'azione del muscolo soleo cessa rapidamente non appena l'arto contro laterale tocca il terreno.

L'attivazione del gastrocnemio segue rapidamente quella del soleo ed il suo incremento in intensità è analogo; il ritardo è correlato all'azione flessoria del ginocchio da parte di tale muscolo.



*Fig. 2.13 Attivazione muscolare nella fase di appoggio*

### **2.3.2.2 Controllo muscolare nella fase di oscillazione**

La transizione dall'appoggio all'oscillazione è compiuta nella preoscillazione, a cui segue, nell'oscillazione iniziale, un'azione sinergica dei muscoli flessori che sollevano e fanno avanzare l'arto. Nell'oscillazione intermedia continua l'attività muscolare presente in quella iniziale, con una minima azione muscolare aggiuntiva.

#### Preoscillazione

Nella preoscillazione il muscolo adduttore lungo si attiva per contrastare il momento abduzionale dell'anca, creato dallo spostamento del carico sull'altro arto. Successivamente nella fase finale della preoscillazione avviene l'attivazione del retto femorale, infatti il suo ruolo consiste nella decelerazione dell'eccessiva flessione del

ginocchio, quando gli eventi passivi potrebbero prendere il sopravvento ma anche nella flessione dell'anca per favorire l'avanzamento dell'arto.

Con l'inizio del doppio appoggio, il vettore di forza avanza oltre le articolazioni metatarsofalangee, liberando il piede. Ciò permette all'energia potenziale dell'arto di trasformarsi in energia cinetica e favorire il movimento della tibia, generando la flessione del ginocchio e ruotando ulteriormente la coscia in avanti.

In questa fase si fa sentire la tensione residua del tricipite che aumenta la flessione del ginocchio, aumentando l'avanzamento della tibia e del piede verso il punto di contatto. Questa moderata forza di flessione plantare viene contrastata dall'azione dorsiflessoria dei muscoli pretibiali che aumenta rapidamente di intensità sollevando il piede dalla sua precedente posizione in flessione plantare.

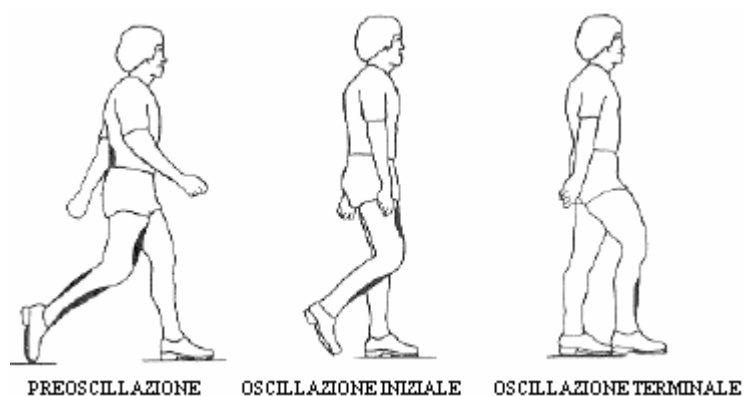
#### Oscillazione iniziale

In questa fase si ha l'attivazione simultanea del gracile, del sartorio e del iliaco che determinano la rotazione anteriore della coscia, a cui si aggiunge l'azione del capo breve del bicipite femorale per aumentare la componente flessoria del ginocchio.

#### Oscillazione intermedia

Nell'ultima fase i tracciati elettromiografici mostrano una significativa riduzione dell'attività dei flessori dorsali della tibiotarsica; l'unico muscolo dell'anca a essere ancora attivo è il gracile.

Spesso i muscoli sono silenti nell'oscillazione intermedia e questo perché il momento generato dalla vigorosa azione muscolare nell'oscillazione iniziale è sufficiente per concludere la sospensione dell'arto.



**Fig. 2.14** Attivazione muscolare nella fase di oscillazione

## 2.4 Valutazione sperimentale dell'attivazione dei muscoli dell'arto inferiore durante il passo

L'impiego dell'elettromiografia di superficie sta avendo una notevole diffusione sia per le caratteristiche di non invasività, sia per le potenzialità offerte dalle moderne tecniche di analisi del segnale elettromiografico che possono fornire utili informazioni quantitative sulle condizioni di attività del distretto muscolare esaminato. Come già accennato nel Capitolo 1 il laboratorio di Gait Analysis dove ho svolto tirocinio possiede un sistema elettromiografico ZeroWire EMG, totalmente wireless per analisi di superficie. L'utilizzo di elettrodi di superficie semplifica sensibilmente le operazioni di prelievo del segnale e, unitamente alla non-invasività della tecnica, rende possibile l'effettuazione di registrazioni sia in condizioni di sforzo sia statico che dinamico, come ad esempio durante il cammino. Ciascun elettrodo è dotato di una unità miniaturizzata di processamento e trasmissione del segnale verso un'unità di base direttamente collegata ad un PC, consentendo la rappresentazione in "live mode" di tutti i canali connessi. Il sistema dà la possibilità di acquisire i segnali elettromiografici su 16 canali distinti, ma nel caso di uno studio dei soli arti inferiori vengono utilizzati 8 canali per l'arto destro e 8 per il sinistro. Nell'analisi del cammino i muscoli che vengono solitamente presi in considerazione per verificarne l'attività sono: bicipite femorale, vasto mediale, tibiale anteriore, peroneo lungo, retto femorale, gastrocnemio ed il soleo. Il soggetto preso in esame per l'analisi elettromiografica sull'intero ciclo del passo (vedi Fig. 2.15), è un soggetto di 59 anni, considerato sano, ovvero senza alcun problema o deficit motorio.

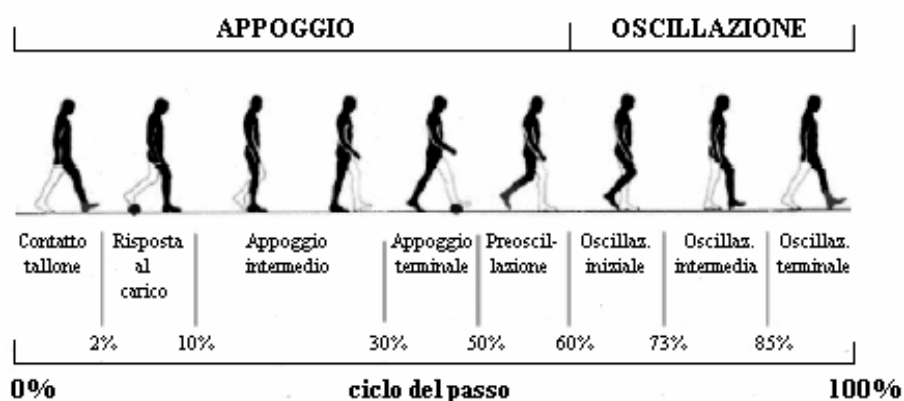
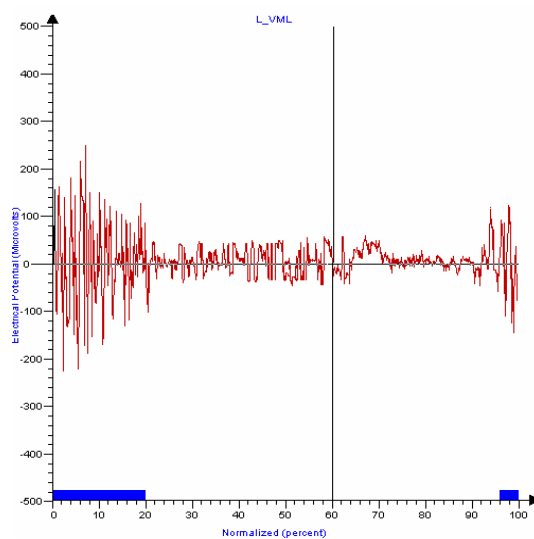


Fig. 2.15 Ciclo del passo

### 1) Vasto Mediale

L'attivazione dei quattro vasti (laterale, intermedio, mediale lungo, mediale obliquo) avviene a metà dell'oscillazione terminale (96% ciclo del passo) opponendosi all'effetto flessorio degli ischiocrurali, per completare l'estensione del ginocchio necessaria per il contatto iniziale del tallone. Essi raggiungono il picco di intensità intorno all'8 % del ciclo del passo per limitare la flessione del ginocchio avviata con il rotolamento del calcagno e mantenere la stabilità necessaria per la sicurezza del carico. Una volta eseguiti questi due compiti i muscoli vasti si rilasciano rapidamente.



**Fig. 2.16** Elettromiografia Vasto Mediale

### 2) Retto Femorale

Unico dei quattro capi del quadricipite ad agire su due articolazioni, con la sua azione flette la coscia ed estende la gamba. Rappresenta un quinto della forza totale del quadricipite ma è essenziale nella deambulazione. Con la sua contrazione, che inizia nella parte finale della preoscillazione (56 % ciclo del passo) e continua per tutta la fase di oscillazione iniziale (70 %), collabora, infatti, (assieme agli altri capi del quadricipite) all'estensione della gamba dell'arto nell'azione di spinta posteriore e permette la flessione della coscia per il sollevamento dell'arto in avanti. Nella fase di oscillazione terminale e di risposta al carico l'azione del retto femorale serve a stabilizzare l'articolazione dell'anca per ridurre i traumi causati dall'impatto del tallone sul terreno.

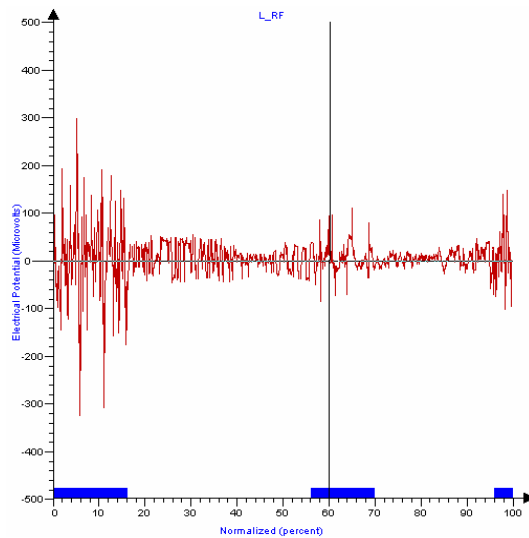


Fig. 2.17 Elettromiografia Retto Femorale

### 3) Bicipite Femorale

Fa parte dei muscoli ischio-crurali. Si attiva nella parte finale dell'oscillazione intermedia (82% del ciclo del passo), con un picco nella parte iniziale dell'oscillazione terminale (92%) per controllare la flessione dell'anca. La sua azione di flessione del ginocchio ne impedisce l'eccessiva iperestensione dovuta al momento della tibia sul femore che ha terminato l'estensione. Successivamente l'attività degli ischiocrurali si riduce rimanendo però attivi per tutta la durata della risposta al carico (10%) fornendo una forza di bilanciamento.

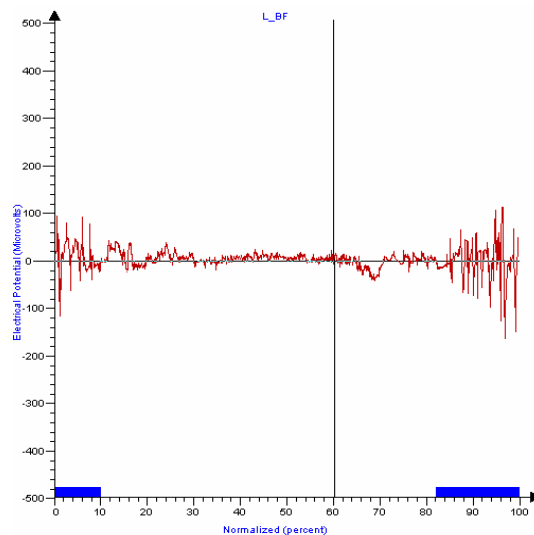
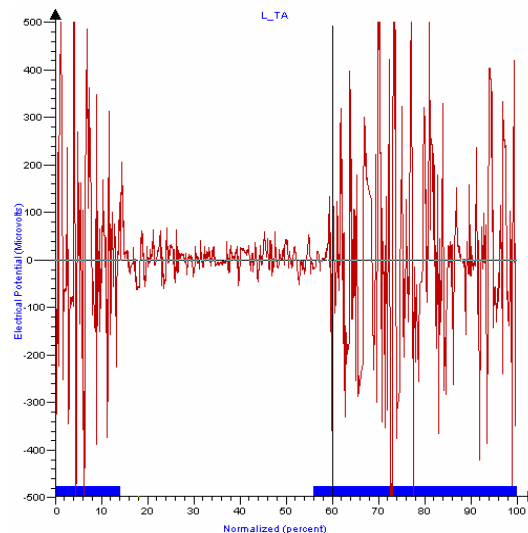


Fig. 2.18 Elettromiografia Bicipite Femorale



#### 4) Tibiale Anteriore

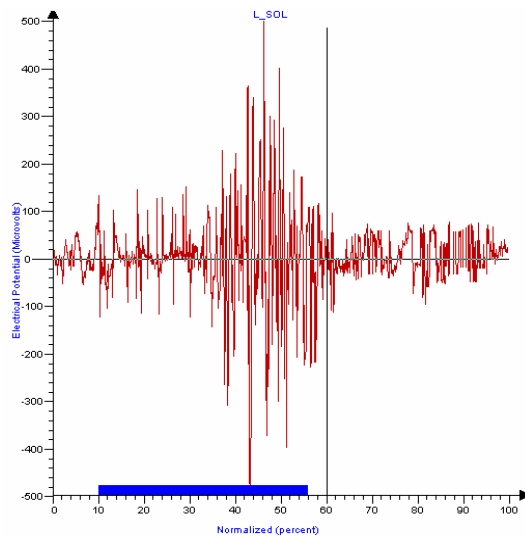
Il tibiale anteriore comincia la sua attivazione nella fase finale della preoscillazione (56% ciclo del passo) per poi intensificarsi durante l'oscillazione iniziale per effettuare il sollevamento del piede. Il movimento limitato che ne consegue è tuttavia dovuto all'inerzia che deve essere superata. L'azione dei muscoli pretibiali appare vivace anche nelle ultime due fasi dell'oscillazione per assicurare la continuazione della flessione dorsale della tibiotarsica e il posizionamento del piede per l'azione di rotolamento. Nel contatto iniziale il tibiale anteriore stabilizza l'articolazione tibiotarsica frenando la velocità di flessione plantare passiva e consentendo la progressione durante la risposta al carico.



