



**Politecnico  
di Torino**

Bioingegneria della Riabilitazione

Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

A.A. 2021-2022

## **Tesina**

Rigazio Sofia (282247), Roccaro Lucia (289423),  
Romano Anastasio (289707), Ruzzante Elena (292194)

# Indice

<b>1</b>	<b>Introduzione e descrizione del Dataset</b>	<b>1</b>
1.1	Dati cinematici . . . . .	1
1.2	Dati elettromiografici . . . . .	1
<b>2</b>	<b>Metodi</b>	<b>2</b>
2.1	Calcolo degli angoli articolari all'anca, ginocchio e caviglia dell'arto sinistro . . . . .	2
2.1.1	Calcolo dei sistemi di riferimento . . . . .	2
	Bacino . . . . .	2
	Ginocchio . . . . .	2
	Caviglia . . . . .	2
	Piede . . . . .	2
2.1.2	Calcolo della matrice di rotazione e angoli articolari . . . . .	3
2.2	Identificazione dei cicli del cammino completi . . . . .	4
2.3	Calcolo dell'andamento medio e della variabilità degli angoli articolari . . . . .	5
2.4	Calcolo dell'andamento medio e della variabilità delle attivazioni muscolari . . . . .	6
	Preprocessing del segnale . . . . .	6
	Estrazione dell'involuppo . . . . .	7
	Andamento medio e variabilità delle attivazioni muscolari (in termini di involuppo) . . . . .	7
<b>3</b>	<b>Risultati</b>	<b>8</b>
3.1	Angoli articolari di flesso/estensione in funzione del ciclo del cammino e loro congruenza con i dati in letteratura . . . . .	8
3.2	Attivazioni muscolari in funzione del ciclo del cammino e loro congruenza con i dati in letteratura . . . . .	9
3.3	Congruenza tra angoli articolari di flesso-estensione e attivazioni muscolari . . . . .	10
3.4	Differenze tra le attivazioni del muscolo gastrocnemio mediale osservate campionando il segnale in posizione prossimale e distale . . . . .	10
<b>4</b>	<b>Discussione e conclusioni</b>	<b>11</b>
	<b>Bibliografia e riferimenti</b>	<b>12</b>

# 1 Introduzione e descrizione del Dataset

L'obiettivo di questo lavoro è quello di studiare l'andamento degli angoli articolari e delle attivazioni muscolari durante il cammino, evidenziandone i legami. Questo lavoro è parte di un progetto più ampio, portato avanti durante tutto il corso del semestre durante i laboratori 2a e 2b, i cui risultati sono riportati più in dettaglio nelle rispettive relazioni.

## 1.1 Dati cinematici

Durante il laboratorio 2a è stato seguito puntualmente il modello *Plug In Gait* redatto da *Vicon*, azienda leader per sistemi di motion capture [9]: esso non è altro che l'implementazione del modello biomeccanico per gli arti inferiori sviluppato da Kadaba, Davis e dall'Helen Hayes Hospital [3].

Il modello implementato permette di calcolare i sistemi di riferimento mediante elaborazione di dati quali le posizioni dei marker durante il cammino e le misure antropometriche del soggetto. In particolare, i marker che sono stati posizionati sul soggetto, acquisiti durante la prova e forniti nel database sono 16, 8 per lato (indicati con R e L), rispettivamente:

- spine iliache antero-superiori (ASI - Anterior Superior Iliac spine)
- spine iliache postero-superiori (PSI - Posterior Superior Iliac spine)
- coscia (THI - Thigh)
- ginocchio (KNE - Knee)
- tibia (TIB)
- caviglia (ANK - Ankle)
- tallone (HEE - Heel)
- dita del piede (TOE)

Le misure antropometriche fornite dal dataset sono quelle relative alla distanza tra le due spine iliache antero-superiori (LASI-RASI), la lunghezza media della gamba, la larghezza di ginocchio e caviglia, ed infine il diametro dei marker utilizzati durante l'acquisizione.

Il segnale fornito racchiude in totale due minuti di acquisizione, durante i quali i frame sono acquisiti con una frequenza di 100 Hz.

## 1.2 Dati elettromiografici

I segnali EMG analizzati in questo studio sono quelli acquisiti da alcuni muscoli della gamba, in particolare tibiale anteriore (TA), bicipite femorale (BF), gluteo medio (GMed), vasto laterale (VL), soleo mediale (SOLm) e gastrocnemio (GM). Per ogni muscolo è presente un solo tracciato, ad eccezione del gastrocnemio per cui sono stati invece forniti 15 segnali prelevati da un array di elettrodi.

Nel dataset erano presenti anche i segnali prelevati da soleo laterale (SOLl), vasto mediale prossimale (VMp) e vasto mediale distale (VMd) i quali sono stati rimossi dalla funzione `load_EMG_signals.m` durante il caricamento, e quindi non sono stati considerati nello studio.

Il segnale EMG è stato prelevato durante la stessa sessione di acquisizione dei marker: pertanto anch'esso ha una durata di 2 min. In questo caso, la frequenza di acquisizione del segnale è pari a 2048 Hz.

## 2 Metodi

### 2.1 Calcolo degli angoli articolari all'anca, ginocchio e caviglia dell'arto sinistro

#### 2.1.1 Calcolo dei sistemi di riferimento

I sistemi di riferimento sono calcolati tramite la funzione `calc_references.m` ed i risultati ottenuti sono stati salvati all'interno della struttura `loc_ref`. Tutte le terne di versori sono state calcolate in modo da dare origine a un sistema di riferimento ortonormale e destrorso.

**Bacino** L'origine del sistema di riferimento del bacino (HJC) è stata calcolata come punto medio tra RHJC e LHJC. L'asse  $y$  è identificato da un versore medio-laterale (da RASI a LASI), mentre l'asse  $z$  è perpendicolare al piano trasversale su cui giacciono i punti LASI, RASI e SACR (identificato come punto medio di RPSI e LPSI) ed è un versore infero-superiore. Infine, l'asse  $x$  è stato ottenuto come prodotto vettoriale tra il versore dell'asse  $y$  e il versore dell'asse  $z$ .

**Ginocchio** Il centro dell'articolazione del ginocchio (KJC) è stato calcolato come punto a distanza `KneeOS` ( $= [\text{diametro marker} + \text{larghezza ginocchio}]/2$ ) dal marker KNE sul piano individuato dai marker KNE, THI e HJC e tale per cui l'angolo tra KNE, KJC e HJC sia  $90^\circ$ . L'asse  $z$  è identificato da un versore infero-superiore (da KJC a HJC). L'asse  $x$  è invece perpendicolare al piano individuato da HJC, KNE e THI ed ha verso postero-anteriore. L'asse  $y$  è stato ottenuto come prodotto vettoriale tra il versore dell'asse  $z$  e il versore dell'asse  $x$ , ed è latero-mediale per il ginocchio destro.

