



**Politecnico  
di Torino**

Bioingegneria della Riabilitazione  
Tesina valida per l'esame  
A.A. 2023-2024

*Analisi del cammino di soggetti post-stroke*

Autori:	Lolli Alice	316660
	Reviglio Luca	314760
	Toska Robjona	314946
	Traetta Giovanni	314774

## Contenuto

<b>1</b>	<b>Introduzione .....</b>	<b>3</b>
<b>2</b>	<b>Metodi.....</b>	<b>3</b>
2.1	<b>Data pre-processing.....</b>	<b>3</b>
2.1.1	Calcolo della posizione e dell'orientamento dei segmenti articolari e centri di rotazione articolari della parte inferiore del corpo.....	3
2.1.2	Identificazione dei cicli del passo.....	3
2.2	<b>Calcolo degli angoli articolari.....</b>	<b>4</b>
2.2.1	Calcolo degli angoli articolari nel tempo.....	4
2.2.2	Calcolo dell'andamento degli angoli articolari durante il ciclo del passo .....	5
2.3	<b>Calcolo degli istanti di attivazione dei muscoli .....</b>	<b>5</b>
2.3.1	Pre-processing dei segnali elettromiografici di superficie (sEMG).....	5
2.3.2	Calcolo dell'involuppo dei segnali sEMG e identificazione degli istanti di attivazione dei muscoli .....	7
<b>3</b>	<b>Risultati.....</b>	<b>8</b>
3.1	<b>Angoli articolari.....</b>	<b>8</b>
3.1.1	Soggetto SUBJ05.....	8
3.1.2	Soggetto TVC03 .....	10
3.1.3	Soggetto TVC13 .....	11
3.2	<b>Istanti di attivazione dei muscoli .....</b>	<b>13</b>
3.2.1	Soggetto SUBJ05.....	13
3.2.2	Soggetto TVC03 .....	14
3.2.3	Soggetto TVC13 .....	17
3.3	<b>Parametri cinematici.....</b>	<b>19</b>
<b>4</b>	<b>Discussioni.....</b>	<b>20</b>
4.1	<b>Soggetto SBJ05.....</b>	<b>20</b>
4.1.1	Angoli articolari.....	20
4.1.2	Attivazioni muscolari e parametri cinematici .....	20
4.2	<b>Soggetto TVC03 .....</b>	<b>20</b>
4.2.1	Angoli articolari e parametri cinematici .....	20
4.2.2	Attivazioni muscolari.....	21
4.3	<b>Soggetto TVC13 .....</b>	<b>22</b>
4.3.1	Angoli articolari e parametri cinematici .....	22
4.3.2	Attivazioni muscolari.....	22
<b>5</b>	<b>Bibliografia .....</b>	<b>23</b>

# 1 Introduzione

L'analisi del cammino dei soggetti post-*stroke* riveste un ruolo cruciale nella valutazione e nella gestione della riabilitazione. L'ictus può provocare significative alterazioni nella cinematica del cammino e nelle attivazioni muscolari, influenzando la capacità di deambulazione e compromettendo la qualità della vita dei pazienti.

Il presente studio si propone di effettuare un'analisi integrata di grandezze cinematiche e segnali elettromiografici di superficie di un soggetto sano di controllo (SBJ05) e di due soggetti post-*stroke* (TVC03, TVC13), in modo da ottenere un quadro dettagliato delle modifiche fisiologiche e biomeccaniche associate a questa condizione patologica. Verranno quindi confrontate le caratteristiche dei due soggetti con i *pattern* osservati nel soggetto sano e con quelli disponibili in letteratura.

Questa tipologia di studio è un passaggio preliminare essenziale allo sviluppo di programmi di riabilitazione mirati, personalizzati e basati su evidenze, al fine di ottimizzare il recupero funzionale e psicologico e promuovere il miglioramento o il ripristino della mobilità.

## 2 Metodi

### 2.1 Data pre-processing

#### 2.1.1 Calcolo della posizione e dell'orientamento dei segmenti articolari e centri di rotazione articolari della parte inferiore del corpo

Le coordinate spaziali tridimensionali (3D) dei marker, posizionati sui soggetti secondo il protocollo “Lower body modeling with Plug-in Gait” di Vicon [1], relative al sistema di riferimento del laboratorio sono state utilizzate per calcolare posizione e orientamento dei sistemi di riferimento anatomici relativi ai seguenti segmenti articolari: bacino (*pelvis*), coscia (*thigh*, destra e sinistra), stinco (*shank*, destro e sinistro) e piede (*foot*, destro e sinistro). In particolare, per il segmento *shank* è stato utilizzato il modello “shank anatomical reference system – torsioned tibia” e per il *foot* è stato utilizzato il “foot uncorrected anatomical reference system”. Tramite il medesimo protocollo è, inoltre, stata determinata la posizione e l'orientamento dei centri di rotazione associati a tali segmenti [1].

#### 2.1.2 Identificazione dei cicli del passo

Gli istanti in cui la posizione lungo l'asse verticale (z) del marker posto sul tallone destro (RHEE) presenta dei minimi locali dopo ciascuna fase di *swing* sono stati considerati come istanti di inizio del ciclo di un passo. Un passo comincia con l'istante in cui il tallone destro è appena entrato in contatto con il terreno (*heel strike*) e finisce con l'*heel strike* successivo.