**Fig. 2.19** Elettromiografia Tibiale Anteriore

#### 5) Soleo

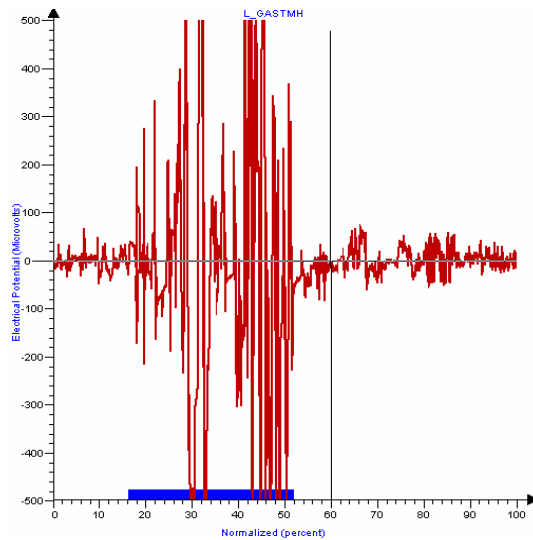
Unico dei muscoli che formano il tricipite della sura ad essere monoarticolare con la sua azione flette plantarmente la caviglia. La sua attivazione ha inizio nell'appoggio intermedio (10 % ciclo del passo) per fornire stabilità alla tibia dell'arto in appoggio frenando la velocità di avanzamento della tibia. Sviluppa la sua massima potenza in prossimità della fine dell'appoggio terminale (50 %) quando il distacco del tallone richiede un forte momento plantarflexorio per sostenere il peso del corpo.



**Fig. 2.20** Elettromiografia Soleo

### 6) Gastrocnemio

L'attività del gastrocnemio inizia con un ritardo di circa il 6% del ciclo del passo rispetto al soleo. Estende il piede (lo flette plantarmente), lo ruota internamente, e partecipa anche alla flessione della gamba (essendo, a differenza del soleo, un muscolo biarticolare). Con la sua contrazione partecipa, inoltre, all'inizio della preoscillazione, all'elevazione del tallone da terra.



**Fig. 2.20** Elettromiografia Gastrocnemi

## **CAPITOLO 3**

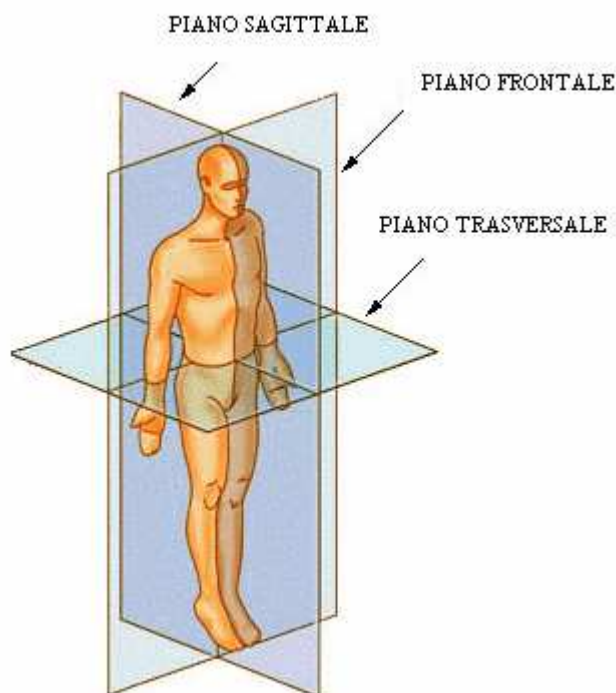
# **Valutazione sperimentale della cinematica dell'arto inferiore durante il ciclo del passo**

### ***3.1 Introduzione***

Come già detto in precedenza, le telecamere ad infrarosso, rilevano i markers posti sul soggetto in esame restituendo le loro coordinate (x,y,z) per tutta la durata dell'acquisizione. I markers devono essere posizionati su punti anatomici ben definiti, in modo tale che la linea che idealmente li congiunge e che poi sarà ricostruita matematicamente sia parallela al segmento corporeo di interesse. Attraverso dei calcoli trigonometrici, il sistema, ricava l'angolo compreso tra le due rette e riesce a stimare l'angolo dell'articolazione. Gli angoli così calcolati, vengono quindi proiettati su un sistema di piani che hanno un'importanza fondamentale nella descrizione del movimento articolare. La fisiologia associa al corpo umano tre piani, detti piani principali:

1. Il piano sagittale, definito come il piano di simmetria del corpo;
2. Il piano frontale, definito come il piano perpendicolare a quello sagittale che passa per il centro di massa del corpo nella sua posizione di riferimento;
3. Il piano trasversale, definito come il piano ortogonale agli altri due e passante per il centro di massa del corpo.

La posizione di riferimento del corpo (posizione anatomica) che si usa per definire questi piani è quella eretta con gli arti inferiori uniti.



*Fig.3.1 Piani corpo umano*

Le articolazioni che solitamente vengono prese in esame nell'analisi cinematica del cammino sono l'anca, il ginocchio e la caviglia.

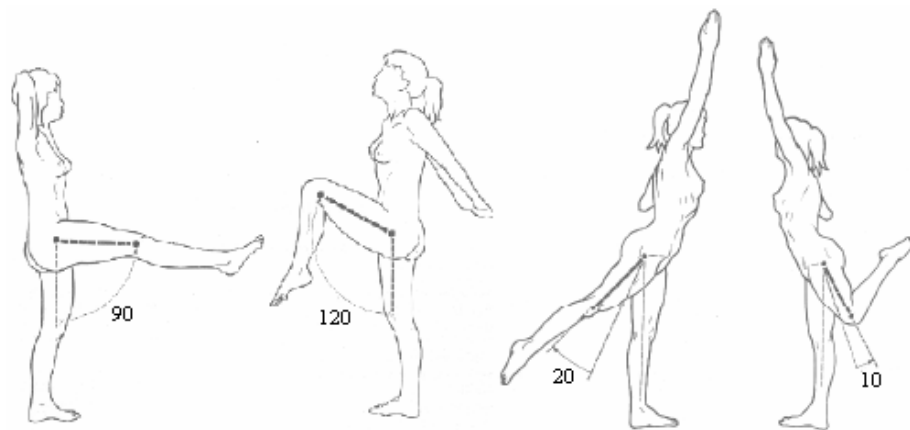
L'*anca* è l'articolazione prossimale dell'arto inferiore ed è caratterizzata da tre gradi di libertà descritti secondo i seguenti assi:

- un asse trasversale situato su un piano frontale passante per il centro dell'articolazione ed orizzontale. Rispetto a questo asse si effettuano i movimenti di flesso-estensione;
- un asse antero-posteriore, posto su un piano sagittale passante per il centro dell'articolazione ed orizzontale. Rispetto al quale si effettuano i movimenti di adduzione-abduzione;
- un asse verticale che, quando l'anca è nella posizione di riferimento (soggetto in postura eretta), è molto vicino all'asse longitudinale dell'arto inferiore (asse che congiunge la testa del femore con il centro dei malleoli, nella posizione di postura eretta del soggetto). Rispetto a questo asse, si effettuano movimenti di rotazione, esterna ed interna.

La posizione anatomica o di riferimento per i movimenti dell'anca è quella con il soggetto in postura eretta. Questa posizione è valida anche per l'articolazione del ginocchio e della caviglia.

### I movimenti di flessione e di estensione dell'anca

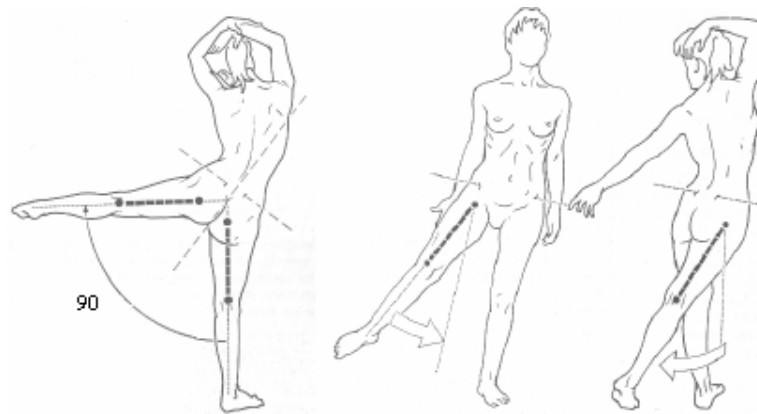
La *flessione* è il movimento che porta la parte anteriore della coscia verso il tronco, per cui la coscia e tutto l'arto inferiore si trovano anteriormente a un piano frontale passante per il centro dell'articolazione. L'ampiezza massima della flessione è condizionata da diversi fattori: a seconda che essa sia di tipo attivo o passivo e dalla flessione del ginocchio. Nei movimenti attivi dell'anca la flessione è di circa  $90^\circ$  con ginocchio esteso e di  $120^\circ$  con ginocchio flesso. Nella flessione passiva i valori cambiano rispettivamente in  $120^\circ$  e  $140^\circ$ . L'*estensione* è il movimento che porta l'arto inferiore posteriormente al piano frontale. Come per la flessione la sua ampiezza è differente a seconda che sia di tipo attivo o passivo e che avvenga a ginocchio flesso o esteso. I valori tipici per un'estensione attiva sono:  $20^\circ$  e  $10^\circ$  rispettivamente per ginocchio esteso e ginocchio flesso. I valori caratteristici per un'estensione passiva sono  $20^\circ$  e  $30^\circ$ , rispettivamente per un affondo a ginocchio esteso e per ginocchio flesso tirato all'indietro.



**Fig.3.2** Flesso-estensione dell'anca

### I movimenti di abduzione e adduzione dell'anca

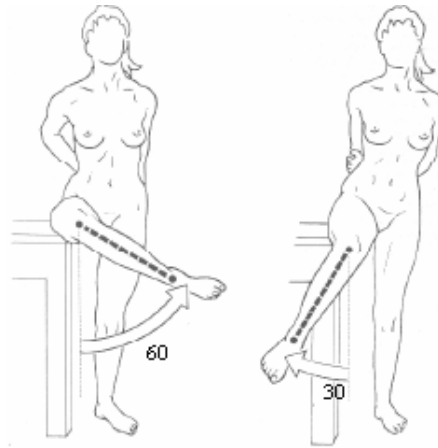
L'*abduzione* è il movimento che porta l'arto inferiore esternamente allontanandolo dal piano di simmetria del corpo. L'abduzione dell'anca, misurata come angolo tra l'asse longitudinale dell'arto inferiore e l'asse formato dall'intersezione del piano sagittale e frontale, raggiunge i  $45^\circ$  se è di tipo attivo ma può arrivare a  $180^\circ$  in movimenti passivi come nella "spaccata frontale" di una ballerina. L'*adduzione* è il movimento che porta l'arto ad avvicinarsi al piano di simmetria del corpo umano. A causa del contatto degli arti inferiori non esiste un movimento di adduzione "puro"; esso è possibile solo se accompagnato da una lieve flessione o estensione dell'anca. Poiché il movimento di adduzione dipende dal grado di flessione o estensione dell'anca non si parla di escursione angolare tipica.



**Fig.3.3** Abdo/adduzione dell' anca

### I movimenti di rotazione interna ed esterna dell'anca

Questi movimenti avvengono rispetto all'asse verticale dell'articolazione. La rotazione *esterna* è il movimento che porta la punta del piede in fuori, quella *interna* lo porta in dentro. La relativa escursione massima viene misurata con il ginocchio flesso di  $90^\circ$ . A partire da questa posizione quando la gamba si inclina in fuori si misura la rotazione interna, la cui ampiezza massima varia da  $30^\circ$  a  $40^\circ$ . Quando la gamba si inclina in dentro si misura la rotazione esterna, che ha un'ampiezza massima di  $60^\circ$ .