Per il ginocchio sinistro sono stati ripetuti gli stessi passaggi: l'unica differenza è che in questo caso l'asse  $y$  risulta avere verso medio-laterale.

**Caviglia** Per calcolare il sistema di riferimento della caviglia abbiamo considerato il caso di tibia non torsionata. Il centro dell'articolazione (AJC) è stato individuato come il punto a distanza `AnkleOS` ( $= [\text{diametro marker} + \text{larghezza caviglia}]/2$ ) dal marker ANK sul piano individuato dai marker ANK, TIB e KJC e tale per cui l'angolo tra KNE, KJC e HJC sia  $90^\circ$ .

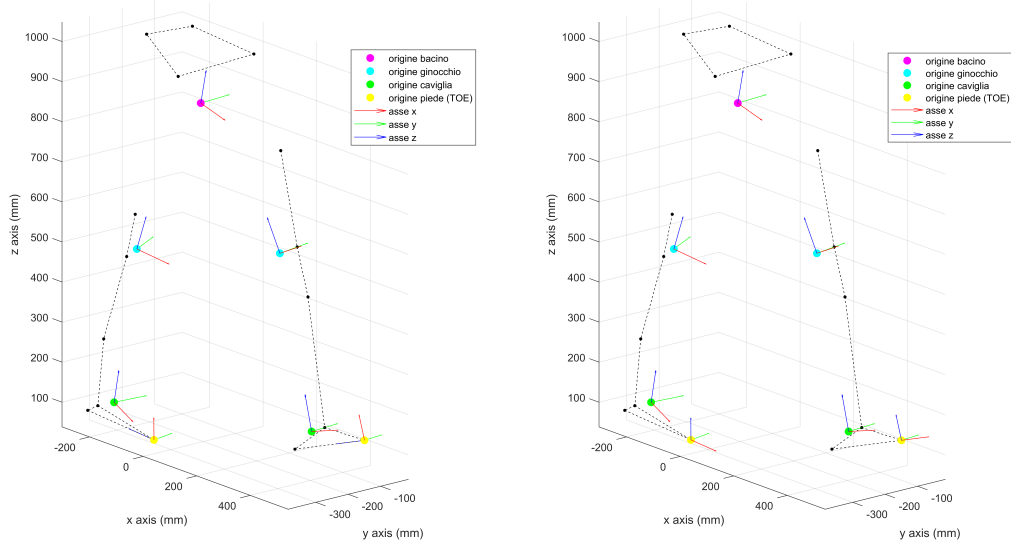
L'asse  $z$  è identificato dal versore che congiunge i due centri di articolazione di ginocchio (AJC) e caviglia (KJC) ed è infero-superiore. L'asse  $x$  è perpendicolare al piano individuato da TIB, AJC e KJC e ha verso postero-anteriore. L'asse  $y$  è stato infine calcolato come prodotto vettoriale tra il versore dell'asse  $z$  e il versore dell'asse  $x$ , ottenendo una direzione latero-mediale.

Come per il ginocchio, anche per la caviglia sinistra sono stati ripetuti gli stessi passaggi, con l'unica differenza che l'asse  $y$  risulta in questo caso avere verso medio-laterale.

**Piede** Nel calcolo del sistema di riferimento del piede abbiamo trascurato il caso dinamico e, non disponendo delle informazioni morfologiche necessarie per calcolare il sistema di riferimento del caso non patologico, abbiamo fatto riferimento al caso di soggetto con piede piatto.

L'origine è stata posta in corrispondenza del marker TOE. Seguendo letteralmente la procedura *Plug In Gait*, l'asse  $z$  è identificato da un versore antero-posteriore (da TOE a HEE). L'asse  $y$  è perpendicolare al piano individuato da TOE, AJC e KJC: ha verso latero-mediale nel caso di piede destro, mentre è medio-laterale per il piede sinistro. Infine, l'asse  $x$  è stato ottenuto come prodotto vettoriale tra il versore dell'asse  $y$  ed è infero-superiore.

Per il calcolo degli angoli articolari, si è ritenuto necessario applicare una rotazione del sistema di riferimento del piede, in modo da renderlo coerente con quello utilizzato per la caviglia. Questa modifica, effettuata in accordo con la letteratura [5], consta di una rotazione di  $90^\circ$  attorno all'asse  $y$ : in questo modo si direzioneranno gli assi  $x$  e  $z$  parallelamente a quelli della caviglia e rispettivamente con verso postero-anteriore ed infero-superiore.



(a) Sistemi di riferimento risultanti dall'applicazione del metodo *Plug In Gait* (b) Sistemi di riferimento effettivamente utilizzati per il calcolo degli angoli articolari

**Figura 1:** Sistemi di riferimento calcolati per bacino, ginocchio destro e sinistro, caviglia destra e sinistra e piede destro e sinistro. In nero sono riportate le posizioni dei marker sul soggetto.

### 2.1.2 Calcolo della matrice di rotazione e angoli articolari

In questo step sono stati valutati gli angoli articolari tra le articolazioni per ogni istante di acquisizione. Il calcolo degli angoli è stato effettuato valutando la posizione e l'orientamento del segmento rigido prossimale oggetto di analisi (anca, ginocchio e caviglia) rispetto al suo sistema di riferimento distalmente più prossimo (rispettivamente quindi ginocchio, caviglia e piede).

I movimenti articolari sono di norma tridimensionali; quando in un'articolazione avvengono dei cambiamenti patologici, la difformità quasi sempre si manifesta in più di un piano, da qui la necessità di un sistema avente altrettante dimensioni di studio.

Per descrivere in modo univoco l'angolo relativo tra due corpi rigidi collegati da un'articolazione, l'uso degli angoli Euleriani è la soluzione più conveniente [1]. Qualsiasi orientamento del sistema di riferimento distale rispetto al prossimale può essere rappresentato come composizione di tre successive ed ordinate rotazioni elementari intorno a uno dei 3 assi, indipendentemente dalla sequenza con cui vengono applicate.

Tra le varie combinazioni adottate in letteratura (tra cui [2], [4], [5], [10]), abbiamo considerato (in ordine):

1. Una rotazione ( $\gamma$ ) attorno all'asse z prossimale;
2. una rotazione ( $\alpha$ ) attorno all'asse x distale;
3. una rotazione ( $\beta$ ) attorno all'asse y distale.

Nella pratica, qualora la rotazione si verifichi attorno ad un asse del sistema prossimale, è necessario pre-moltiplicare la provvisoria matrice di orientamento con la appropriata matrice di rotazione di base. Se si verifica invece una rotazione attorno a un asse del sistema distale si deve post-moltiplicare la matrice di orientamento con la matrice di rotazione di base appropriata.