Tale operazione è stata effettuata implementando un approccio automatico per il soggetto sano. Per i soggetti post-*stroke*, invece, lo stesso approccio non ha fornito risultati attendibili a causa di un *pattern* temporale del marker RHEE non regolare e/o non ripetitivo. Per poter ovviare a questa problematica si è deciso di individuare manualmente gli istanti di minimo, scelti in corrispondenza della prima deflessione locale dopo ogni fase di *swing*.

È possibile osservare un esempio di segmentazione automatica dei cicli del passo del soggetto sano in Fig. 1.

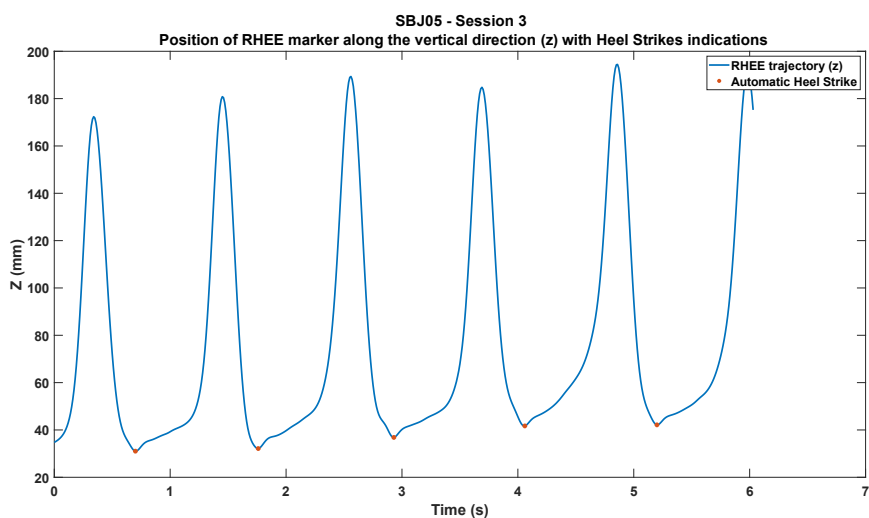


Fig. 1. Segmentazione automatica del cammino del soggetto sano (SBJ05) in cicli del passo durante la terza sessione. I punti evidenziati in rosso indicano i minimi locali del marker RHEE lungo la direzione verticale, che corrispondono agli istanti in cui il tallone è appena entrato in contatto con il terreno (*heel strike*) e che identificano gli estremi dei cicli del passo.

In Fig. 2 è riportato un esempio di segmentazione automatica insieme con quella manuale dei cicli del passo del soggetto TVC13.

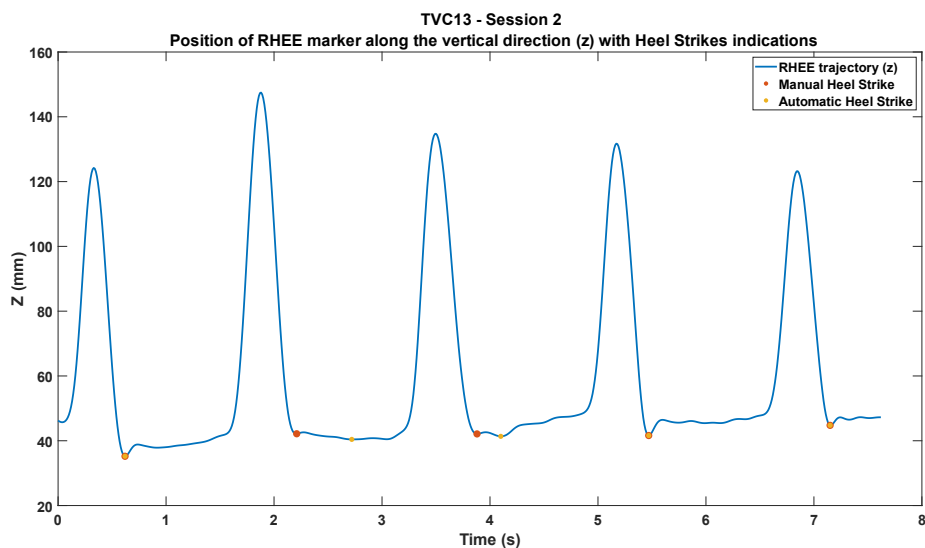


Fig. 2. Segmentazione automatica e manuale del cammino di uno dei soggetti patologici (TVC13) in cicli del passo durante la seconda sessione. I punti evidenziati in rosso indicano la prima deflessione locale dopo ogni fase di *swing* e identificano gli estremi dei cicli del passo selezionati manualmente. I punti evidenziati in arancione indicano i minimi locali dopo ogni fase di *swing* ottenuti in maniera automatica. Per alcuni passi i due punti coincidono.

## 2.2 Calcolo degli angoli articolari

### 2.2.1 Calcolo degli angoli articolari nel tempo

A partire dalla posizione e dall'orientamento dei segmenti articolari sopracitati, è stata calcolata l'evoluzione temporale degli angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia, ovvero le rotazioni relative tra segmenti prossimali e distali adiacenti. Sono stati calcolati gli angoli di Eulero utilizzando la sequenza YXZ per l'anca e il ginocchio e la

sequenza YZX per la caviglia, seguendo le specifiche del protocollo [1]. Per ogni centro articolare sono stati calcolati i seguenti angoli articolari per la parte destra e per la parte sinistra del corpo:

- Flessione/estensione (o flessione dorsale-plantare nel caso della caviglia) attorno all'asse medio-laterale e sul piano sagittale ( $\alpha$ )
- Abduzione/adduzione attorno all'asse antero-posteriore e nel piano frontale ( $\beta$  per anca e ginocchio,  $\gamma$  per la caviglia)
- Intra/extra-rotazione (o inversione-eversione nel caso della caviglia) rispetto all'asse infero-superiore e nel piano trasversale ( $\gamma$  per anca e ginocchio,  $\beta$  per la caviglia)

La convenzione adoperata per il calcolo degli angoli, illustrati in Fig. 3, è la seguente: i valori positivi di rotazione corrispondono a un'intra-rotazione, mentre nel piano frontale i valori positivi indicano le adduzioni; per i centri articolari di anca e ginocchio, l'angolo nel piano sagittale è formato dal prolungamento del segmento prossimale e del segmento distale ed è positivo in flessione; per quanto riguarda la caviglia, l'angolo di flessione-estensione è nullo quando i segmenti adiacenti sono perpendicolari e diventa positivo in flessione plantare.

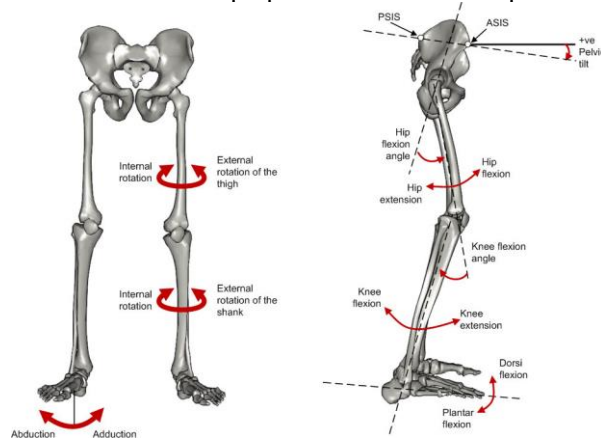


Fig. 3. Rappresentazione grafica degli angoli articolari degli arti inferiori definiti in “Lower body modeling with Plug-in Gait” di Vicon [1].

## 2.2.2 Calcolo dell'andamento degli angoli articolari durante il ciclo del passo

Partendo dalla segmentazione in cicli del passo dell'andamento degli angoli articolari nel tempo, questi sono stati espressi nell'intervallo 0-100% del ciclo del passo, per ogni soggetto e per ogni sessione. In caso di sufficiente ripetibilità sono stati calcolati anche gli andamenti medi e le relative deviazioni standard, valutati su tutti i cicli del passo delle tre sessioni.

## 2.3 Calcolo degli istanti di attivazione dei muscoli

### 2.3.1 Pre-processing dei segnali elettromiografici di superficie (sEMG)

Preliminarmente sono stati osservati i segnali elettromiografici di superficie (sEMG) grezzi di ciascun soggetto e di ciascuna sessione per analizzarne visivamente la qualità. Questi segnali sono relativi ai muscoli retto femorale (RF), vasto laterale (VL), semitendinoso (ST), bicipite femorale (BF) e tibiale anteriore (TA) della gamba destra. In seguito, è stato analizzato il loro periodogramma semplice per identificarne le componenti frequenziali dominanti. Da questa analisi è emerso che la maggior parte della potenza del segnale è contenuta entro una frequenza di circa 250 Hz. Eventuali componenti sotto ai 20 Hz potrebbero essere dovute ad artefatti da movimento, rumore e ad altri fattori. Per questi motivi si è deciso di filtrare i segnali con un filtro passa-alto, con frequenza di *cut-off* pari a 20 Hz, seguito da un filtro passa-basso, con frequenza di *cut-off* pari a 250 Hz, in cascata. In particolare, sono stati utilizzati dei filtri di Butterworth di ordine 6, in quanto presentano una risposta in frequenza con una banda passante estremamente piatta. Siccome tali filtri sono a *infinite impulse response* (IIR), cioè a fase non lineare e con distorsione di fase non facilmente prevedibile a priori, è stato implementato per ciascuno un filtraggio a doppia passata (filtro anticausale a rotazione di fase nulla). Inoltre, nei periodogrammi sono state osservate delle componenti di potenza anomale di rilevante ampiezza intorno alla frequenza di 154 Hz: queste sono probabilmente

alcune componenti armoniche della frequenza di rete a 50 Hz. Pertanto, sono stati impiegati tre filtri elimina-banda del secondo ordine con banda di rigetto centrata rispettivamente alle frequenze di 50, 100 e 154 Hz.

L'applicazione di questi filtri ha permesso di ottenere dei segnali sEMG di qualità maggiore, spogli di eventuali interferenze, rumore o artefatti, come osservabile dai segnali del soggetto TVC13 della terza sessione, prima e dopo il filtraggio, riportati in Fig. 4.