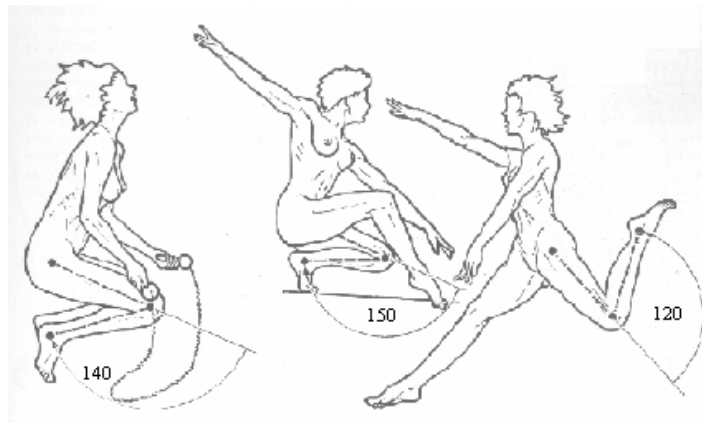


**Fig.3.4** Rotazione esterna e interna dell'anca

Il **ginocchio** è l'articolazione intermedia dell'arto inferiore. E' un'articolazione che ha principalmente due gradi di libertà, la flessione-estensione, e la rotazione interna-esterna. Il primo predomina in ampiezza sul secondo, il quale può avvenire solamente quando il ginocchio è in posizione di flessione.

#### I movimenti di flessione e di estensione del ginocchio

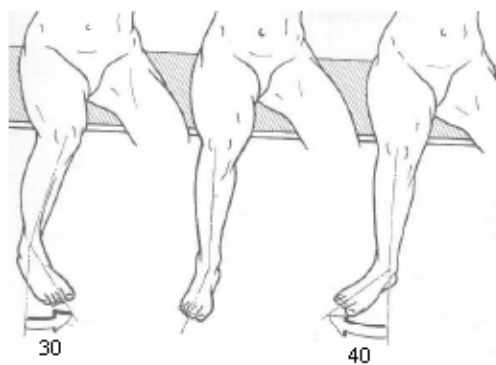
La *flessione* è il movimento che avvicina la faccia posteriore della gamba alla faccia posteriore della coscia. E' considerato come il movimento che avviene rispetto ad un asse posto sul piano frontale e che attraversa orizzontalmente i due condili femorali (asse di flessione-estensione). Poiché l'asse di flessione-estensione è orizzontale, a causa del valgismo fisiologico del ginocchio, esso forma un angolo di  $93^\circ$  con l'asse della gamba, e di  $81^\circ$  con il così detto asse anatomico del femore (asse della diafisi femorale). Ne consegue che durante la flessione completa, l'asse longitudinale, della gamba non si mantiene sul piano sagittale: il tallone si sposta medialmente, e quindi ad una flessione si accompagna sempre una adduzione. L'*estensione* è il movimento per il quale, a partire dalla posizione anatomica, è possibile provocare, passivamente, movimenti di estensione limitati a  $5^\circ$  o  $10^\circ$  a partire dalla posizione di riferimento.



**Fig.3.5** Flessione del ginocchio

### I movimenti di rotazione interna ed esterna del ginocchio

La rotazione interna-esterna della gamba attorno al suo asse longitudinale avviene solamente quando il ginocchio è flesso. La posizione di riferimento utilizzata per la sua misura è con il soggetto seduto a gambe pendenti, con una flessione del ginocchio pari a 90° gradi. In queste condizioni la rotazione interna, porta la punta del piede in dentro mentre la rotazione esterna la porta in fuori. L'angolo è quello che l'asse del piede forma con la sua posizione di riferimento. I valori tipici sono di 30° e 40°, rispettivamente per la rotazione interna ed esterna.



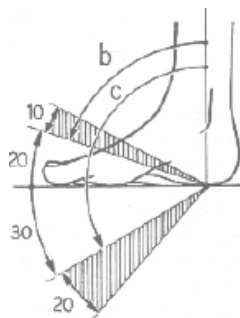
**Fig.3.6** Rotazione interna ed esterna del ginocchio



### I movimenti di abduzione-adduzione del ginocchio

Il ginocchio non possiede questo grado di libertà. Esiste tuttavia un lieve movimento che la gamba può compiere intorno ad un asse perpendicolare all'asse di flessione-estensione e all'asse della gamba. Nella posizione di riferimento utilizzata per la valutazione della rotazione intera-esterna la gamba presenta un breve movimento passivo di abduzione-adduzione che però scompare del tutto a ginocchio esteso; se questo movimento persiste anche a ginocchio esteso il comportamento va ritenuto patologico. Ad ogni modo, a causa del valgismo fisiologico del ginocchio durante la flessione, la gamba si porta verso il piano di simmetria del corpo, movimento che sul piano frontale può essere visto come un movimento di adduzione. Il valore tipico di questo angolo è  $10^{\circ}$ -  $15^{\circ}$ .

La **caviglia** è caratterizzata da un asse trasversale passante tra i malleoli: esso corrisponde all'asse di rotazione dell'articolazione tibio-tarsica, su cui si effettuano i movimenti di flessione-estensione (flessione dorsale e flessione plantare rispettivamente). La posizione di riferimento per la flessione-estensione del piede si realizza quando il piano plantare è perpendicolare all'asse longitudinale della gamba. Partendo da questa posizione, la flessione del piede è il movimento che avvicina il dorso del piede alla faccia anteriore della gamba, mentre l'estensione del piede allontana il dorso dello stesso dalla faccia anteriore della gamba e lo porta a disporsi sul prolungamento della stessa. L'angolo di flessione-estensione del piede viene misurato come l'angolo che la pianta del piede forma con l'asse verticale della gamba. In flessione questo angolo ha valori massimi tipici che variano da  $20^{\circ}$  a  $30^{\circ}$ , mentre in estensione la sua ampiezza varia da 30 a 50 gradi.



**Fig.3.7** Flessione-estensione della caviglia

### **3.2 Valutazione sperimentale della cinematica durante il cammino**

Dopo un'osservazione generale dei movimenti articolari che caratterizzano le principali articolazioni dell'arto inferiore, possiamo andare ad osservare la valutazione sperimentale degli stessi durante la deambulazione, effettuata presso il laboratorio di Gait Analysis dell'Ospedale San Bassiano.

I soggetti presi in esame, che andavano a costituire il gruppo di controllo, erano 5 (3 uomini e 2 donne), tutti in buona salute e senza alcun problema deambulatorio.

Per il gruppo di controllo sono stati presi in considerazione soggetti che oltre a non avere alcun deficit motorio, possedevano un'età superiore o uguale a 60 anni.

<b>Sesso</b>	<b>Altezza (cm)</b>	<b>Peso (kg)</b>	<b>Età (anni)</b>
M	173	66	71
M	177	72	75
M	180	73	74
F	163	59	60
F	150	53	69

**Tab.3.1** *Caratteristiche soggetti sani*

Lo studio con Gait Analysis ha utilizzato una pista di 10 metri ed il volume di acquisizione, in cui sono stati analizzati i parametri del cammino, presentava una lunghezza di 3 metri. I markers cutanei sono stati posizionati secondo il protocollo Davis. Le prove sono state eseguite a velocità omogenea da parte dei pazienti. Le piattaforme di forza misurano, istante per istante, le sollecitazioni meccaniche scambiate globalmente tra suolo e piedi, dette anche reazioni vincolari, mediante celle di carico opportunamente posizionate su un piano rigido. Integrando i rilievi ottenuti con la misura del sistema di forze effettuato dalle pedane, con quelli dell'analisi cinematica, sono stati calcolati i momenti articolari.

Al termine delle singole prove si è fatto una media totale distinguendo appunto i pazienti in due gruppi, a seconda dello studio che si voleva fare.

### 3.2.1 Confronto dei dati sperimentali tra soggetti maschili e femminili

Come detto in precedenza il gruppo si componeva di 3 uomini e 2 donne, le cui caratteristiche medie sono espresse nella tabella sottostante:

	<b>Uomini</b>	<b>Donne</b>
<b>Altezza (cm)</b>	<b>176,7 ± 3,5</b>	<b>156,5 ± 6,5</b>
<b>Peso (kg)</b>	<b>70,3 ± 3,5</b>	<b>56 ± 3</b>
<b>Età (anni)</b>	<b>73,3 ± 2</b>	<b>64 ± 7</b>

Tab.3.2 Caratteristiche uomo/donna

Nell'analisi della cinematica non risultano rilevanti differenze per quanto riguarda il confronto uomo/donna. In entrambi i casi, sul piano sagittale, l'anca si estende per tutta la fase di appoggio per poi cominciare a flettersi raggiungendo la sua massima flessione intorno all'85% del ciclo per far ruotare la coscia in avanti e preparare l'arto ad un nuovo ciclo. Nella fase finale si può anche notare come l'anca cominci nuovamente a estendersi prima dell'appoggio iniziale. Sul piano frontale, a causa dell'abbassamento della pelvi, si ha un'adduzione dell'anca e nella fase di preoscillazione l'allineamento del vettore GRF, lateralmente all'asse dell'articolazione, porta ad una leggera abduzione.

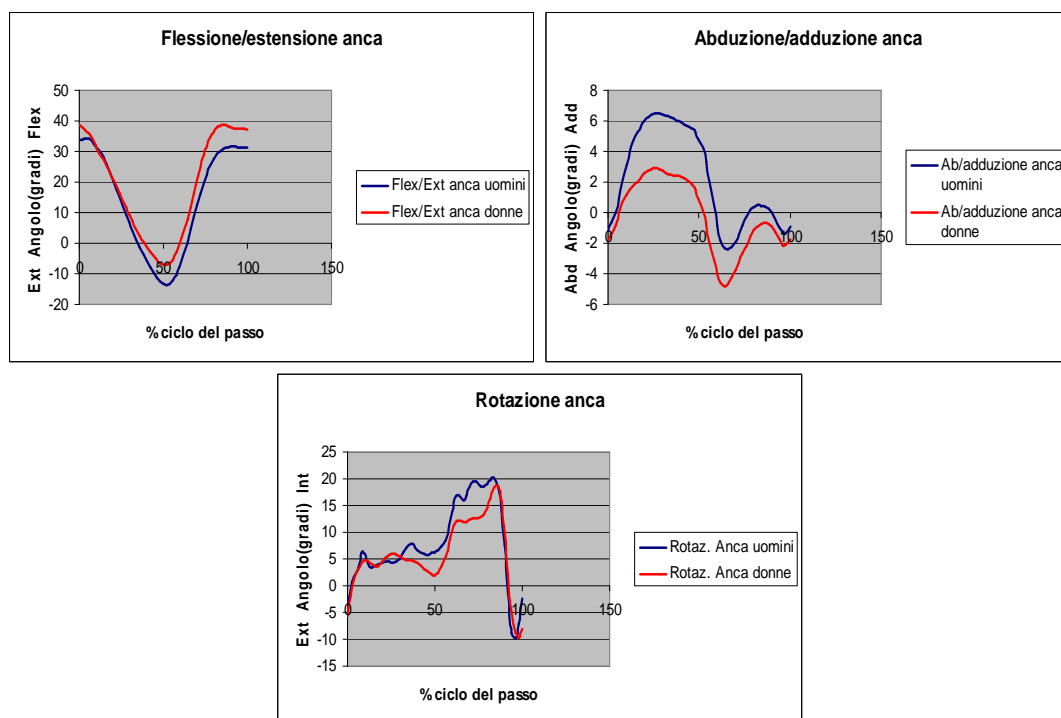


Fig.3.8 Grafici relativi alla cinematica dell'anca

Il ginocchio, sul piano sagittale, è caratterizzato da una piccola flessione nella parte iniziale conseguente all'appoggio, dopodichè si estende fino al termine dell'estensione dell'anca. Nella fase di preoscillazione comincia la sua flessione che diventa massima nell'oscillazione iniziale per staccare il piede dal terreno per poi tornare ad estendersi per un nuovo appoggio.

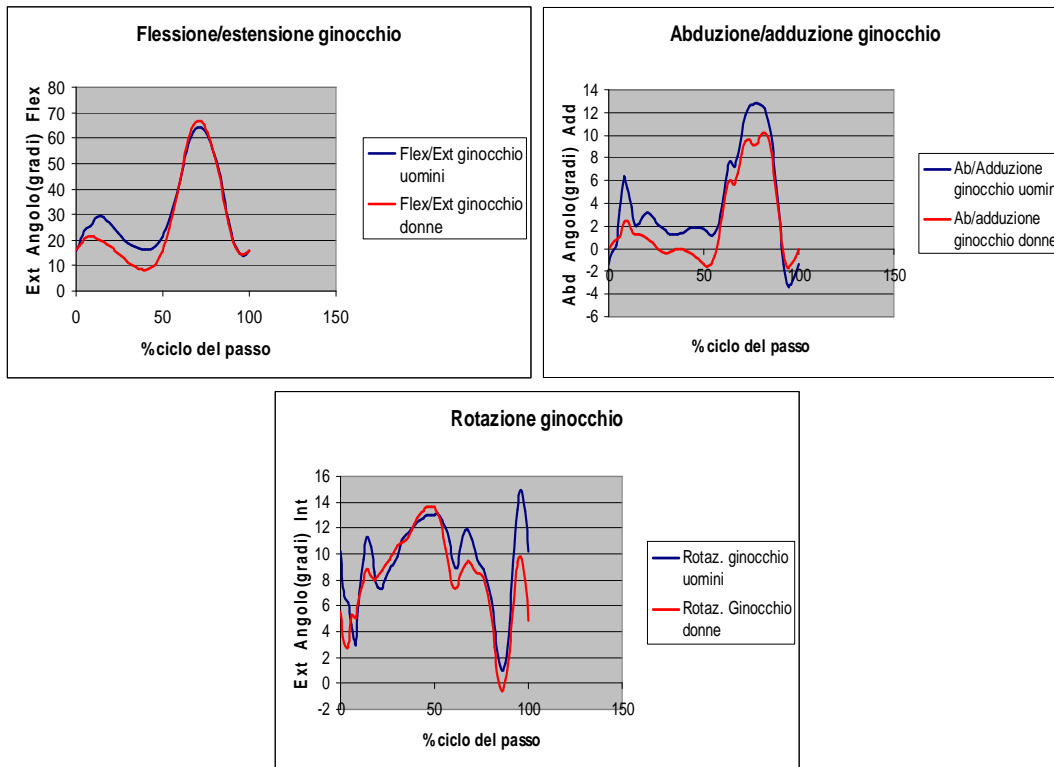


Fig.3.9 Grafici relativi alla cinematica dell'anca

La caviglia è caratterizzata da una leggera flessione plantare nella risposta al carico per assorbire l'impatto dovuto al trasferimento del peso corporeo sull'arto in appoggio; con l'arto in completo appoggio comincia la sua dorsiflessione per poi avere una rapida plantaroflessione al distacco del tallone da terra. Nell'oscillazione intermedia la caviglia flette dorsalmente in preparazione all'appoggio.