La matrice R, definita rispettando la terna di rotazioni appena enunciata porta alle eq. (1) e (2), rispettivamente forma contratta ed estesa.

$$R = [(R_{z_p}(\gamma) \cdot I) \cdot R_{x_d}(\alpha)] \cdot R_{y_d}(\beta) \quad (1)$$

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \beta \cos \gamma - \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma & -\cos \alpha \sin \gamma & \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \cos \beta \sin \gamma \\ \cos \beta \sin \gamma - \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma & \cos \alpha \cos \gamma & \sin \beta \sin \gamma - \sin \alpha \cos \beta \cos \gamma \\ -\cos \alpha \sin \beta & \sin \alpha & \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix} \quad (2)$$

Il successivo passaggio dalla matrice di rotazione  $R$  ai tre angoli desiderati  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  implica la risoluzione di un sistema sovradeterminato: si stanno infatti cercando 3 incognite a partire da 9 equazioni. Della matrice  $R$  abbiamo calcolato solo le componenti più semplici da invertire e, in accordo con quanto descritto in letteratura ([2]), abbiamo fatto in modo di utilizzare solo *arccoseni* per ricavare i valori degli angoli d'interesse. L'inversione di una funzione pari come il coseno, infatti, pone una indeterminazione sul segno dell'angolo calcolato, dato che  $\cos(\theta) = \cos(-\theta)$ .

Le componenti utili al calcolo degli angoli articolari ( $r_{12}$ ,  $r_{31}$  e  $r_{32}$ ) sono state calcolate come prodotto scalare dei rispettivi versori prossimale e distale divisi per il prodotto delle norme:

$$r_{12} = \cos \theta_{x_p y_d} = \frac{\vec{x}_p \cdot \vec{y}_d}{\|\vec{x}_p\| \|\vec{y}_d\|} \quad r_{31} = \cos \theta_{z_p x_d} = \frac{\vec{z}_p \cdot \vec{x}_d}{\|\vec{z}_p\| \|\vec{x}_d\|} \quad r_{32} = \cos \theta_{z_p y_d} = \frac{\vec{z}_p \cdot \vec{y}_d}{\|\vec{z}_p\| \|\vec{y}_d\|}$$

Questi valori corrispondono a:

$$r_{12} = -\cos \alpha \cdot \sin \gamma \quad r_{31} = -\cos \alpha \cdot \sin \beta \quad r_{32} = \sin \alpha$$

Risolvendo questo sistema di equazioni abbiamo ottenuto  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  rispettivamente angoli di adduzione-abduzione, flessione-estensione e intra-extra rotazione:

$$\alpha = \arcsin(r_{32}) \quad \beta = \arcsin\left(\frac{-r_{31}}{\cos \alpha}\right) \quad \gamma = \arcsin\left(\frac{-r_{12}}{\cos \alpha}\right)$$

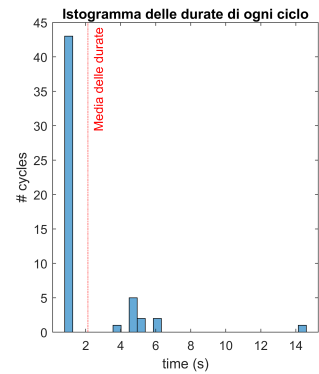
I passaggi per la determinazione degli angoli alle articolazioni sopra descritti sono contenuti nella funzione `calc_angles.m`.

## 2.2 Identificazione dei cicli del cammino completi

Poiché l'asse medio-laterale del sistema di riferimento globale è stato invertito, anche i dati relativi alla gamba destra e sinistra risultano invertiti. Per questo motivo, nella nostra analisi i cicli del cammino sono stati identificati a partire dai minimi locali della traiettoria del marker posizionato sul tallone sinistro (LHEE), utilizzando la funzione `findpeaks` di Matlab.

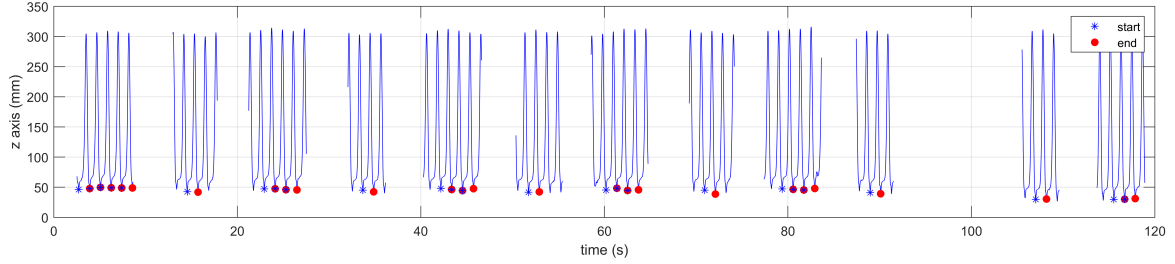
La durata di ogni ciclo è stata calcolata come differenza tra i campioni corrispondenti a minimi successivi. Data l'importanza di escludere i cicli in corrispondenza della svolta e quelli immediatamente successivi ad essa, è stata valutata la media delle durate di ogni ciclo: rappresentando l'istogramma dei valori calcolati (Figura 2), abbiamo osservato che i cicli aventi durata superiore alla media erano corrispondenti alle svolte, in quanto in questo arco temporale il soggetto si trova parzialmente o totalmente fuori dal campo di acquisizione. Quindi, grazie a quest'analisi, abbiamo scartato tutti i passi di durata superiore al valor medio delle durate. In aggiunta, abbiamo rimosso anche il ciclo del passo immediatamente successivo alla svolta, in quanto esso potrebbe contenere dei bias dovuti all'assestamento.

Infine, sono stati rimossi anche tutti cicli in cui almeno un marker non veniva identificato dalle telecamere (conteneva NaN): in presenza di dati mancanti non è infatti possibile calcolare tutti i sistemi di riferimento e gli angoli articolari previsti.



**Figura 2:** Confronto delle durate di ogni ciclo del passo

La traiettoria del marker sul tallone e gli istanti di inizio e fine del ciclo del passo individuati sono mostrati in Figura 3.



**Figura 3:** Visualizzazione della traiettoria del tallone (marker LHEE) e degli istanti iniziali e finali di ogni ciclo del passo selezionato per l'analisi.

### 2.3 Calcolo dell'andamento medio e della variabilità degli angoli articolari

Per effettuare agilmente tutti i calcoli e i confronti, abbiamo inizialmente creato le matrici contenenti il valore degli angoli per l'intera acquisizione (tre matrici per ogni coppia di segmenti distale-prossimale). Di queste abbiamo individuato e isolato esclusivamente i cicli del passo utili, valutati nella precedente sezione sottosezione 2.2.