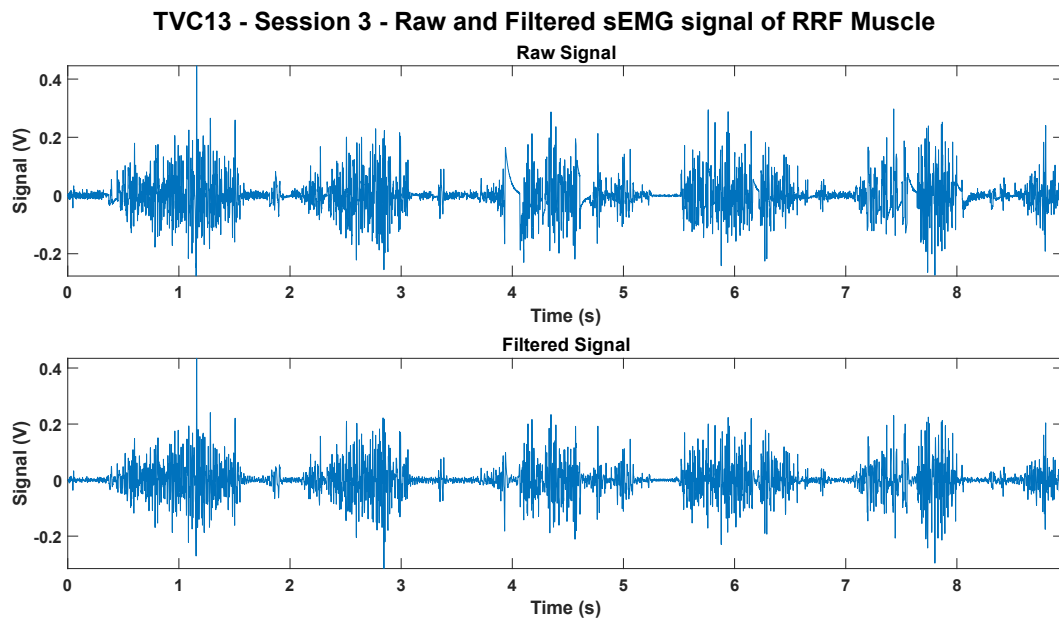


Fig. 4. Segnale elettromiografico di superficie del muscolo retto femorale della gamba destra (RRF) di uno dei soggetti patologici (TVC13) durante la terza sessione, prima e dopo il filtraggio. In alto è mostrato il segnale grezzo, mentre in basso lo stesso segnale filtrato.

I relativi periodogrammi sono riportati in Fig. 5.

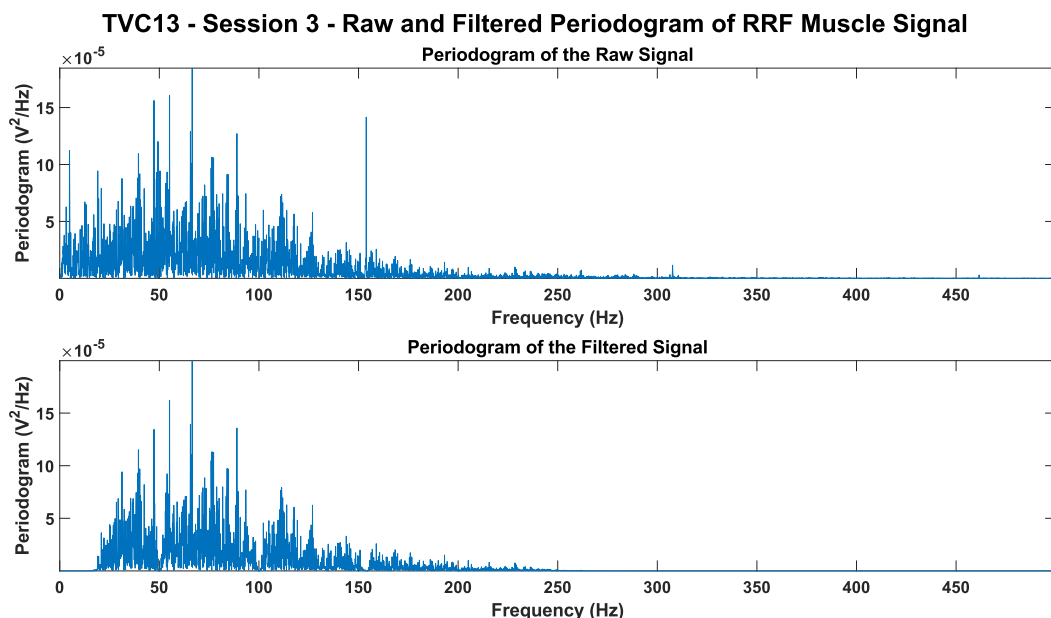


Fig. 5. Periodogramma semplice del segnale elettromiografico di superficie del muscolo retto femorale della gamba destra (RRF) di uno dei soggetti patologici (TVC13) durante la terza sessione, prima e dopo il filtraggio. In alto è mostrato il periodogramma del segnale grezzo, mentre in basso quello del segnale filtrato.

### 2.3.2 Calcolo dell'involuppo dei segnali sEMG e identificazione degli istanti di attivazione dei muscoli

I segnali sEMG sono stati rettificati e filtrati passa-basso (filtro di Butterworth di ordine 6) in modo da ottenerne l'involuppo. La frequenza del filtro passa-basso è stata scelta facendo riferimento a [2], in cui viene riportato che il range di valori che questa può assumere, per la camminata di un soggetto sano, va da 3.8 a 12.8 Hz, in dipendenza dalla tipologia di muscolo considerata e dell'età del soggetto analizzato. Dopo varie prove effettuate utilizzando le frequenze di taglio da 3 a 12 Hz, è stata scelta una frequenza di taglio pari a 5 Hz. Tale valore ha permesso di evitare il rilevamento di eccessive attivazioni e disattivazioni multiple dei muscoli, non indicative del reale *pattern*. Sfruttando ogni coppia di *heel strike* adiacenti sono stati segmentati gli involuppi ottenuti in cicli del passo ed espressi nell'intervallo 0-100% del ciclo del passo, per ogni soggetto e per ogni sessione. Infine, per individuare gli istanti di attivazione dei muscoli, è stato implementato un approccio semi-automatico. In particolare, per ciascun segnale sEMG sono stati individuati visivamente gli intervalli in cui si ipotizza la presenza di solo rumore. Sono stati poi calcolati il valor medio ( $\mu$ ) e la deviazione standard ( $\sigma$ ) dell'involuppo del rumore, utilizzati per impostare una soglia da applicare all'involuppo del segnale rettificato per individuare gli istanti di attivazione muscolari pari a  $\mu + 3\sigma$  (metodo a singola soglia sull'involuppo). Tale valore è stato scelto basandosi sul presupposto che esso rappresenti il limite superiore oltre il quale il rumore dovrebbe raramente cadere. Un segnale che supera questa soglia è molto probabilmente attribuibile non solo al rumore, ma anche ad attività muscolare effettiva. Dopo aver applicato questo metodo, si è notato che alcuni intervalli di attivazione non combaciavano sufficientemente con quelli osservabili sul segnale sEMG rettificato. Per questo motivo un intervento manuale è stato necessario per assestare alcune soglie, modificando queste ultime in  $\mu + N\sigma$ , con  $N$  compreso tra 2.5 e 4.