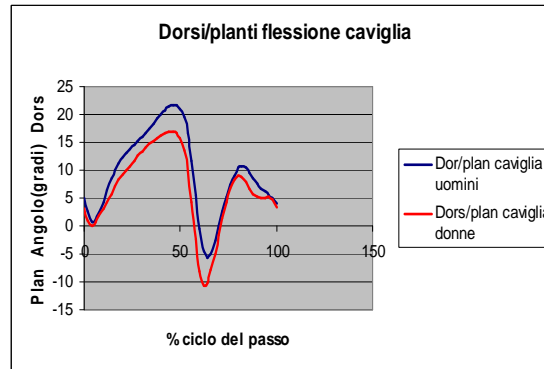


Fig.3.10 Grafico relativo alla cinematica della caviglia

### 3.2.2 Soggetti con artroprotesi al ginocchio

Dopo aver analizzato i soggetti sani, che successivamente andranno a costituire il gruppo di controllo, sono stati presi in esame dei nuovi pazienti che presentavano protesi unilaterale del ginocchio, in modo da poter mettere a confronto questi due gruppi. Anche il gruppo con protesi, era formato da 5 pazienti (1 uomo e 4 donne). I criteri di inclusione erano l'impianto di protesi totale al ginocchio di un arto, con operazione non antecedente i 3 mesi, primo impianto ed età superiore ai 60 anni.

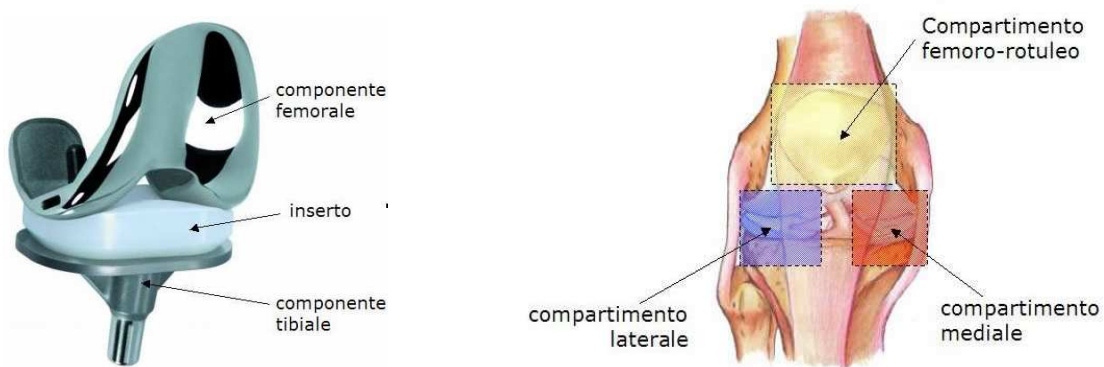
Sesso	Altezza (cm)	Peso (kg)	Età (anni)
M	180	79	84
F	165	74	72
F	155	82	67
F	161	81	69
F	160	70	65

Tab.3.3 Caratteristiche soggetti con artroprotesi del ginocchio

#### 3.2.2.1 Descrizione della protesi

Come già accennato il gruppo di soggetti in esame presentava protesi totale del ginocchio di una sola gamba. L'artroprotesi di ginocchio è un'articolazione artificiale realizzata in leghe metalliche e materiali plastici, che ha come scopo il ripristino di una mobilità e stabilità articolari adeguate allo svolgimento delle normali attività quotidiane

in assenza di dolore. Ciò si ottiene attraverso una nuova “normalità” articolare sia dal punto di vista meccanico che biologico. Anche in condizioni ideali di progettazione e di realizzazione dell'impianto, la geometria della protesi rappresenta un'esemplificazione della normale anatomia del ginocchio. Inoltre il processo degenerativo articolare altera il controllo legamentoso della cinematica e dinamica, per cui il ginocchio protesizzato non può riprodurre la normale fisiologia articolare. La protesi è costituita da una componente tibiale e da una componente femorale, che vengono fissate all'osso attraverso l'impiego di cemento acrilico. Sulla componente tibiale viene assemblato un inserto in polietilene, fisso oppure rotante a seconda del modello protesico. Il ginocchio è composto da tre compartimenti articolari: mediale, laterale e femoro-rotuleo. La protesi totale è indicata laddove il ginocchio sia interessato da un processo degenerativo globale, ovvero che coinvolge più di un compartimento. In questi casi una sostituzione parziale, ovvero di un solo compartimento, porterebbe inevitabilmente al fallimento.



**Fig.3.11** *Protesi totale e compartimenti articolari ginocchio*

### **3.2.2.2 Confronto dei dati sperimentali tra soggetti sani e soggetti con protesi**

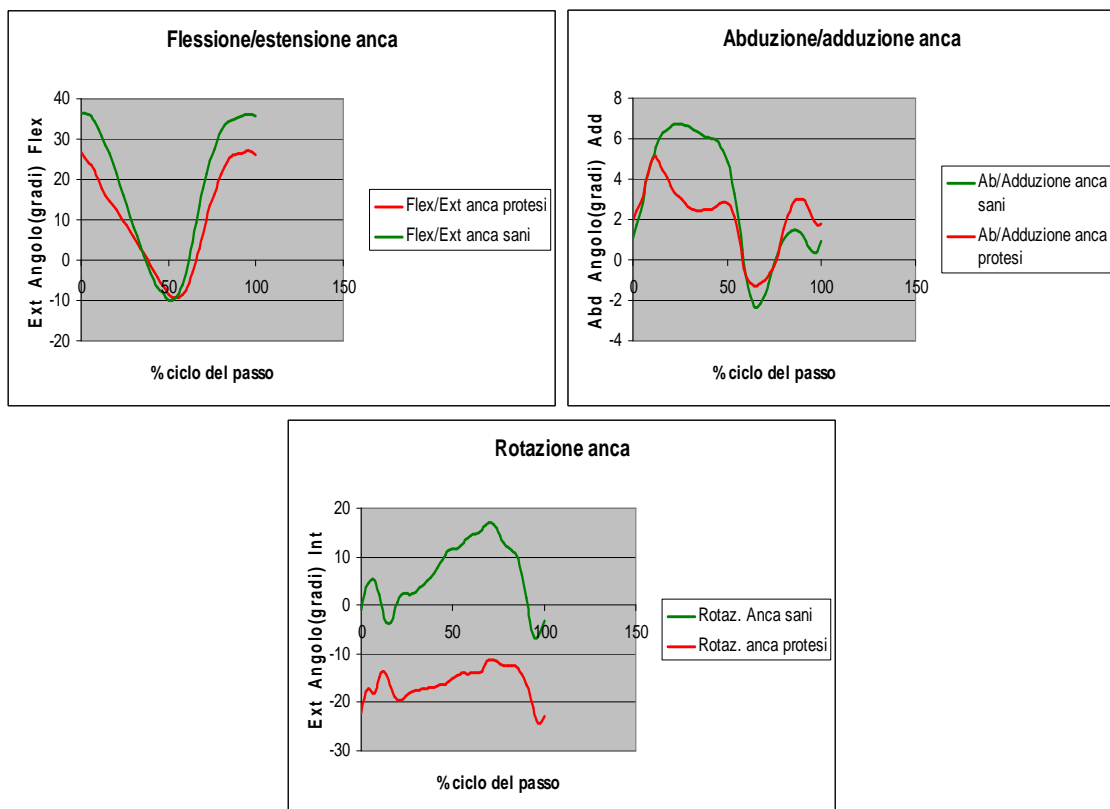
Una volta effettuate le prove di Gait Analysis sui soggetti con protesi, utilizzando sempre la solita metodologia ed il solito protocollo Davis (protocollo che prevede la rilevazione dei seguenti parametri antropometrici del soggetto: altezza, peso, lunghezza della tibia del soggetto, diametro del ginocchio, diametro della caviglia, distanza tra le creste iliache anteriori e spessore del bacino), abbiamo raggruppato tutti i soggetti sani

(uomini e donne, analizzati in precedenza) in un unico gruppo di controllo ottenendo questa tabella relativa alle medie delle caratteristiche dei soggetti:

	<b>Gruppo artroprotesi ginocchio</b>	<b>Gruppo di controllo</b>
<b>Altezza (cm)</b>	<b>164,2 ± 12,5</b>	<b>168,6 ± 15</b>
<b>Peso (kg)</b>	<b>76,2 ± 6</b>	<b>64,6 ± 10</b>
<b>Età (anni)</b>	<b>71,4 ± 9,5</b>	<b>69,6 ± 8</b>

**Tab.3.4** Caratteristiche soggetti con artroprotesi e soggetti sani

Nel confronto tra soggetti sani e soggetti con protesi si possono fare alcune considerazioni. A livello dell'anca, si riscontrano delle differenze sul piano frontale e in quello trasversale. Sul piano frontale, dove nei sani l'anca raggiunge la sua massima adduzione (25-30%), nei soggetti con protesi è presente una leggera abduzione. Sul piano trasversale si può notare come l'anca dei soggetti con artroprotesi sia per tutto il ciclo in rotazione esterna.



**Fig.3.12** Grafico relativo alla cinematica dell'anca

A livello del ginocchio, sul piano sagittale, si nota la mancanza totale di risposta nella fase iniziale di risposta al carico. L'articolazione, infatti, non ha quella leggera flessione che caratterizza i sani per aiutare l'assorbimento dell'impatto del tallone sul terreno; anzi, il ginocchio rimane nella sua posizione iniziale e comincia a flettersi nella fase di preoscillazione per preparare il distacco del piede. Anche la flessione massima risulta ridotta per il soggetto con protesi rispetto al sano (circa 20° di differenza). Sul piano frontale alla leggera adduzione dell'articolazione che caratterizza i soggetti sani, si contrappone una leggera abduzione dei soggetti con protesi.

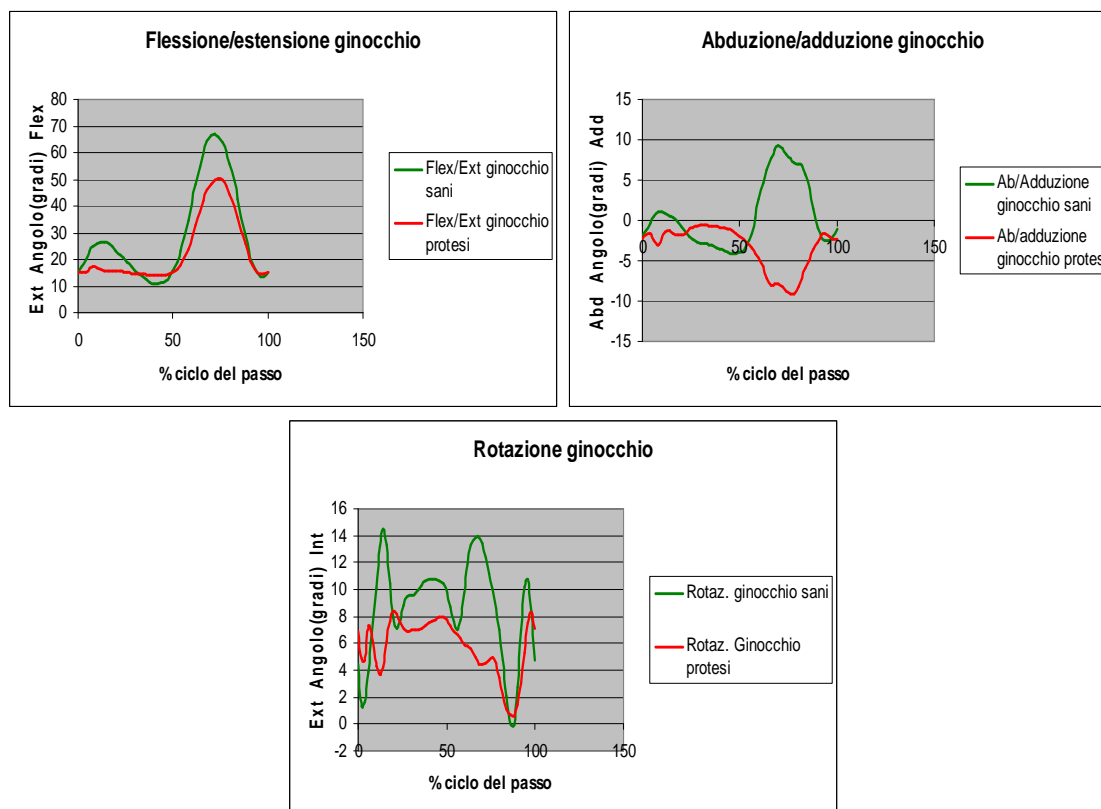
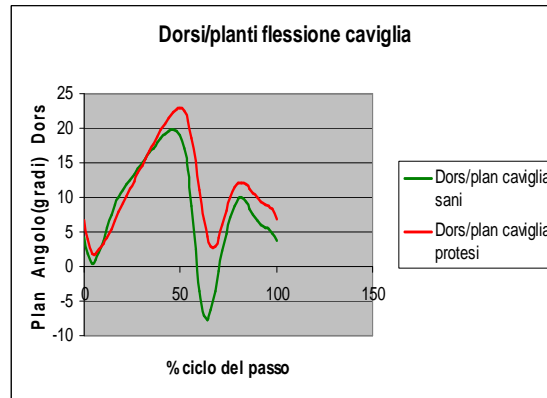


Fig.3.13 Grafici relativi alla cinematica del ginocchio

A livello della caviglia non ci sono particolari differenze se non che la rapida plantaroflessione al distacco del tallone da terra, nei soggetti con protesi risulta avere una minore ampiezza.