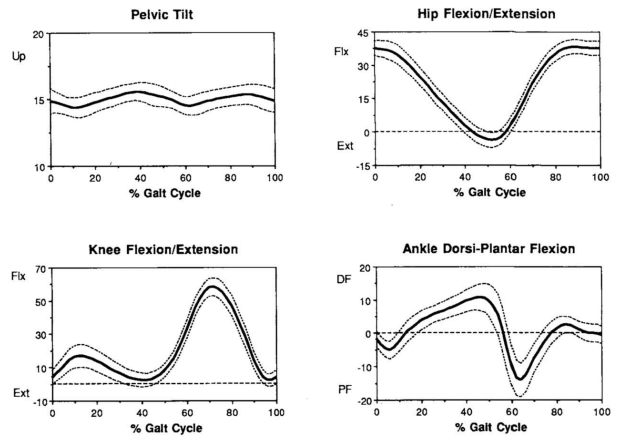
Ogni ciclo del passo selezionato è stato poi ricampionato che ogni epoca avesse lo stesso numero di campioni. Nello specifico, abbiamo osservato che il numero di campioni per ogni epoca varia tra 108 e 120: pertanto, abbiamo deciso di sottocampionare tutte le sequenze di angoli a 101 campioni (da 0 a 100) [6].

Come dettagliato da Kadaba et al. [5] e rappresentato in Figura 4 (tratta dal medesimo articolo), una rotazione destogira sul piano sagittale (quindi attorno all'asse  $y$ , rappresentato nel nostro caso dall'angolo  $\beta$ ) corrisponde rispettivamente ad un'estensione dell'anca, una flessione del ginocchio ed una plantarflessione della caviglia. Pertanto, già in fase di ricampionamento, abbiamo invertito il segno dei valori di anca e caviglia, in modo da renderli coerenti con la letteratura. Infatti, come descritto in [9], ad un angolo positivo corrispondono rispettivamente la flessione dell'anca (posizione in cui il ginocchio è in posizione anteriore rispetto al corpo), la flessione del ginocchio e la dorsiflessione della caviglia.

Gli angoli sono stati poi convertiti in gradi, in modo da poterli agevolmente confrontare con la letteratura e ne è stata calcolata la media e l'errore standard.

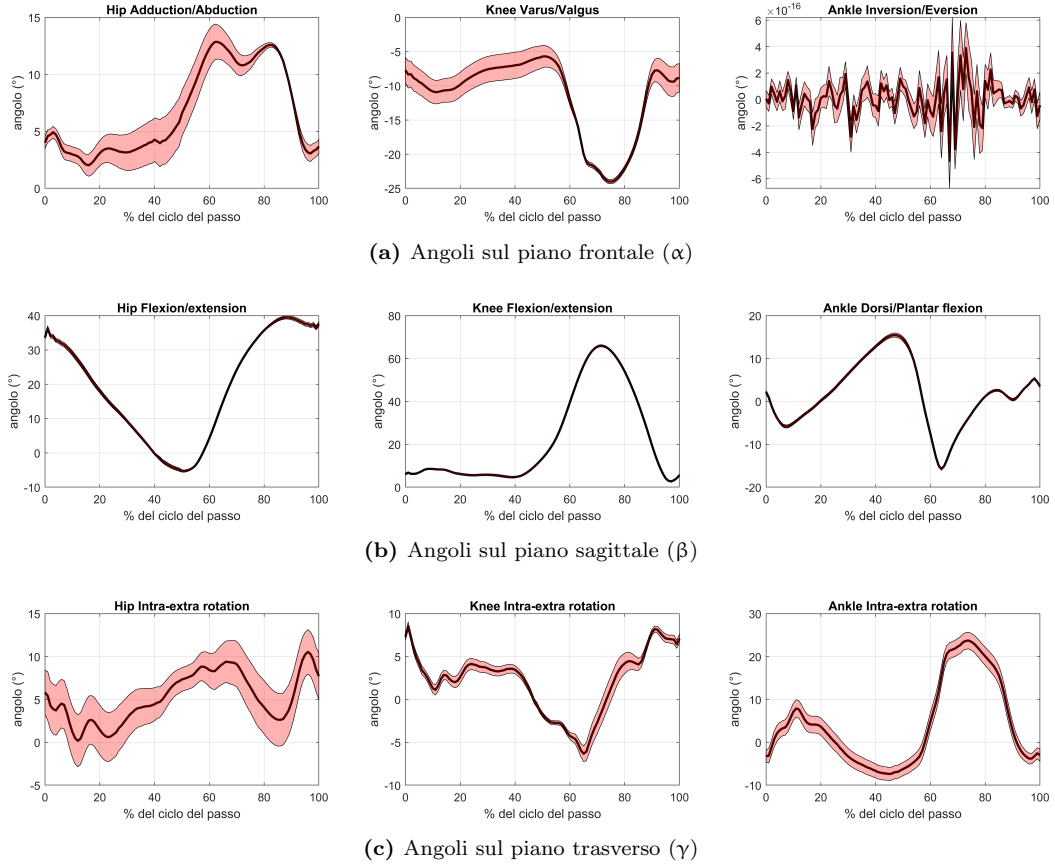
I risultati ottenuti sull'arto sinistro sono mostrati in Figura 5.

Come si osserva in fig. 5a, la variazione dell'angolo di inversione-eversione alla caviglia (calcolato sul piano frontale) è pressoché nulla. Questo risultato è giustificato dal fatto che, trascurando la rotazione degli assi nel caso dinamico (come descritto nella sezione 2.1.1), non si hanno gli elementi sufficienti per valutare questo andamento. Alcune fonti in letteratura (tra cui lo stesso Kadaba [5]) ritengono trascurabile l'informazione di questo angolo e pertanto non viene riportato tra i loro risultati.



**Figura 4:** Rappresentazione degli angoli sul piano sagittale di adulti sani, tratta dal lavoro di Kadaba [5].

Sull'asse delle ordinate è possibile osservare la corrispondenza tra il segno positivo ed il movimento di flessione (Flx) e dorsiflessione (DF).



**Figura 5:** Risultato della valutazione degli angoli articolari in funzione della percentuale del ciclo del passo

## 2.4 Calcolo dell'andamento medio e della variabilità delle attivazioni muscolari

Il calcolo dell'andamento medio e della variabilità delle attivazioni muscolari, analogamente al punto precedente, è stato svolto sui cicli del passo selezionati alla sottosezione 2.2. In particolare gli inviluppi dei segnali EMG sono calcolati dalla funzione `calc.envelopes.m` e salvati nella struttura `sig-f`.

**Preprocessing del segnale** Dopo aver visualizzato i segnali grezzi, abbiamo osservato che alcuni campioni erano assenti, probabilmente a causa di perdita di informazioni dovuta alla modalità wireless di trasmissione del segnale. Per poter procedere all'elaborazione, abbiamo quindi interpolato linearmente i tratti in cui il segnale era assente (NaN), in modo da ricostruirlo interamente.