## 3 Risultati

### 3.1 Angoli articolari

#### 3.1.1 Soggetto SBJ05

In Fig. 6 è possibile osservare l'andamento dell'angolo di flesso-estensione di tutte le articolazioni della gamba destra del soggetto SBJ05. Si può notare come il *pattern* sia ripetibile in tutti i cicli del passo delle tre sessioni. In generale questa ripetibilità è stata riscontrata in tutti gli angoli di entrambi gli arti inferiori del soggetto in questione.

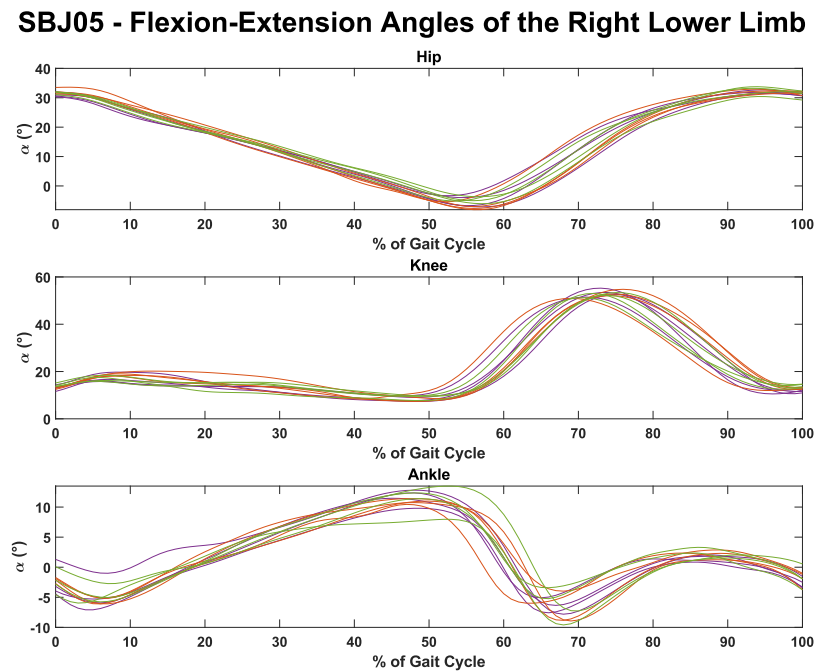
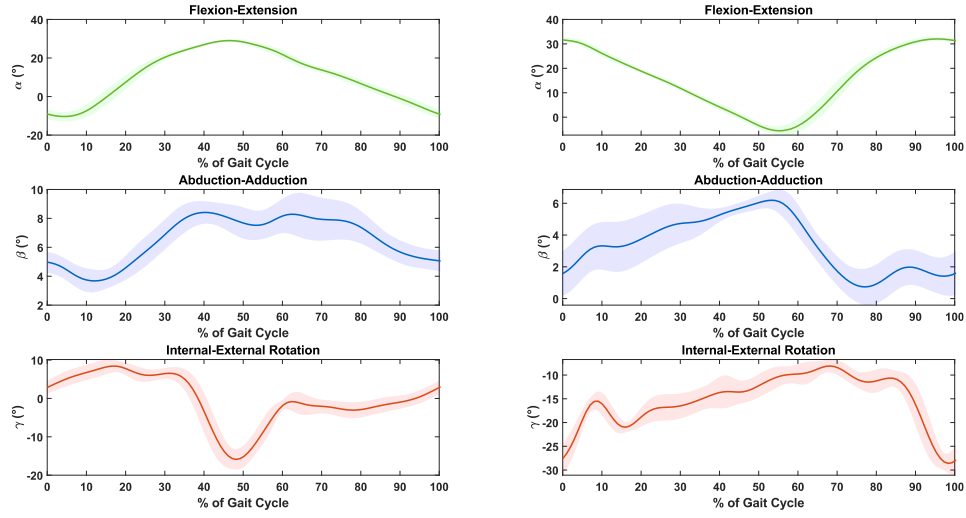