*Fig.3.14* Grafico relativi alla cinematica della caviglia



## CAPITOLO 4

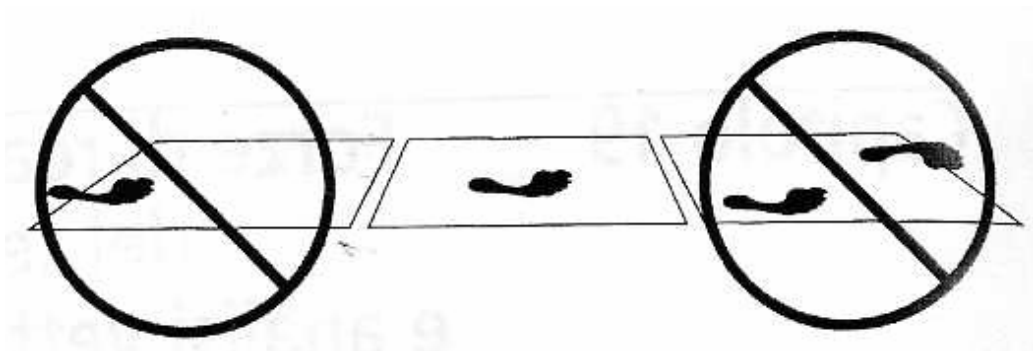
### Valutazione delle forze di reazione al suolo durante il ciclo del passo

#### 4.1 Introduzione

Quando il peso del corpo viene trasferito sul piede in appoggio vengono generate sul terreno delle forze equivalenti in intensità e opposte in verso rispetto a quelle a cui viene sottoposto l'arto in carico e che possono essere misurate con una piattaforma di forza collocata al centro di una passerella.

In ognuno dei quattro angoli è presente una cella di carico che misura il carico verticale, le forze di taglio orizzontali nelle direzioni anteroposteriore e mediolaterale e i momenti torcenti relativi ai tre assi.

Per ottenere dati accurati è essenziale che il piede in esame prenda contatto completamente con la piattaforma, mentre l'altro piede resta fuori dalla pedana.



*Fig. 4.1 Pattern di contatto del piede corretto ed errato su una piattaforma di forza*

#### **4.2 Componente verticale della forza di reazione al suolo**

Lo schema normale delle forze verticali, generate alla velocità normale del cammino di 82 m/min, presenta due picchi separati da un avvallamento.

Il primo picco (valore pari al 110% del peso corporeo) si verifica all'inizio dell'appoggio intermedio in risposta agli eventi di accettazione del carico.

In questo momento il centro di gravità si abbassa rapidamente aumentando l'effetto di accelerazione del peso corporeo.

Nella parte terminale dell'appoggio intermedio è presente l'avvallamento (pari all'80% del peso corporeo); esso è generato dal sollevamento del centro di gravità per la rotazione in avanti sul piede vincolato al terreno ed è accentuato dal momento creato dall'oscillazione dell'arto controlaterale che tende a scaricare la piattaforma di forza.

Alla fine dell'appoggio terminale, quando il peso del corpo è trasferito in avanti per la rotazione dell'avampiede, si verifica il secondo picco che indica una nuova accelerazione verso il basso e l'abbassamento del centro di gravità.

Da queste considerazioni si può dedurre che la forza verticale sopra la linea del peso rappresenti inizialmente l'accelerazione dovuta alla caduta sull'arto e successivamente oltre l'avampiede.

Dal punto di vista matematico quindi si può scrivere:

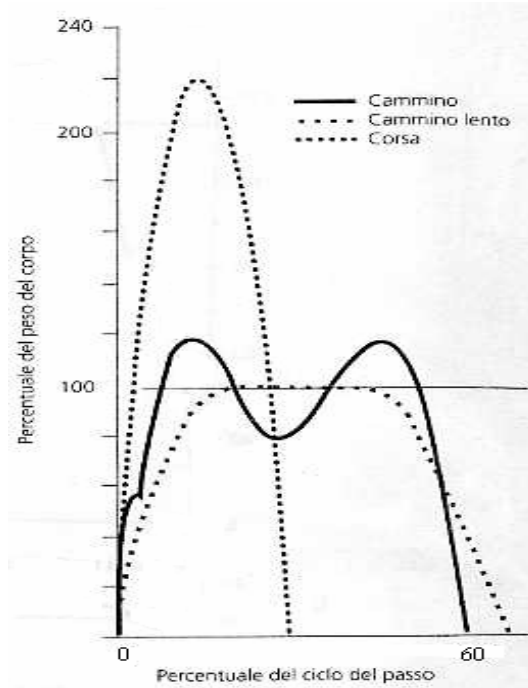
$$F - w = Ma$$

dove  $F$  costituisce la componente verticale della forza di reazione del terreno,  $w$  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  $g$  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: se  $a = 0$  la forza è rappresentata dal peso corporeo, se  $a > 0$  la forza sale e analogamente se  $a < 0$  la forza scende al di sotto del peso.

Bisogna inoltre notare che l'ampiezza della componente verticale si modifica al variare della velocità del cammino: a bassa velocità si riduce l'accelerazione verticale con conseguente decremento dei picchi e degli avvallamenti portando ad un appiattimento della curva, a velocità più elevate invece, si ha un incremento dei picchi ed una diminuzione degli avvallamenti.



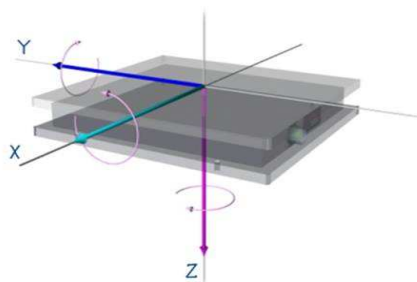
*Fig. 4.2* Variazioni della forza verticale con le modificazioni della velocità del cammino

### **4.3 Componenti tangenziali della forza di reazione al suolo**

Le forze parallele alla superficie di appoggio che vengono generate durante il cammino vengono dette forze di taglio orizzontale.

L'ampiezza di queste forze, in confronto al carico verticale, risultano di lieve entità.

Esse vengono suddivise in forza anteroposteriore e mediolaterale rispettivamente se agiscono lungo il piano sagittale o frontale.

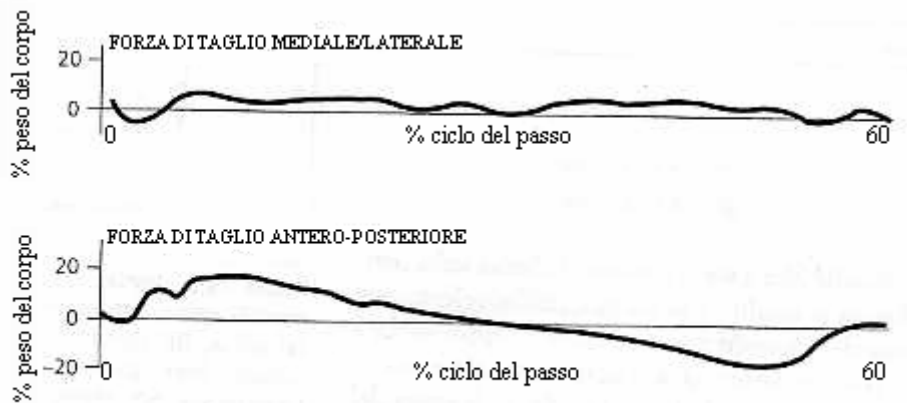


*Fig. 4.3* Sistema di coordinate degli assi

L'ampiezza della forza mediolaterale è la più ridotta e risulta inferiore al 10% del peso corporeo. Il picco della forza di taglio mediale (5%) si verifica nella risposta al carico, mentre la forza di taglio laterale raggiunge un picco (7%) nell'appoggio terminale.

La forza di taglio anteroposteriore è inferiore al 25% del peso corporeo. Al contatto iniziale si verifica spesso una forza di taglio momentanea anteroposteriore (13%) che assicura una stabilità precoce sotto carico. Il carico sull'arto introduce rapidamente una forza diretta in avanti che raggiunge un picco (13%) 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 raggiunge un picco finale pari al 23%



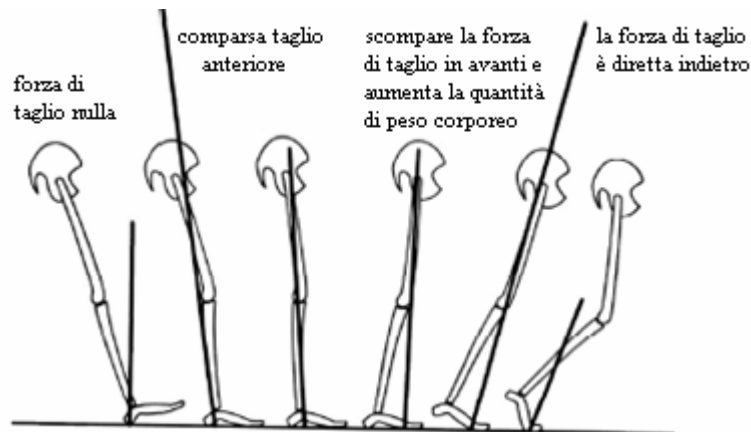
*Fig.4.4 Forze di taglio orizzontale*

Le forze di reazione del terreno possono essere rappresentate anche come un singolo vettore (GRF) che unisce nello stesso tempo le forze verticali e le forze di taglio orizzontale in una singola linea di forza tridimensionale. La forza di taglio anteroposteriore è impiegata per identificare i vettori nel piano sagittale mentre i vettori nel piano frontale sono correlati con la forza di taglio mediolaterale.

#### Piano Sagittale

Nel piano sagittale il contatto iniziale del tallone al suolo genera una momentanea forza verticale dovuta all'alta velocità di impatto nell'istante in cui il peso del corpo appoggia al terreno che crea un momento senza forze di taglio. Durante la risposta al carico lo schema di impatto iniziale viene immediatamente modificato dalla comparsa di una forza di taglio anteriore. L'effetto è costituito da un'inclinazione all'indietro del vettore GRF durante la risposta al carico che appare simile all'iniziale apertura di un ventaglio

che ha come base di supporto il tallone. L'appoggio intermedio presenta una serie di vettori quasi verticali e successivamente durante la flessione dorsale della tibiotarsica scompare la piccola forza di taglio in avanti e aumenta la quantità del peso corporeo che viene trasferita sull'avampiede. Quando l'avampiede diventa l'area principale di appoggio, la forza di taglio è diretta indietro. Durante l'appoggio terminale, la crescente forza di taglio indietro determina l'inclinazione in avanti dei vettori.



*Fig.4.5 Pattern normale della GRF durante un passo*

#### Piano frontale

Nel piano frontale, poiché l'ampiezza della forza di taglio orizzontale mediolaterale è molto ridotta, i vettori sono dominati dalla forza verticale.

Lo schema del vettore sul piano frontale risulta comunque essere analogo a quello sul piano sagittale.

### ***4.4 Valutazione sperimentale delle componenti di forza di reazione al suolo durante il passo***

Come per l'analisi della cinematica, andremo prima di tutto a confrontare le forze di reazione al suolo tra soggetti maschili e femminili. In secondo luogo analizzeremo le differenze tra il gruppo soggetti sani e quello con protesi.

#### ***4.4.1 Confronto dei dati sperimentali tra soggetti maschili e femminili***

I dati relativi alle forze di interazione al suolo dei due gruppi possono essere raggruppati in una tabella (Tab. 4.1) prima di andare costruire i corrispondenti grafici, su cui poi si faranno alcune osservazioni.