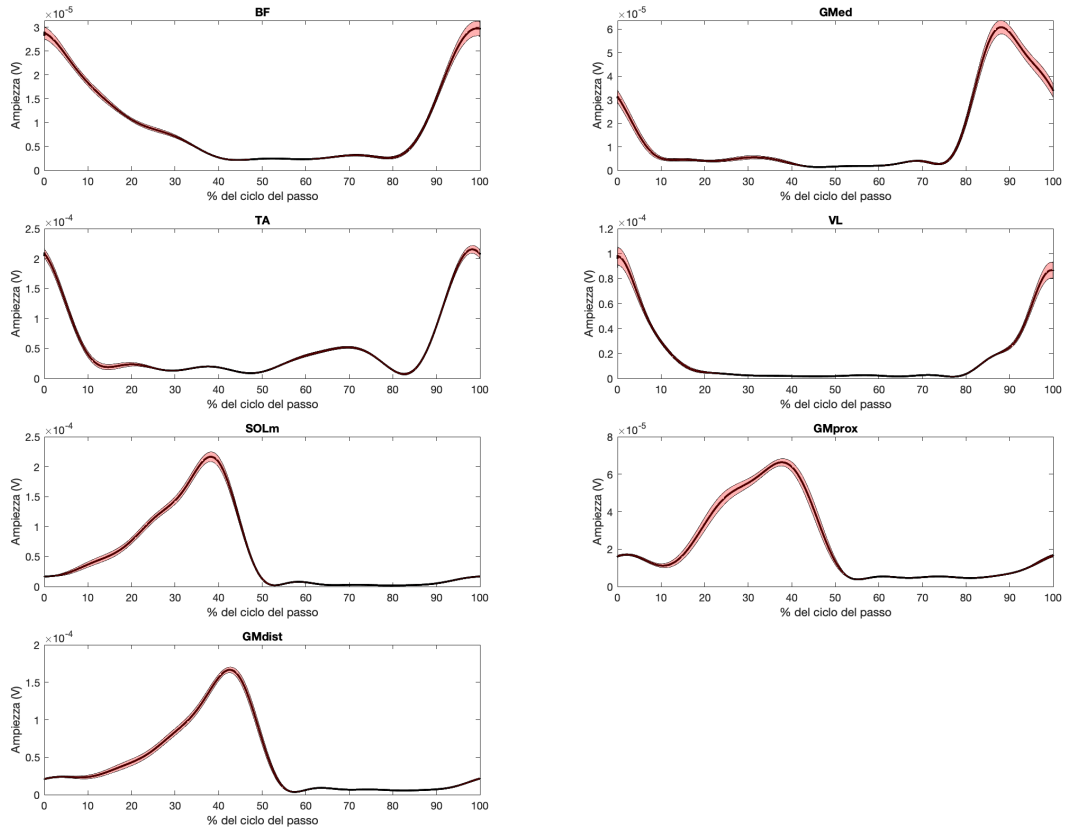
Successivamente abbiamo rappresentato la densità spettrale di potenza (PSD) ottenuta con il metodo di Welch e abbiamo osservato che, come ci aspettavamo, il segnale è corrotto da frequenza di rete. Per questo motivo abbiamo introdotto un filtro Notch ricorsivo al fine di eliminare il disturbo alla frequenza di rete (50 Hz) e alle sue armoniche. In particolare, abbiamo utilizzato un filtraggio di tipo anticasuale, in modo da non introdurre distorsione di fase (`filtfilt`). Questo tipo di filtraggio è stato utilizzato anche per tutti i successivi filtri introdotti nel codice.

In seguito, abbiamo introdotto un filtro passa-banda con banda passante tarata su quella propria del segnale EMG (tipicamente 10-500 Hz). La frequenza di taglio inferiore è stata aumentata rispetto alla generica banda del segnale, portandola da 10 Hz a 35 Hz in modo da rimuovere gli artefatti da movimento (tra cute e elettrodo a causa del gel) sul segnale.



**Estrazione dell'involuppo** In questa fase i segnali elaborati sono stati inizialmente rettificati. Successivamente, per calcolarne l'involuppo, è stato utilizzato un filtraggio passa-basso. Sapendo che un filtraggio più severo (con frequenza di taglio più bassa) rende il segnale più smussato e di conseguenza riduce la validità clinica ad esso associata, abbiamo utilizzato una frequenza di taglio per il LPF pari a 3.8 Hz solamente per i segnali più rumorosi (BF e TA), mentre abbiamo preferito utilizzare una frequenza di taglio più alta (pari a 5 Hz) per i restanti segnali. Per il muscolo gastrocnemio sono stati considerati il segnale più prossimale e il più distale acquisiti dell'array di elettrodi.

**Andamento medio e variabilità delle attivazioni muscolari (in termini di involuppo)** Analogamente a quanto fatto nella sottosezione 2.3, gli involuppi dei segnali EMG dei cicli selezionati sono stati estratti dal segnale, salvati su una matrice e ricampionati in modo che ogni ciclo abbia lo stesso numero di campioni. In particolare, abbiamo osservato che il numero di campioni per ogni ciclo del passo nell'acquisizione del segnale EMG varia tra 2355 e 2457: pertanto, abbiamo deciso di sottocampionare tutti i segnali muscolari corrispondenti ai cicli a 2300 campioni. Ne è stata calcolata la media e l'errore standard, mostrati in Figura 6.



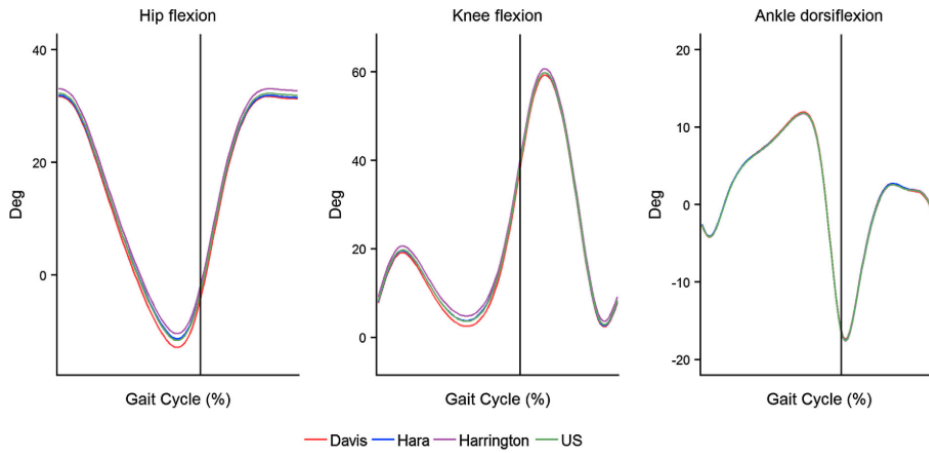
**Figura 6:** Attivazioni muscolari medie ed errore standard sui cicli del passo. Sull'asse delle ascisse è riportata la percentuale del ciclo del passo, sull'asse delle ordinate la percentuale di attivazione muscolare. I muscoli presi in esame sono: bicipite femorale (BF), tibiale anteriore (TA), soleo mediale (SOLm), medio gluteo (GMed), vasto laterale (VL), gastrocnemio mediale acquisito con elettrodi in posizione prossimale (GMprox) e gastrocnemio mediale acquisito con elettrodi in posizione distale (GMdist).