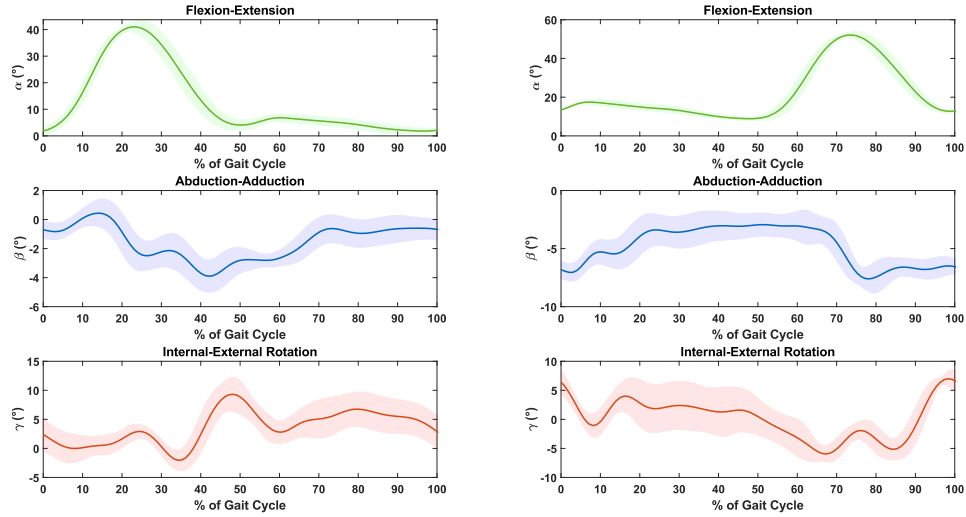
Fig. 6. Andamenti dell'angolo di flesso-estensione di anca, ginocchio e caviglia destri del soggetto sano (SBJ05) durante i cicli del passo di tutte le sessioni. Ogni curva è relativa a un singolo passo ed è rappresentata di colore viola, rosso o verde, rispettivamente se appartenente alla prima, seconda o terza sessione.

Per tale ragione, in Fig. 7 sono stati riportati l'andamento medio e le bande indicative della variabilità, espressa tramite deviazione standard, degli angoli articolari nel tempo.

### SBJ05 - Hip Joint Angles - L and R



### SBJ05 - Knee Joint Angles - L and R



### SBJ05 - Ankle Joint Angles - L and R

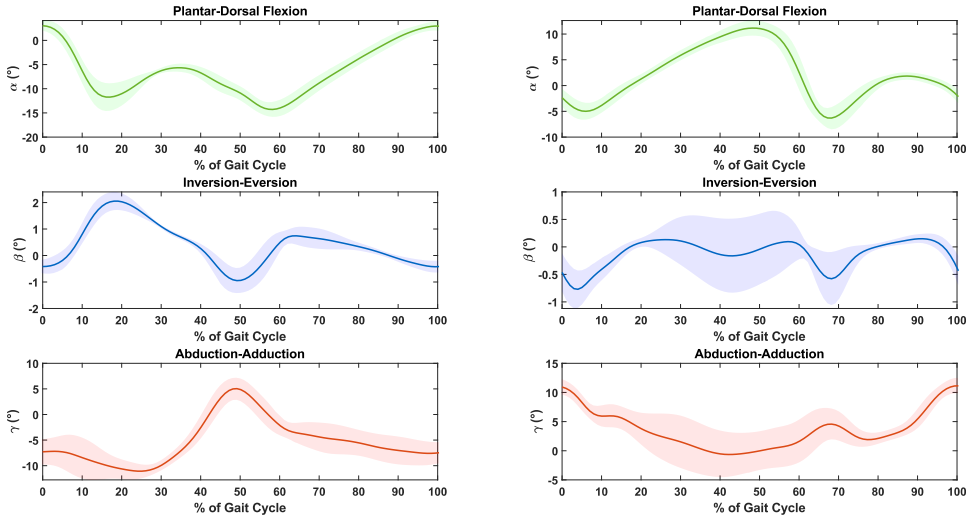
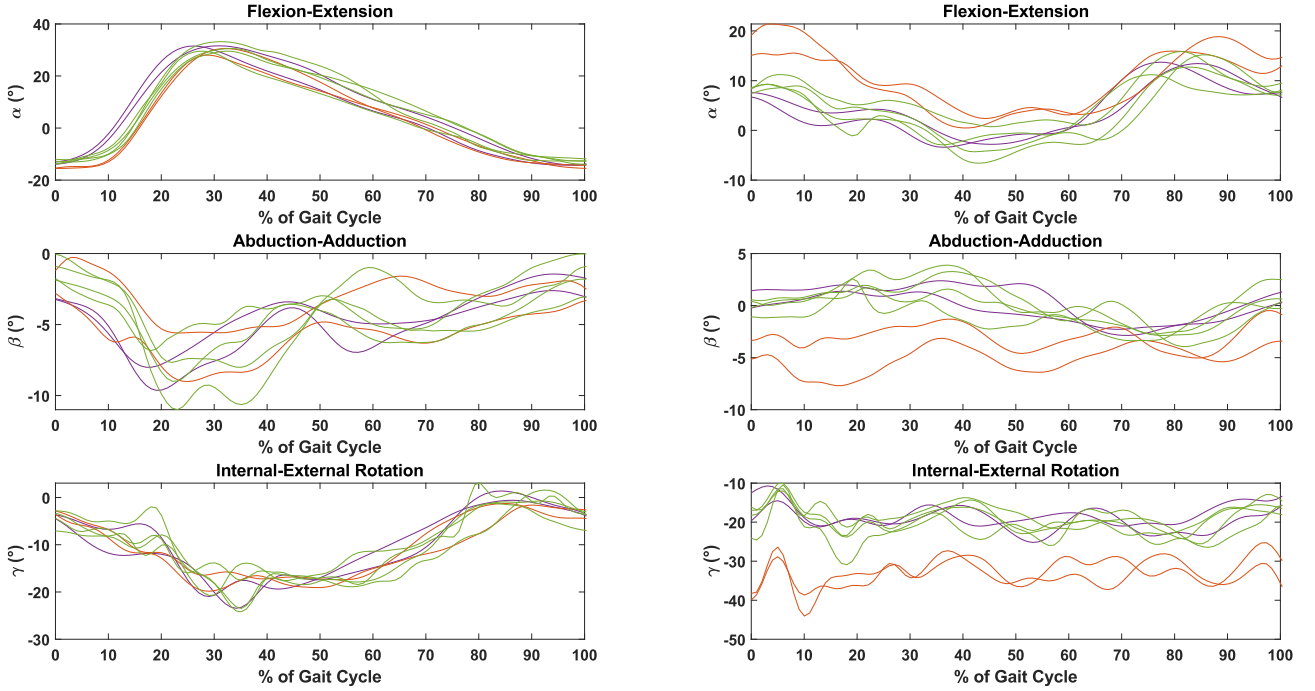