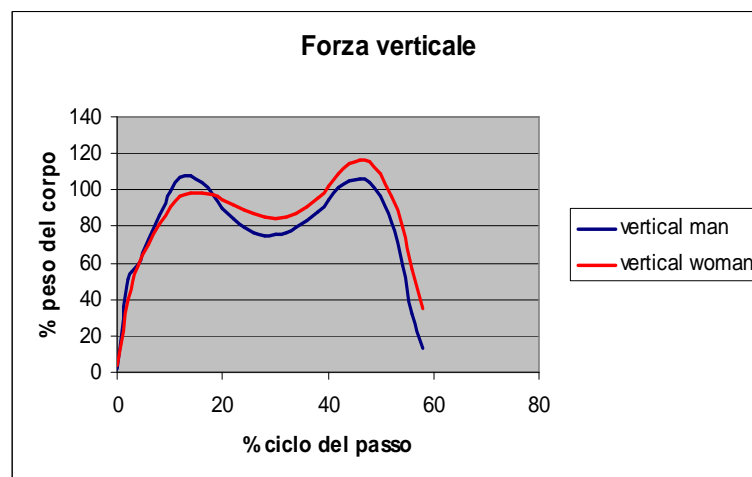
		STANCE																												
		Initial contact			Loading response			Mid stance			Terminal stance			Pre swing																
0%	60%																													
medial uomini	0,218	4,82	2,95	-0,557	-2,94	-3,87	-4,04	-4,19	-3,68	-3,11	-2,84	-2,87	-2,857	-2,75	-2,643	-2,81	-3,3	-3,893	-4,33	-4,53	-4,41	-4,3	-4	-3,72	-3,387	-2,37	-0,743	0,74	0,706	
stanc.deviation	0,062	1,02	0,667	0,547	0,59	0,903	0,78	0,867	1,04	0,94	0,67	0,409	0,25	0,254	0,413	0,339	0,25	0,389	0,6433	0,847	0,87	0,91	0,88	0,7997	0,647	0,683	0,89	0,827	0,517	0,189
medial donne	0,151	3,09	2,735	0,9	-1,19	-2,91	-3,6	-3,9	-3,92	-3,89	-3,85	-3,83	-3,82	-3,79	-3,62	-3,445	-3,42	-3,61	-3,77	-3,93	-4,22	-4,57	-4,73	-4,835	-4,935	-4,63	-4,01	-2,535	-0,71	0,316
stanc.deviation	0,037	0,19	0,53	0,45	1,245	1,67	1,41	0,91	0,47	0,365	0,35	0,455	0,44	0,27	0,211	0,241	0,29	0,208	0,17	0,325	0,49	0,56	0,565	0,56	0,515	0,475	0,38	0,278	0,33	0,094
anti-post uomini	0,228	3,68	10,63	11,77	17,17	17,63	16,03	13,57	10,8	8,937	7,307	5,537	4,073	2,903	1,853	0,863	-0,13	-1,33	-2,727	-4,24	-5,64	-7,84	-10,1	-12,6	-15,2	-17,37	-18,2	-16	-9,72	-2,39
stanc.deviation	0,394	2,5	1,967	0,83	0,683	0,493	0,737	0,657	0,46	0,5	0,33	0,153	0,16	0,393	0,4	0,437	0,51	0,47	0,3733	0,577	0,95	0,897	0,782	1,0633	0,997	0,85	0,64	0,617	1,993	1,47
anti-post donne	1,325	5,77	11,72	11,7	15,1	14,9	13,35	11,35	9,415	7,93	6,98	6,33	5,685	4,77	3,97	3,215	2,3	1,015	-0,625	-2,42	-4,34	-6,54	-9	-11,5	-13,85	-15,75	-17	-16,9	-13,9	-9,37
stanc.deviation	0,075	1,31	0,685	1,025	1,19	1,54	1,695	1,4	0,63	0,645	1,185	1,165	1,135	1,405	1,645	1,67	1,42	0,945	0,655	0,81	0,85	0,795	0,84	0,69	0,455	0,181	0,3	0,64	1,46	0,705
vertical uomini	2,187	51,3	58,53	72,87	85,67	99,4	107,3	107,7	103,7	97,17	90	84,27	79,63	76,37	75,07	75,43	77	79,4	82,833	88,07	94,7	100,8	104,7	106,33	104,1	98,63	81,83	58,33	31,83	13,6
stanc.deviation	0,378	7,1	2,24	5,037	4,863	2,98	1,137	1,653	2,73	2,697	1,617	0,83	0,937	1,173	1,893	2,447	2,29	1,883	2,1533	3,157	3,94	3,2	2,44	1,7367	1,623	3,073	5,193	6,907	5,917	3,38
vertical donne	4,205	39,6	58,1	69,75	81,75	90,95	96,7	98,75	96,7	97,05	94,45	91,9	89,2	86,75	85,15	84,45	85,2	87,05	90,7	95,85	102	108,5	114,5	116,5	115	109	96,9	79,25	56,9	34,7
stanc.deviation	0,7	8,25	3,955	5,56	4,715	4,65	3,96	2,985	0,73	2,23	2,83	2,445	1,665	0,865	1,49	2,365	3,18	4,1	4,965	4,67	3,24	1,93	1,67	2,04	2,865	3,595	4,725	5,19	4,365	2,1

Tab.4.1 Tabella relativa alle forze di reazione al suolo(N/kg) durante l'intera fase di stance



La prima forza che andiamo ad osservare è quella verticale. Per quanto riguarda lo schema normale delle forze verticali, con un'andatura a velocità normale, prevede due picchi separati da un avvallamento.

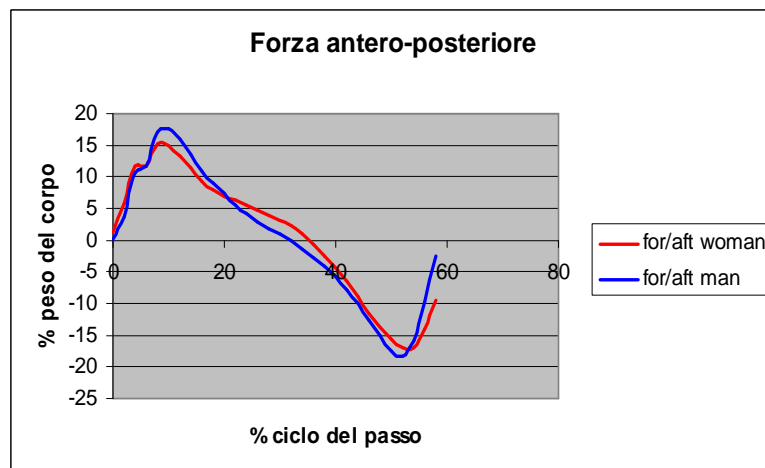
Il valore del primo picco generalmente è pari al 100-110% del peso corporeo, la forza dell'avvallamento all'80% del peso corporeo, il valore del secondo picco è anch'esso pari al 100-110% del peso corporeo. Nel caso in esame si può osservare come l'andamento della forza verticale segua lo schema normale in entrambi i casi. Si possono notare i due picchi che appunto contraddistinguono tale forza e l'avvallamento tra i due; l'unico fatto da rilevare riguarda la fase finale di appoggio delle donne dove il secondo picco della forza raggiunge quasi il 120% del peso corporeo contro il 100-110% relativi ad un pattern normale.



**Fig.4.6** Grafico relativo alla forza verticale (uomini in blu, donne in rosso)

Le forze di taglio lineari tra il terreno e la pianta del piede raggiungono la massima ampiezza due volte durante la fase di appoggio del cammino: la prima durante il periodo di contatto, la seconda durante la spinta. Le forze di taglio posteriori causate dal contatto del tallone sono il risultato del movimento del piede fermato improvvisamente dall'attrito del terreno sviluppato col contatto. In una superficie liscia il piede dovrebbe continuare a scivolare in avanti, ma l'attrito del terreno lo arresta bruscamente, impartendo una forza diretta posteriormente ai tessuti molli del tallone. Maggiore è lo

spessore dei tessuti molli, maggiore è la capacità di distribuire e di assorbire le forze di taglio posteriori. La forza di taglio anteriore è causata dal sollevamento del calcagno e dalla spinta propulsiva che impartisce un'accelerazione al centro di massa del corpo. Per quel che riguarda la rappresentazione grafica della forza di taglio antero-posteriore, presenta normalmente un primo picco, pari al 20% del peso corporeo, una fase di appoggio intermedio in cui la forza sagittale è minima fino al sollevamento del calcagno quando aumenta e nella fase di appoggio terminale raggiunge un picco finale di circa il 20%. Osservando i grafici anche per la forza antero-posteriore non ci sono sostanziali differenze. L'andamento è pressoché uguale e l'unica differenza sono i valori dei due picchi che risultano inferiori per le donne di circa il 2% del peso corporeo.



*Fig.4.7 Grafico relativo alla forza antero-posteriore (uomini in blu, donne in rosso)*

Il movimento laterale del tronco impartisce una piccola forza di taglio mediale/laterale al piede durante la fase di appoggio del passo.

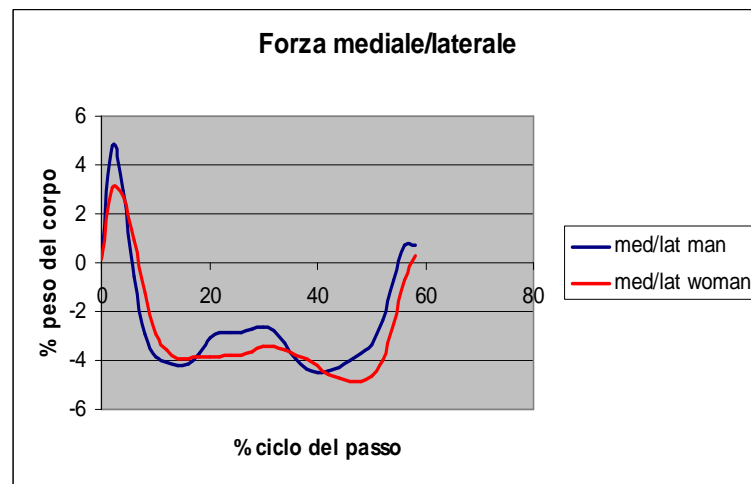
Essa è causata principalmente dal peso del corpo che si sposta dal piede in carico a quello controlaterale.

Rispetto alle altre forze che agiscono sul piede sono clinicamente insignificanti durante la locomozione normale.

La forza mediale/laterale presenta due picchi, pari al 5% del peso corporeo.

Dei due picchi il mediale si verifica nella risposta al carico, mentre la forza di taglio laterale raggiunge un picco nell'appoggio terminale.

Nelle prove sperimentali effettuate in laboratorio, come si può notare dal grafico, l'andamento è simile tra uomo e donna. Rispetto grosso modo il pattern di normalità con unica nota stonata il picco mediale del gruppo donne della fase di risposta al carico, che non raggiunge il 5% del peso corporeo ma si ferma al 3%.



*Fig.4.8 Grafico relativo alla forza mediale/laterale*

#### ***4.4.2 Confronto dei dati sperimentali tra soggetti sani e soggetti con protesi***

Si passa ora al confronto tra soggetti sani e quelli aventi protesi al ginocchio. I dati relativi alle forze di interazione al suolo dei due gruppi possono essere raggruppati in una tabella (Tab. 4.2) prima di andare costruire i corrispondenti grafici, su cui poi si faranno alcune osservazioni.

		STANCE																												
0%		Loading response				Mid stance				Terminal stance				Pre swing																
	Initial contact																													
medial sum	0,019	4,53	5,01	3,126	2,534	1,388	0,224	-0,86	-1,34	-1,34	-1,5	-1,712	-1,94	-2,228	-2,47	-2,594	-2,8	-3,23	-3,894	-4,59	-5,39	-6,03	-6,71	-7,294	-7,798	-8,136	-7,78	-6,208	-3,53	-0,83
stand deviation	0,075	1,51	1,36	1,196	0,946	0,818	0,84	0,65	0,688	0,7	0,409	0,298	0,357	0,432	0,488	0,398	0,4	0,396	0,3494	0,522	0,63	0,808	0,874	0,84	0,766	0,896	1,242	1,312	1,158	0,755
medial protes	0,081	1,93	1,482	0,566	-0,42	-1,73	-2,462	-2,72	-2,81	-3,18	-3,66	-3,638	-3,79	-3,84	-3,91	-3,82	-3,69	-3,65	-3,76	-3,88	-4,27	-4,46	-4,46	-4,44	-4,422	-4,022	-3,2	-1,942	-0,83	-0,05
stand deviation	0	0,11	0,306	0,146	0,032	0,039	0,055	0,136	0,11	0,047	0,136	0,288	0,322	0,266	0,218	0,147	0,13	0,118	0,118	0,125	0,16	0,142	0,1	0,084	0,083	0,168	0,19	0,164	0,1	0,04
ant-post sum	0,053	3,96	10,72	11,36	16,16	16,16	14,68	12,57	10,25	8,668	7,414	6,276	5,174	4,208	3,204	2,43	1,54	0,382	-1,041	-2,78	-4,95	-7,51	-10,1	-12,47	-14,56	-16,34	-17,3	-16,12	-12,2	-6,34
stand deviation	0,034	1,36	0,836	1,038	0,82	0,656	0,49	0,342	0,35	0,354	0,382	0,264	0,272	0,227	0,197	0,322	0,4	0,42	0,294	0,147	0,32	0,454	0,469	0,534	0,62	0,674	0,654	0,588	1,122	0,772
ant-post protes	-0,14	-0,06	4,082	5,25	6,136	6,106	6,088	6,434	6,272	5,96	5,496	4,718	3,896	3,208	2,546	1,762	1,03	0,4	-0,374	-1,15	-1,97	-3,06	-4,27	-5,598	-6,86	-8,196	-9,33	-9,206	-6,37	-7,01
stand deviation	0	0,44	0,53	0,114	0,162	0,196	0,316	0,348	0,326	0,312	0,316	0,364	0,348	0,374	0,34	0,222	0,16	0,112	0,102	0,07	0,097	0,085	0,016	0,158	0,016	0,158	0,25	0,349	0,42	0,36
vertical sum	2,896	50,3	60,5	70,96	87,04	97,98	104,5	105,9	103,9	99,3	93,34	87,9	83,28	79,72	77,78	77,42	78,7	81,12	84,84	89,92	96,4	103,2	109,2	112	111,2	105,3	93,04	72,98	47,28	23,76
stand deviation	0,319	6,63	3,142	7,572	5,116	3,526	2,424	2,81	2,916	3,28	3,014	2,112	1,488	0,884	1,652	2,574	2,93	3,186	3,764	4,06	3,65	2,896	2,464	2,17	2,09	3,866	5,73	6,986	6,118	3,372
vertical protes	2,454	30,6	35,14	41,98	51,06	59,74	68,1	77,2	85,96	92,42	95,92	96,72	96,22	95,14	93,92	93,16	93,1	93,74	94,8	96,04	97,1	97,98	98,5	98,6	97,66	94,04	86,82	75,26	60,82	44,2
stand deviation	0	0,7	1,526	0,754	0,68	0,97	1,086	1,326	0,734	0,594	0,236	0,458	0,644	0,67	0,664	0,464	0,3	0,258	0,364	0,484	0,47	0,261	0,45	0,544	0,494	0,502	0,71	1,372	1,664	1,516