## 3 Risultati

### 3.1 Angoli articolari di flesso/estensione in funzione del ciclo del cammino e loro congruenza con i dati in letteratura

La letteratura usata come riferimento per confrontare ed analizzare gli andamenti degli angoli articolari sul piano sagittale è molto variegata: gli studi sono stati realizzati su un arco temporale di circa 40 anni, e nella maggior parte dei casi vengono utilizzati differenti posizionamenti dei marker e/o matrici di rotazione diverse da quella da noi implementata ([3]–[6], [10]–[13]).

Gli angoli di flesso estensione calcolati durante il progetto sono mostrati in Figura 5b. Dal confronto con fig. 4 e 7 (e con tutte le soluzioni presenti negli studi appena citati) è possibile osservare una sostanziale congruenza dei nostri risultati con la letteratura, sia in termini di andamento che in termini di range angolare.



**Figura 7:** Immagine tratta da [12], raffigurante l’andamento medio sul piano sagittale degli angoli di anca, ginocchio e caviglia ricavati tramite Conventional Gait Model ed altri tre serie di relazioni (rispettivamente Davis, Hara e Harrington). Le linee verticali rappresentano l’istante medio di stacco del piede (foot-off).

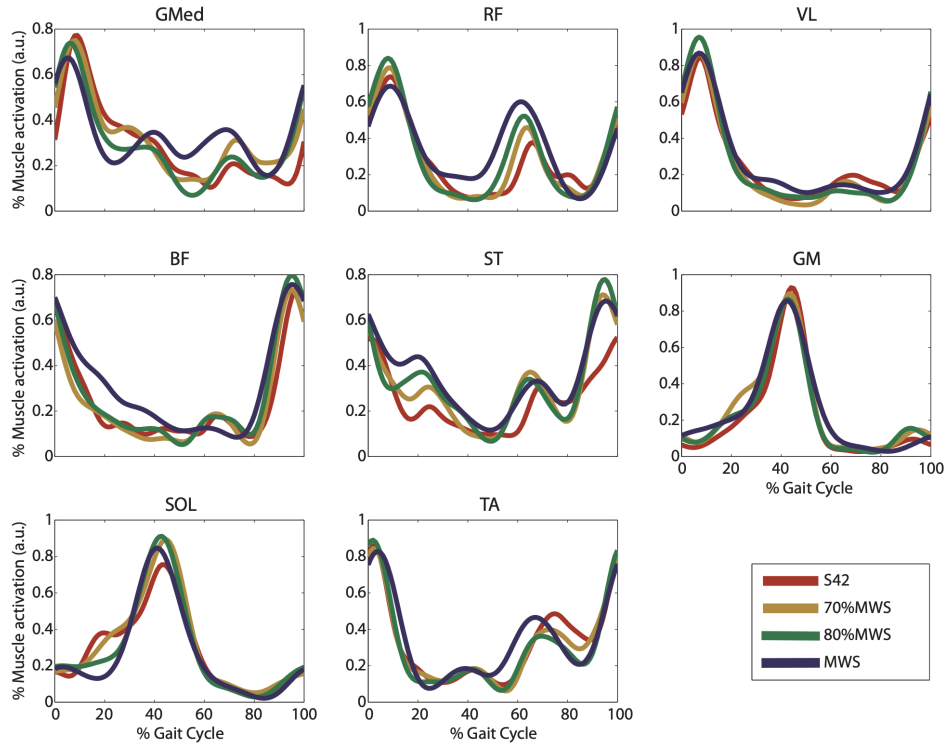
Durante il ciclo del passo, il range dell’angolo di flesso-estensione dell’anca varia da circa  $40^\circ$  in corrispondenza dell’appoggio del tallone (massima flessione), fino ad un’estensione massima che supera di poco i  $5^\circ$  visibile al termine della fase di stance nell’istante immediatamente precedente allo stacco del piede (enfattizzata dalla linea verticale nera in Figura 7).

Durante la deambulazione, il ginocchio non entra mai in iperestensione (ovvero, l’angolo di flessione calcolato non assume mai valori negativi). Nella prima fase di stance è generalmente osservabile un piccolo picco di flessione di circa  $10\text{--}20^\circ$ , corrispondente ad una prima fase di smorzamento del movimento (anche se poco accentuato nella nostra elaborazione, dove si rasentano i  $10^\circ$ ). L’articolazione torna ad un allineamento quasi perfetto a metà della fase di stance per permettere l’avanzamento della gamba controlaterale. In corrispondenza dello stacco del piede e durante la fase di stance, il ginocchio si flette molto per portare la gamba in avanti, toccando valori attorno ai  $60\text{--}70^\circ$ , fino a ri-distendersi in preparazione alla nuova fase d’appoggio del tallone.

La caviglia mostra un movimento più dinamico, seppur meno enfattizzato in termini di modulo: la variazione copre un range di circa  $15^\circ$  sia in plantarflexione che in dorsiflessione. La plantarflexione è visibile durante la prima fase d’appoggio del tallone. Durante l’intera fase di stance, il movimento sul piano sagittale prosegue con la dorsiflessione, spostando così il baricentro del corpo anteriormente al piede in appoggio. Questo andamento raggiunge il suo picco di spinta in coincidenza con lo stacco del tallone. Immediatamente dopo lo stacco, si nota un repentino passaggio ad una configurazione neutra/dorsiflessa: ciò serve ad evitare che il soggetto inciampi durante l’avanzamento la gamba.

### 3.2 Attivazioni muscolari in funzione del ciclo del cammino e loro congruenza con i dati in letteratura

Gli involuppi dei segnali EMG, calcolati come descritto nella sottosezione 2.4, risultano in generale coerenti con quanto si trova in letteratura. Infatti, osservando la Figura 6 e la Figura 8, si può notare un andamento molto simile per tutti i muscoli di nostro interesse. Fanno eccezione vasto laterale (VL) e medio gluteo (GMed), per i quali i segnali muscolari ricavati dai dati sperimentali del soggetto in esame risultano leggermente sfasati rispetto a quanto trovato in letteratura [8], [7] di circa il 10 % del ciclo del passo.