Fig. 7. Andamento medio e variabilità (media  $\pm$  std) degli angoli articolari di abduzione/adduzione, intra/extra rotazione e flessione/estensione di anca, ginocchio e caviglia del soggetto SBJ05 di tutti i cicli del passo di ogni sessione.

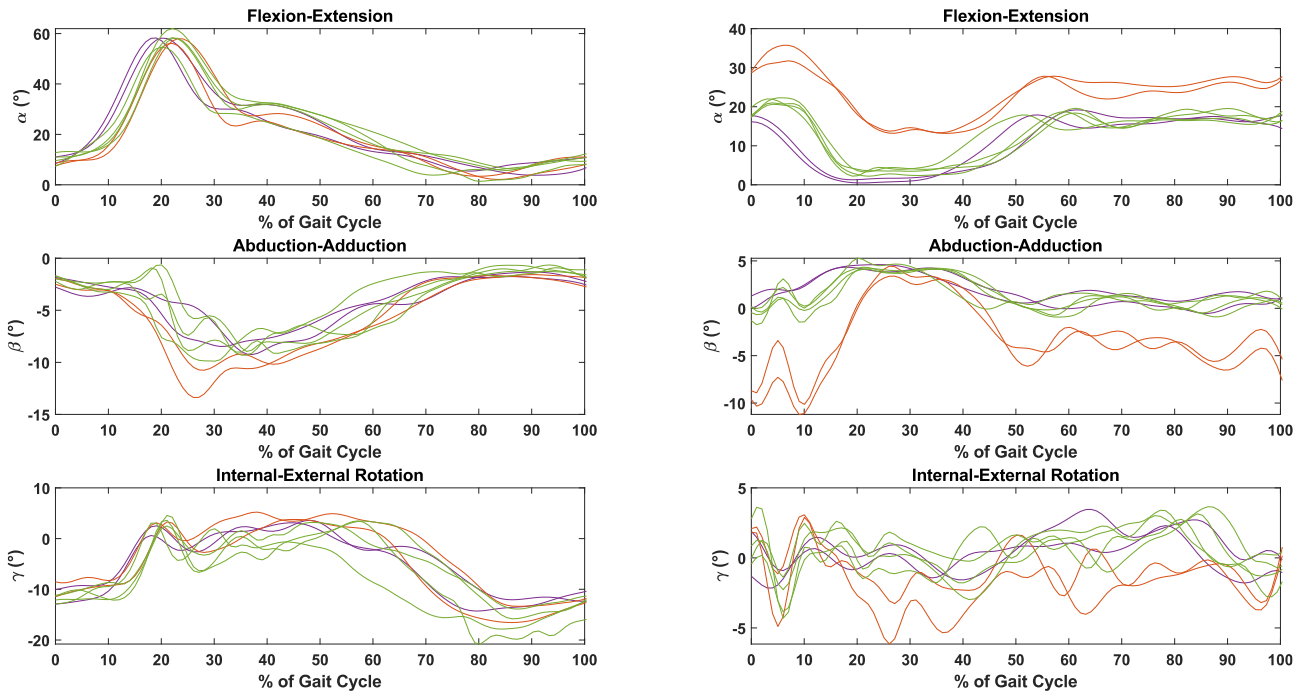
### 3.1.2 Soggetto TVC03

In Fig. 8 sono riportati gli andamenti degli angoli articolari di abduzione/adduzione, intra/extra-rotazione e flessione/estensione di anca, ginocchio e caviglia del soggetto TVC03. In particolare, sono rappresentati i cicli del passo di tutte le sessioni sovrapposti. A causa della limitata ripetibilità riscontrata nei *pattern* e nei *range of motion* (RoM), si è ritenuto ragionevole evitare il calcolo dell'andamento medio e della deviazione standard di tali angoli.