Tab.4.2 Tabella relativa alle forze di reazione al suolo (N7kg) durante l'intera fase di stance

Nei pazienti con artroprotesi non si possono distinguere i due picchi caratterizzanti la forza verticale nel cammino a velocità normale (80m/min).

Questo andamento può derivare dal fatto che i pazienti con l'impianto protesico avevano una velocità di cammino ridotta, infatti la curva rossa assomiglia molto al pattern della forza verticale ad una velocità di 60m/min.

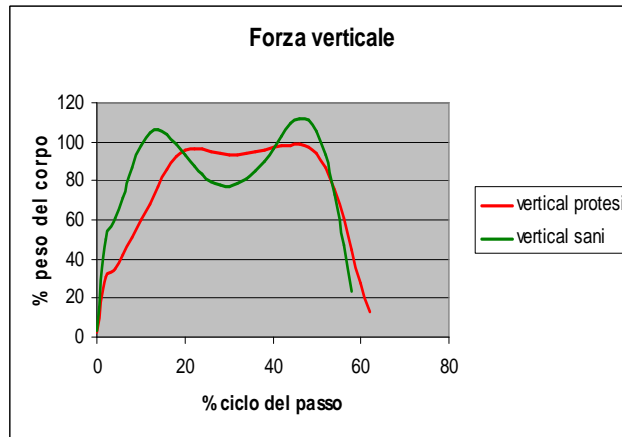


Fig.4.9 Grafico relativo alla forza verticale (sani in verde, soggetti con protesi in rosso)

La forza antero-posteriore presenta un andamento abbastanza simile a quello del gruppo di controllo ma i picchi, che dovrebbero aggirarsi intorno al 20% del peso corporeo, non arrivano nemmeno al 10%. Vale lo stesso per la forza mediale/laterale, dove il picco mediale si ferma al 2% (contro il 5% della normalità) e il picco laterale 4% (contro il 7%).

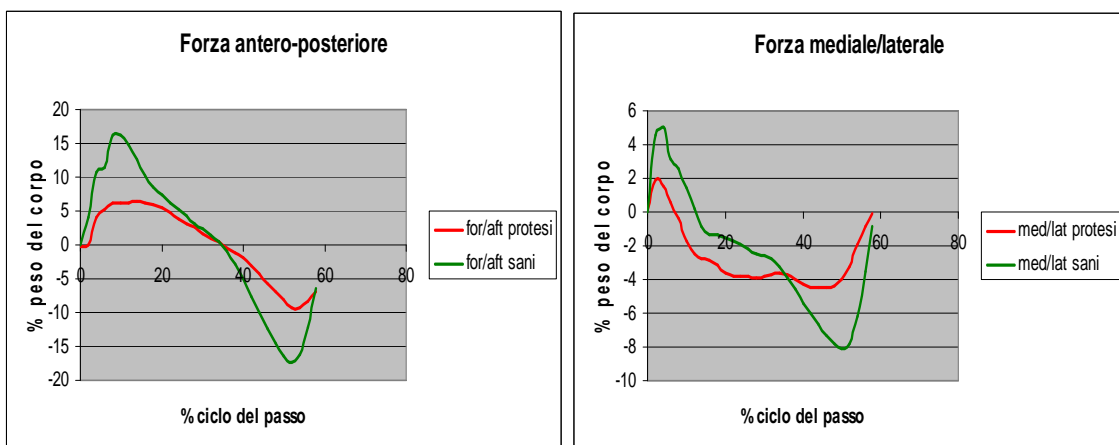


Fig.4.10 Grafici relativi alle forze di taglio orizzontali (sani in verde, con protesi in rosso)



## CAPITOLO 5

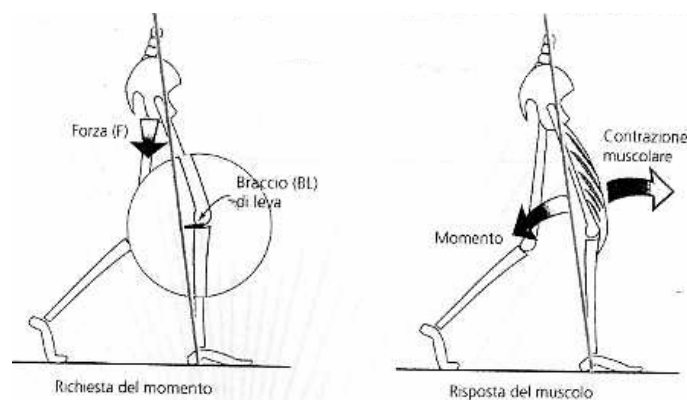
# Valutazione dei momenti articolari che si verificano durante il passo sull'arto inferiore

### 5.1 Introduzione

Durante l'appoggio la funzione principale dei muscoli è rappresentata dalla stabilizzazione delle articolazioni, mentre il peso del corpo avanza sull'arto che appoggia. Ogni volta che il vettore GRF non incrocia il centro dell'articolazione si genera una forza rotatoria che determina il movimento articolare e viene definita come momento. Senza un'adeguata azione muscolare che contrasti, questa forza potrebbe causare un collasso posturale durante l'appoggio.

Vengono dunque distinti i momenti esterni dovuti al non allineamento tra vettore e articolazione che determinano il movimento, dai momenti interni dovuti alla risposta muscolare che forniscono un momento di bilanciamento.

Per esempio durante la risposta al carico il vettore GRF si trova posteriormente al ginocchio flesso, creando un momento flessorio. Per stabilizzare il ginocchio è necessaria una risposta estensoria: l'azione del quadricipite.



**Fig.5.1** Risposta del momento interno (azione quadricipite) in una situazione di instabilità

Il momento è definito come il prodotto della forza per il suo braccio di leva.

Il braccio di leva articolare, determinato dalla posizione del corpo, è rappresentato dalla distanza perpendicolare tra la linea di azione del vettore e il centro dell'articolazione.

La combinazione tra i dati cinematici e quelli dinamici (forze di reazione del terreno) permette il calcolo dei momenti nei tre piani dello spazio.

I dati nel piano sagittale definiscono i momenti flessori ed estensori. Le misurazioni nel piano frontale identificano le richieste di abduzione e di adduzione mentre nel piano trasversale i momenti sono calcolati con l'integrazione dei valori anteroposteriori e mediolaterali.

Il calcolo dei momenti articolari, a partire dai dati vettoriali e di movimento non include gli effetti della gravità e dell'inerzia.

### ***5.2 Valutazione sperimentale dei momenti articolari (anca, ginocchio, caviglia) che si verificano durante il passo***

Anche per quanto riguarda i momenti esterni, agenti sulle articolazioni (anca, ginocchio, caviglia), si sono confrontati differenti gruppi di soggetti.

Come prima analisi si è andati a confrontare i soggetti sani uomo con i soggetti sani donna, successivamente il gruppo di controllo con quello protesico (ovvero soggetti con protesi al ginocchio).



### 5.2.1 Confronto dei dati sperimentali tra soggetti maschili e femminili

Nel confronto uomo/donna non sono stati rilevati particolari differenze se non che tutti i momenti di flesso/estensione e abdo/adduzione del gruppo donne, risultano essere di entità minore rispetto a quelli del gruppo uomini.

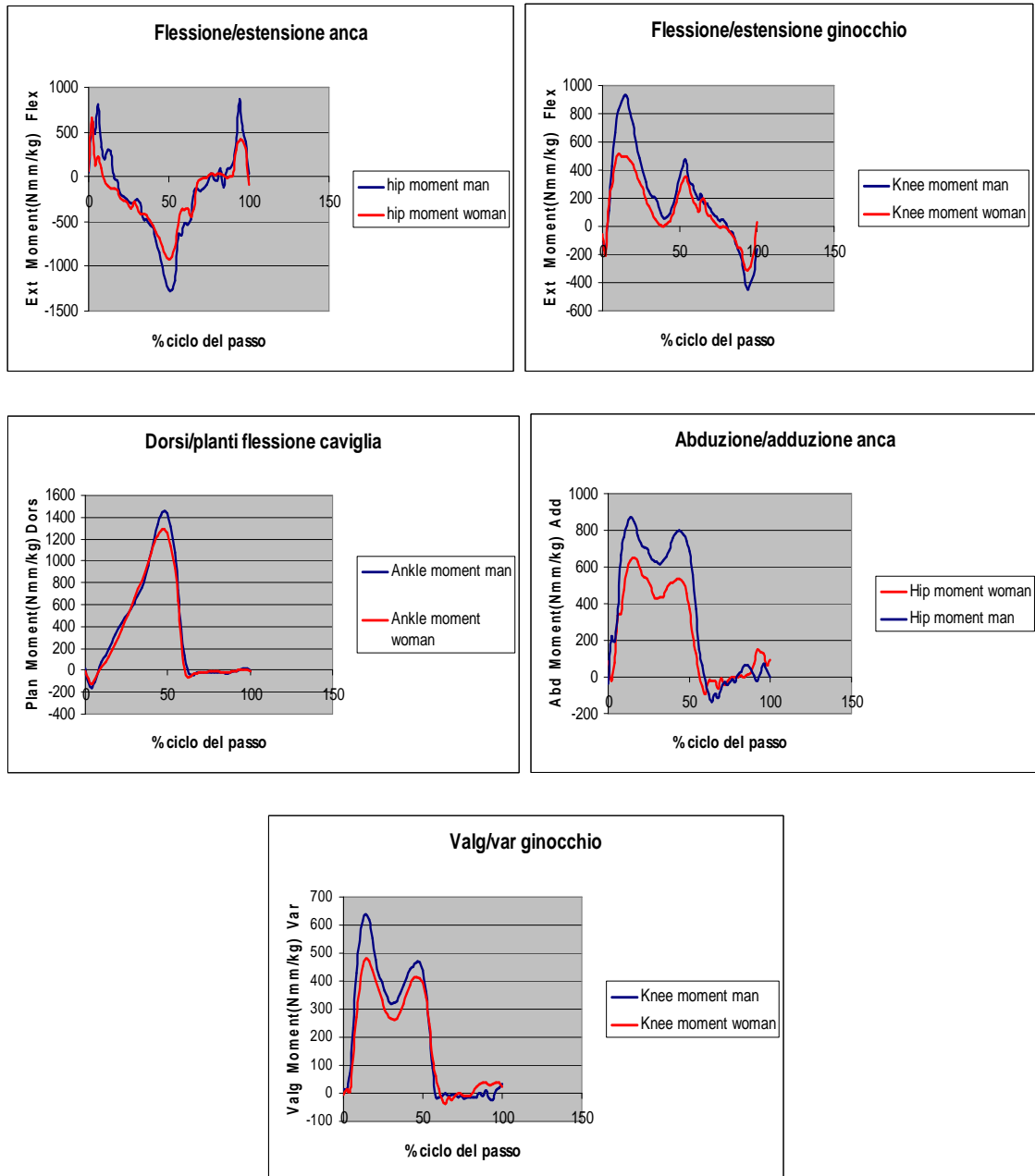


Fig.5.2 Grafici relativi ai momenti esterni agenti sulle articolazioni nel piano sagittale e frontale

### 5.2.2 Confronto dei dati sperimentali tra soggetti sani e con protesi

Durante la fase di risposta al carico, il piede si trova davanti al tronco e il vettore GRF è pertanto collocato davanti all'anca e dietro il ginocchio.