**Figura 8:** Attivazioni muscolari medie su 10 cicli del passo a differenti velocità di camminata, da letteratura [8]. Sull'asse delle ascisse è riportata la percentuale del ciclo del passo, sull'asse delle ordinate la percentuale di attivazione muscolare, calcolata dividendo ogni segnale muscolare per il suo picco nei 10 cicli del passo in esame. I muscoli presi in esame sono: medio gluteo (GMed), retto femorale (RF), vasto laterale (VL), bicipite femorale (BF), semitendinoso (ST), gastrocnemio mediale (GM), soleo (SOL) e tibiale anteriore (TA).

I due muscoli maggiormente responsabili del movimento sono il tibiale anteriore e il gastrocnemio. Si osserva come il tibiale anteriore sia attivo durante la fase di swing e rimanga contratto anche durante la fase di appoggio del tallone in rotazione eccentrica per ottenere un movimento controllato. Infatti, questo muscolo ha il compito di mantenere la dorsiflessione della caviglia durante la fase di swing, e di stabilizzare la caviglia durante l'inizio della fase d'appoggio. Nelle successive fasi, invece, il tibiale rimane pressoché silente, salvo poi riattivarsi in corrispondenza della successiva fase di swing.

Il muscolo gastrocnemio ricopre invece la funzione di flessore plantare, utile nella fase di spinta: per questo motivo esso non è attivo nella prima parte del movimento (swing e inizio della fase di appoggio), ma viene reclutato prevalentemente nell'ultima fase di appoggio, a partire dallo stacco del tallone. Il gastrocnemio rimane poi ancora attivo anche nell'ultima fase di stance prima dello stacco dell'avampiede.

Tra gli altri muscoli, si nota come l'andamento del soleo, anch'esso un flessore plantare del piede, segue gli andamenti appena descritti per il gastrocnemio.

Vasto laterale e bicipite femorale sono invece muscoli deputati rispettivamente all'estensione del ginocchio e alla flessione dell'anca: si attivano quindi simultaneamente al tibiale anteriore, prevalentemente con funzione di stabilizzazione.

### **3.3 Congruenza tra angoli articolari di flesso-estensione e attivazioni muscolari**

All'inizio del ciclo del passo, nel momento di appoggio del tallone, l'anca si trova in posizione di massima flessione (angolo di flesso-estensione positivo). Successivamente, nella prima metà del ciclo del passo, l'anca compie un movimento di estensione (angolo di flesso-estensione in diminuzione). Questa condizione è generata dalla simultanea contrazione di vasto laterale e gluteo medio nel primo  $\sim 20\%$  del ciclo e del bicipite femorale nel primo  $\sim 40\%$ .

Nella seconda metà del ciclo del passo l'anca torna in flessione per riportare la gamba in posizione anteriore rispetto al tronco. Anche quest'ultima fase è dovuta alla contrazione di bicipite femorale, gluteo medio e vasto laterale, in corrispondenza dell'ultimo  $\sim 20\%$  del ciclo.

Il ginocchio nell'istante di appoggio del tallone si trova in estensione. Una prima lieve flessione è presente in corrispondenza dell'appoggio del piede nel primo  $\sim 20\%$  della deambulazione. Le maggiori variazioni dell'angolo di flesso-estensione del ginocchio si osservano dal momento in cui il soggetto inizia il sollevamento del tallone e durante tutta la fase di volo, consentita dalla contrazione del tibiale anteriore e dai suoi agonisti. Il ginocchio dapprima si flette in corrispondenza del  $40\text{-}70\%$  del ciclo, per poi estendersi fino al successivo appoggio del tallone. Questa finale estensione del ginocchio è principalmente dovuta alla forza di inerzia ed è coadiuvata dalla contrazione del vasto laterale, che funge da stabilizzatore.

Nell'istante di inizio del ciclo del passo la caviglia si trova in posizione di leggera dorsiflessione ed il muscolo tibiale anteriore è attivo. Nel successivo primo  $5\%$  del ciclo, la caviglia esegue un primo movimento di plantarflexione. In seguito si ha una dorsiflessione della caviglia, dovuta inizialmente alla contrazione del tibiale anteriore, fino a circa il  $45\%$  del ciclo del passo. Durante questa fase si ha anche la progressiva contrazione di soleo mediale e gastrocnemio. Dal  $45\%$  al  $65\%$  del ciclo si ha nuovamente una plantarflexione, seguita da una dorsiflessione in corrispondenza dell'ultima porzione della fase di volo, dovuta nuovamente alla contrazione del tibiale anteriore.

Alla luce delle precedenti osservazioni, riteniamo che i risultati ottenuti dal calcolo degli angoli articolari e dalle attivazioni muscolari siano congruenti fra loro e con quello che ci aspettavamo.

### **3.4 Differenze tra le attivazioni del muscolo gastrocnemio mediale osservate campionando il segnale in posizione prossimale e distale**

Come visibile in Figura 9, i segnali muscolari acquisiti per il gastrocnemio mediale, mediati sui cicli del passo come descritto alla sottosezione 2.4, presentano delle differenze morfologiche a seconda dalla posizione degli elettrodi di prelievo.

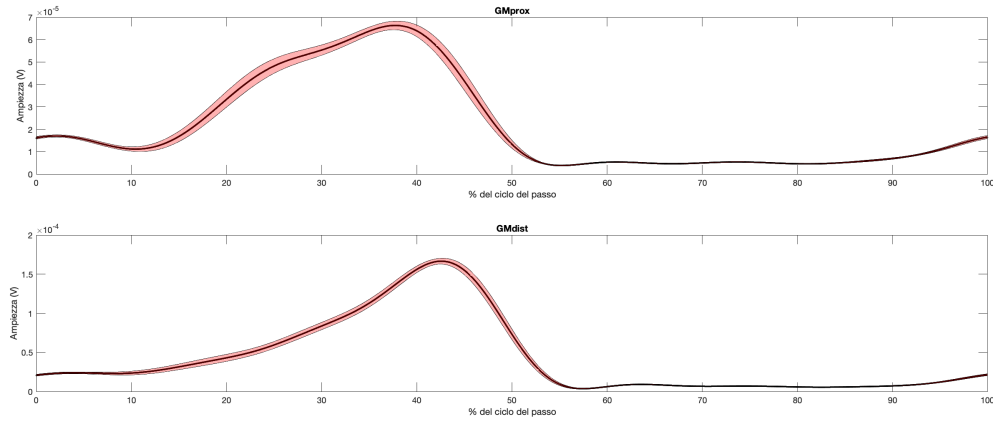
Dipendentemente dalla posizione della coppia di elettrodi osservata, è possibile notare che, a partire da circa il  $10\%$  del ciclo del passo il segnale acquisito, si evidenzia prossimalmente un'attivazione con pendenza maggiore rispetto a quanto acquisito dalla coppia di elettrodi in posizione distale. Inoltre, il picco dell'attivazione risulta essere leggermente sfasato tra i due segnali: esso si trova ad un istante temporale immediatamente precedente rispetto al  $40\%$  del ciclo del passo, mentre per il segnale distale è immediatamente successivo. Si ipotizza che questo leggero sfasamento temporale sia dovuto a una maggiore vicinanza dell'elettrodo prossimale alla zona di innervazione.