Analizzando i grafici relativi ai momenti agenti su anca e ginocchio, nel piano sagittale, si può notare come a livello di entrambe le articolazioni si generi un momento flessorio, che richiede una risposta attiva dei muscoli estensori per impedire la caduta.

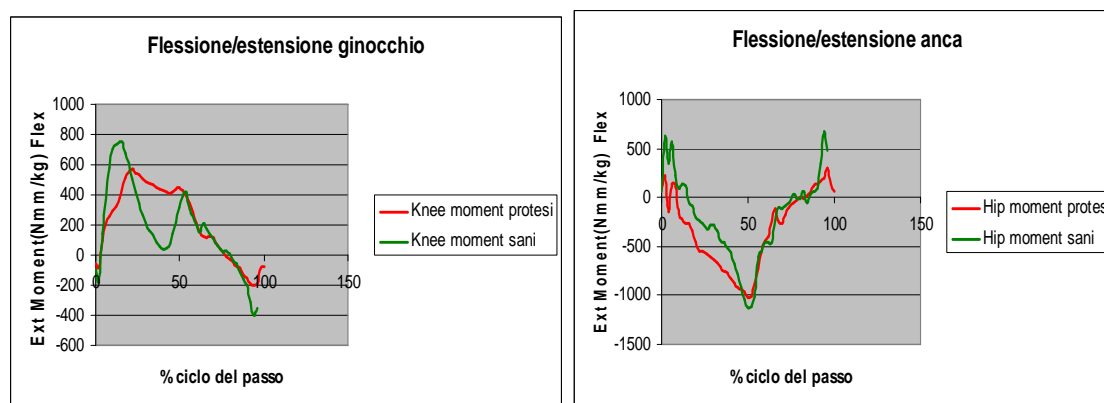
Durante l'appoggio intermedio il corpo avanza fin sopra il piede di supporto e ciò riduce il momento flessorio fino ad annullarlo. Il continuo avanzamento del corpo sopra il piede introduce gradualmente un'estensione passiva all'anca e al ginocchio.

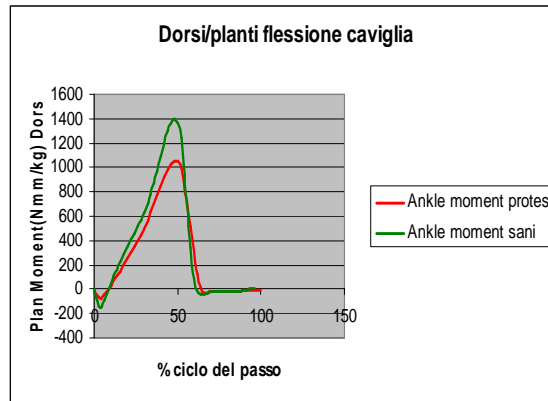
Momento estensorio che risulta essere ridotto, per non dire assente, nei pazienti con artroprotesi. Infatti, proprio a livello del ginocchio, continua ad essere predominante il momento flessorio, che comincia a ridursi solo per la preparazione all'appoggio dell'arto controlaterale; intorno all'80% del ciclo del passo si ha un rientro alla normalità, tale momento si annulla per lasciare spazio a quello estensorio che comunque risulta avere un'intensità minore rispetto ai soggetti sani.

Nell'articolazione anca non risultano sostanziali differenze tra soggetti sani e con protesi.

L'anca è soggetta ad una leggera flessione all'inizio della fase di appoggio e al progressivo aumento di un momento estensorio, man mano che l'arto controlaterale viene portato in avanti. Nella fase di preoscillazione diminuisce per lasciar di nuovo spazio ad un momento flessorio, necessario per l'avanzamento dell'arto.

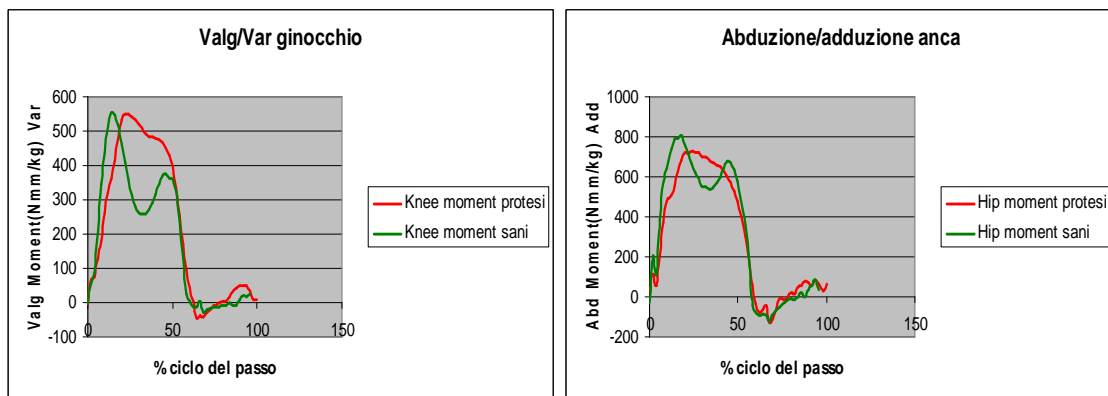
A livello della tibiotarsica si può osservare come il picco del momento dorsiflessorio sia diverso nei due casi in esame.





**Fig.5.3** Grafici relativi ai momenti esterni agenti sulle articolazioni nel piano sagittale

Per quanto riguarda i momenti agenti sul piano frontale, a livello dell'anca e del ginocchio è presente un momento adduttore che segue il rapido trasferimento del peso del corpo sull'arto ed è dovuto all'abbassamento della pelvi. Il momento risulta essere maggiore nell'anca piuttosto che nel ginocchio, poiché il braccio di leva tra il vettore e l'asse articolare è più lungo. Esso tende a ridursi, nei soggetti sani, per poi aumentare nuovamente nella fase di appoggio terminale. Nei soggetti con artroprotesi questa tendenza non è presente, infatti il momento adduttore comincia a ridursi seriamente nella fase finale dell'appoggio terminale seguendo l'andamento della curva del gruppo di controllo. Nella fase finale della preoscillazione, con il rapido trasferimento del peso del corpo sull'arto controlaterale, lo spostamento della pelvi precede quello del tronco. Questo allinea il vettore GRF sul piano frontale, lateralmente all'asse dell'anca e quindi anche del ginocchio, creando un piccolo momento abduttore.



**Fig.5.4** Grafici relativi ai momenti esterni agenti sulle articolazioni nel piano frontale



## Conclusione

A conclusione di questo lavoro si può dire che la Gait Analysis è una metodica molto interessante in ambito clinico-riabilitativo in quanto permette di misurare quantitativamente non solo gli aspetti di cinematica del movimento umano ma anche aspetti dinamici ed elettromiografici di fondamentale importanza nella valutazione del movimento e nella valutazioni delle variazioni in caso di situazioni patologiche.

Questo porta il clinico ad una visione più dettagliata della situazione del paziente e conseguentemente all'analisi di un percorso riabilitativo più mirato alla esigenza del paziente. Inoltre l'analisi computerizzata del movimento fornisce i criteri ed i parametri cui deve attenersi il progetto-programma riabilitativo.

Il poter dimostrare nei pazienti operati alterazioni dei parametri cinematici e cinetici, difetti muscolari e meccanismi di attivazione e di compenso, è importante non solo per migliorare la deambulazione stessa attraverso il perfezionamento del programma riabilitativo, ma anche da un punto di vista meccanico per ridurre eventuali sollecitazioni abnormi sulle componenti protesiche.

Il pattern del cammino dopo artroprotesi di ginocchio risulta essere, dal punto di vista biomeccanico, critico, data la complessa meccanica articolare e la difficoltà di ripristinare un fisiologico rapporto mobilità/stabilità articolare.

La gait analysis potendo identificare e quantificare in modo oggettivo alterazioni persistenti del cammino, può consentire di migliorare ulteriormente la performance funzionale dei pazienti, aumentando la fissazione a lungo termine dell'impianto

Testimonianza dell'importanza dell'analisi quantitativa del movimento è il crescente numero dei Laboratori presso Istituti clinici che stanno sempre più crescendo in questi ultimi anni in Italia. Avere a disposizione un laboratorio di Gait Analysis dà ai clinici la possibilità di conoscere meglio la limitazione funzionale del paziente, di conoscere l'efficacia di determinati percorsi terapeutici e conseguentemente di ottimizzare la scelta del trattamento più idoneo al singolo paziente. I dati raccolti, in particolar modo quelli relativi alla valutazione delle componenti di forza di reazione al suolo, risultano particolarmente importanti per la realizzazione di modelli numerici del piede capaci di simulare specifiche condizioni di carico.

Per quanto riguarda i dati sperimentali raccolti durante l'attività di tirocinio posso affermare che il confronto tra soggetti sani maschili e femminili non ha avuto particolare rilevanza; al contrario il confronto tra soggetti sani e soggetti con artroprotesi del ginocchio è stato interessante. Come è normale che sia, nei soggetti con artroprotesi, alcuni parametri riguardanti sia la dinamica che la cinematica del passo si differenziavano in modo significativo dal pattern dei soggetti sani consentendomi quindi di affermare che il ripristino della normale anatomia del ginocchio in modo artificiale è piuttosto complesso.

## Bibliografia

1. Perry J., The Gait cycle, Gait Analysis Normal and pathological Function, Slack Inc 1992.
2. Davis R. B, S. Ounpuu, D. J. Tyburski, J. R. Gage, "A gait analysis data collection and reduction technique," Hum. Mov. Sci., vol. 10, pp. 575-587, 1991.
3. Mena D, Mansour JM, Simon SR, Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical application, J Biomech, 823-832, 1981.
4. Inman VT, Functional aspect of the abductor muscles of the hip, I Bone Joint Surg, 607-619, 1947
5. Soames RW, Foot pressure patterns during gait, J Biomed Eng, 120-126, 1985
6. Romei M., Galli M., Sibella F., Crivellini M., "La Gait Analysis come strumento di qualità nei processi sanitari", De Sanitate, Anno IV N.26, pp.50-53, 2001
7. Scranton PE, McMaster JH, Momentary distribution of forces under the foot, J Biomech, 45-48, 1976
8. Chen CP, Chen Mj, Pei YC, Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with osteoarthritis, Am J Phys Med Rehabil, 307-312, 2003
9. Hutton WC, Dhanendran M, A study of the distribution of load under the normal foot during walking, Int Orthop, 153-157, 1979
10. Frank C. Anderson, Marcus G. Pandy, Individual muscle contributions to support in normal walking, Gait & Posture, 2002
11. Mary M. Rodgers, Dynamic Biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running, 1988
12. Anatomia Umana, Atlante tascabile apparato locomotore, Werner Platzer, 232-264
13. Testo-Atlante di Fisiologia Umana, Imeri L., Mancina M., 178-179

14. <http://www.valentiniweb.it/>

15. <http://www.vicon.com/>

16. <http://www.medik.net/>

17. <http://www.aurion.it/>

18. <http://amti.biz/>



## **Ringraziamenti**

Alla fine di un lavoro come questo i ringraziamenti diventano un piacere personale e una sezione alla quale non si può rinunciare. Ovviamente colgo l'occasione per ringraziare anche tutti coloro che hanno lasciato nella mia vita un segno della loro presenza. In primo luogo voglio ringraziare i miei genitori Giancarla e Pierluigi, per essermi sempre stati vicini, con discrezione, in ogni aspetto della mia vita, per avermi dato la possibilità di continuare gli studi e per tutto ciò che non si può esprimere a parole. Ringrazio Federica per essere, ormai da sette anni, un punto fermo della mia vita e per riuscire a trasmettermi ogni giorno nuove emozioni. Se ho raggiunto questo traguardo lo devo anche alla sua continua presenza, per avermi fatto capire che potevo farcela, incoraggiandomi a "non mollare mai". Grazie alle mie nonne, Maria e Giannina, per i loro numerosi consigli di vita che mi hanno aiutato a crescere. Grazie a mia sorella Naima e a Massimiliano, perché non danno mai per scontato il bene che voglio loro e per essere sempre pronti a darmi una mano quando ne ho bisogno. Grazie a Gigi, Matteo e Riccardo per essermi amici sempre e comunque. Desidero ringraziare tutti gli amici dell'università, in particolar modo Matteo, Sofia e Giulia, con cui ho iniziato e trascorso i miei studi, con cui ho scambiato qualche pensiero, qualche idea, qualche risata all'interno del dipartimento. Doverosi ringraziamenti a chi mi ha permesso di sperimentare il mio lavoro, ovvero la S.C. di Medicina Fisica e Riabilitazione, dove ho trovato la serenità necessaria durante tutto il periodo di stage, grazie alla cordialità e disponibilità delle persone con cui ho collaborato o semplicemente conosciuto. In modo particolare desidero ringraziare la Dott. Cristina Smiderle e il Fisioterapista Pigatto Diego per avermi costantemente seguito e fatto conoscere più da vicino la Gait Analysis. In ultimo, ma non di importanza, voglio ringraziare sentitamente il mio relatore, il Professor Arturo Natali, per la fiducia dimostratami nell'aver accettato questo argomento di tesi ed il mio correlatore, Ing. Antonella Forestiero, per avermi seguito durante lo svolgimento del lavoro con consigli e confronti che mi hanno aiutato ad intraprendere, ogni volta, le scelte più appropriate. Se ho scordato qualcuno, sappia che manca in questo elenco ma non nel mio cuore.