I picchi dei due segnali differiscono anche in ampiezza: tuttavia, non possiamo considerare tali differenze come significative in quanto l'ampiezza del segnale EMG dipende da un eccessivo numero di

fattori che prescindono dal livello di forza, quali ad esempio il contenuto in frequenza e l'eventuale presenza di rumore dovuto sistema di prelievo.

Seppur non possiamo averne la certezza, è possibile ipotizzare che la maggiore ampiezza riscontrata sull'elettrodo distale sia dovuta alla conformazione fisica del gastrocnemio. Esso è un muscolo pennato, con fibre che si inseriscono su terminazioni tendinee a due diversi livelli di profondità. La direzione delle fibre, inoltre, non coincide con il decorso longitudinale del muscolo, ma è inclinata rispetto all'asse. Conseguentemente, l'ampiezza del segnale sarà diversa alle due estremità ed il contributo della semifibra più profonda sarà coperto (almeno parzialmente) dal contributo che propaga verso la superficie. Grazie a queste considerazioni anatomiche, è possibile ipotizzare che la coppia di elettrodi distali, che rileva il maggior contributo in ampiezza, sia quello più vicino alle fibre superficiali, mentre l'elettrodo prossimale sia posizionato in corrispondenza alle fibre più profonde.

Le differenze riscontrate tra i due segnali riscontrano quindi le nostre aspettative e quanto studiato nella teoria del corso.



**Figura 9:** Attivazioni muscolari medie (e relativo errore standard) tratte da due acquisizioni sul muscolo gastrocnemio mediale, rispettivamente in posizione prossimale (GMprox) e distale (GMdist)

## 4 Discussione e conclusioni

Come normalmente accade durante questo tipo di acquisizioni, abbiamo riscontrato la mancanza di qualche dato a causa di occlusioni nell'acquisizione dei marker o della trasmissione wireless dei segnali. Tuttavia, la quantità di dati utili alla rielaborazione e le tecniche di postprocessing da noi adottate hanno consentito di ottenere risultati validi e confrontabili con la letteratura.

Poiché l'acquisizione è stata effettuata su un soggetto sano, non ci aspettavamo e non abbiamo osservato discrepanze rispetto agli andamenti medi riscontrati in letteratura. I risultati da noi ottenuti, pertanto, possono essere molto utili per il confronto con soggetti con patologie motorie. Infatti, in seguito all'insorgenza di patologie o di traumi, gli angoli articolari e le attivazioni muscolari si modificano immediatamente o progressivamente.

Allo stesso tempo, un continuo monitoraggio del soggetto con difficoltà motorie è molto utile in riabilitazione per comprenderne lo stadio della malattia o valutarne un eventuale recupero post-operatorio e/o in seguito a riabilitazione.

## Bibliografia e riferimenti

- [1] E. Y. Chao, “Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation,” *Journal of Biomechanics*, vol. 13, n. 12, pp. 989–1006, 1980, ISSN: 0021-9290. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90044-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90044-5).
- [2] E. S. Grood e W. J. Suntay, “A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 105, n. 2, pp. 136–144, mag. 1983, ISSN: 0148-0731. DOI: [10.1115/1.3138397](https://doi.org/10.1115/1.3138397).
- [3] R. Davis, “Clinical gait analysis,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 7, n. 3, pp. 35–40, 1988. DOI: [10.1109/51.7933](https://doi.org/10.1109/51.7933).
- [4] J. Apkarian, S. Naumann e B. Cairns, “A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb,” *Journal of Biomechanics*, vol. 22, n. 2, pp. 143–155, 1989, ISSN: 0021-9290. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90037-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90037-7).
- [5] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan e M. E. Wootten, “Measurement of lower extremity kinematics during level walking,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 8, n. 3, pp. 383–392, 1990. DOI: <https://doi.org/10.1002/jor.1100080310>.
- [6] A. G. Schache e R. Baker, “On the expression of joint moments during gait,” *Gait Posture*, vol. 25, n. 3, pp. 440–452, 2007, ISSN: 0966-6362. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.018>.
- [7] G. Bovi, M. Rabuffetti, P. Mazzoleni e M. Ferrarin, “A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects,” *Gait Posture*, vol. 33, n. 1, pp. 6–13, 2011, ISSN: 0966-6362. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.08.009>.
- [8] F. O. Barroso, D. Torricelli, J. C. Moreno et al., “Shared muscle synergies in human walking and cycling,” *Journal of Neurophysiology*, vol. 112, n. 8, pp. 1984–1998, 2014, PMID: 25057144. DOI: [10.1152/jn.00220.2014](https://doi.org/10.1152/jn.00220.2014).
- [9] V. M. Systems, “Plug-in Gait Reference Guide - Nexus 2.12 Documentation - Vicon Documentation,” 2016. indirizzo: <https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Plug-in+Gait+Reference+Guide> (visitato il 21/12/2021).
- [10] M. Żuk e M. Trzeciak, “Anatomical protocol for gait analysis: joint kinematics measurement and its repeatability,” *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, vol. 55, n. 1, pp. 369–376, 2017, ISSN: 1429-2955. DOI: [10.15632/jtam-pl.55.1.369](https://doi.org/10.15632/jtam-pl.55.1.369).
- [11] F. Leboeuf, R. Baker, A. Barré, J. Reay, R. Jones e M. Sangeux, “The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future,” *Gait Posture*, vol. 69, pp. 235–241, 2019, ISSN: 0966-6362. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.015>.
- [12] F. Leboeuf, J. Reay, R. Jones e M. Sangeux, “The effect on conventional gait model kinematics and kinetics of hip joint centre equations in adult healthy gait,” *Journal of Biomechanics*, vol. 87, pp. 167–171, 2019, ISSN: 0021-9290. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.02.010>.
- [13] T. Lencioni, I. Carpinella, M. Rabuffetti, A. Marzegan e M. Ferrarin, “Human kinematic, kinetic and EMG data during different walking and stair ascending and descending tasks,” *Scientific Data*, vol. 6, n. 1, p. 309, dic. 2019, ISSN: 2052-4463. DOI: [10.1038/s41597-019-0323-z](https://doi.org/10.1038/s41597-019-0323-z).