#### TVC03 - Hip Joint Angles - L and R



#### TVC03 - Knee Joint Angles - L and R



### TVC03 - Ankle Joint Angles - L and R

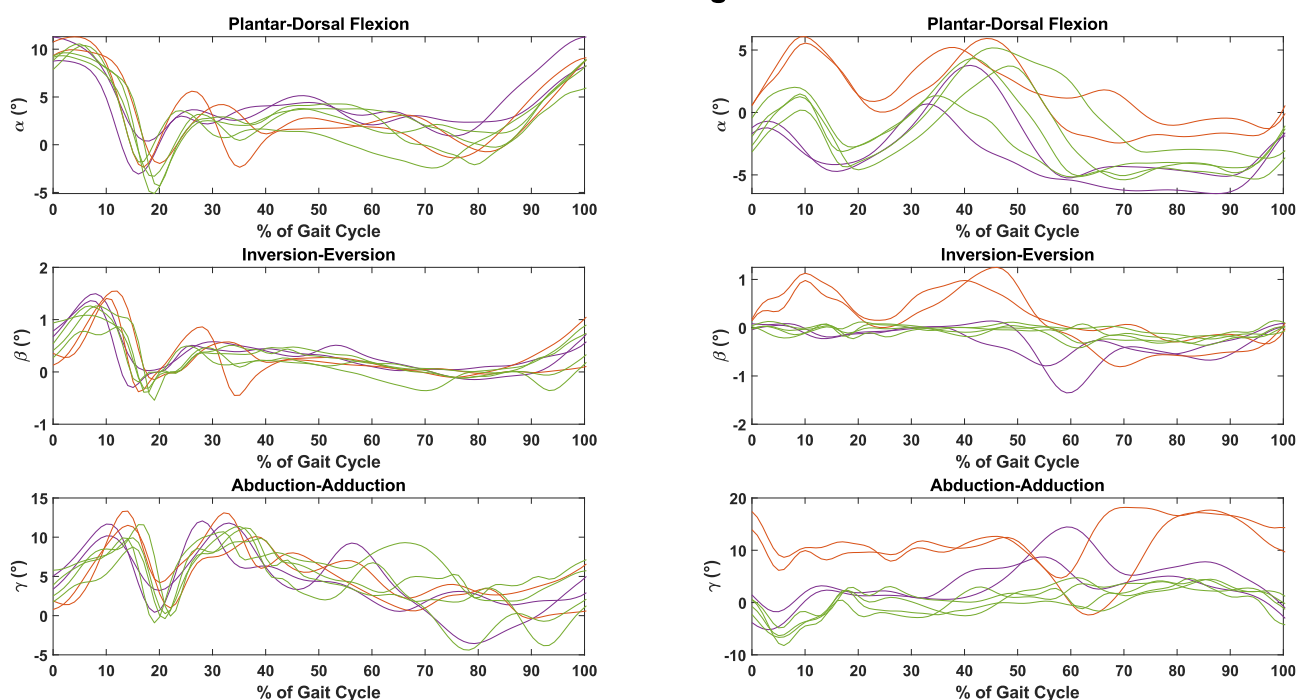
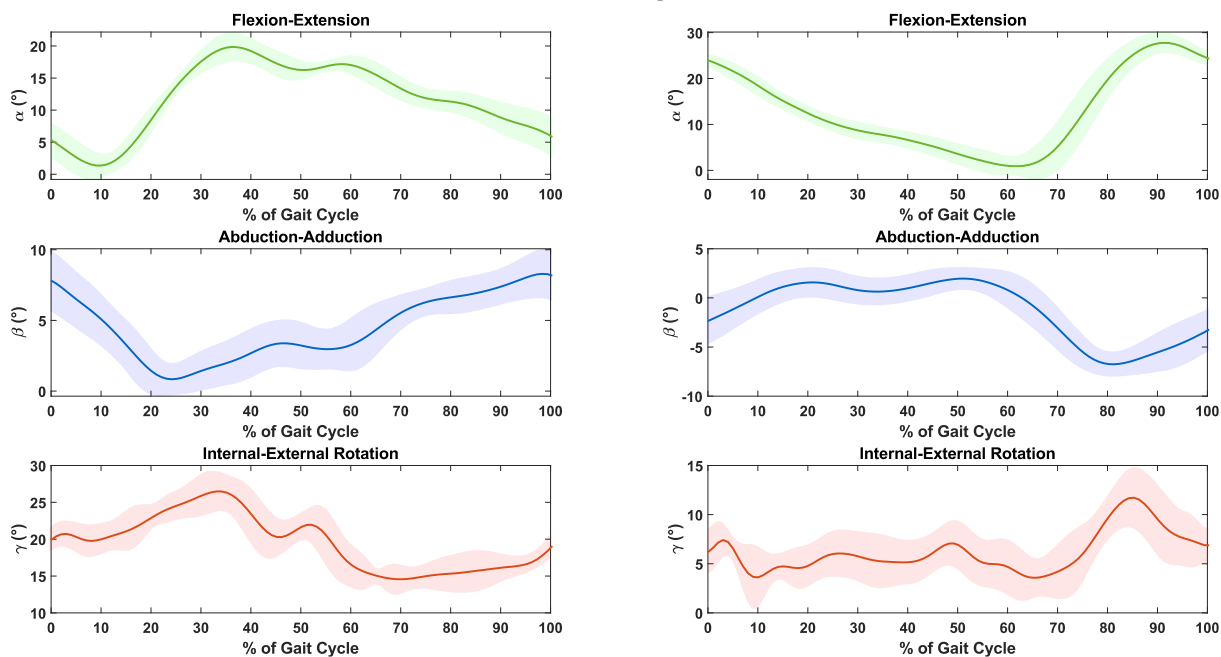


Fig. 8. Andamenti degli angoli articolari di abduzione/adduzione, intra/extra rotazione e flessione/estensione di anca, ginocchio e caviglia del soggetto TVC03 durante i cicli del passo di tutte le sessioni. Ogni curva è relativa a un singolo passo ed è rappresentata di colore viola, rosso o verde rispettivamente se appartenente alla prima, seconda o terza sessione.

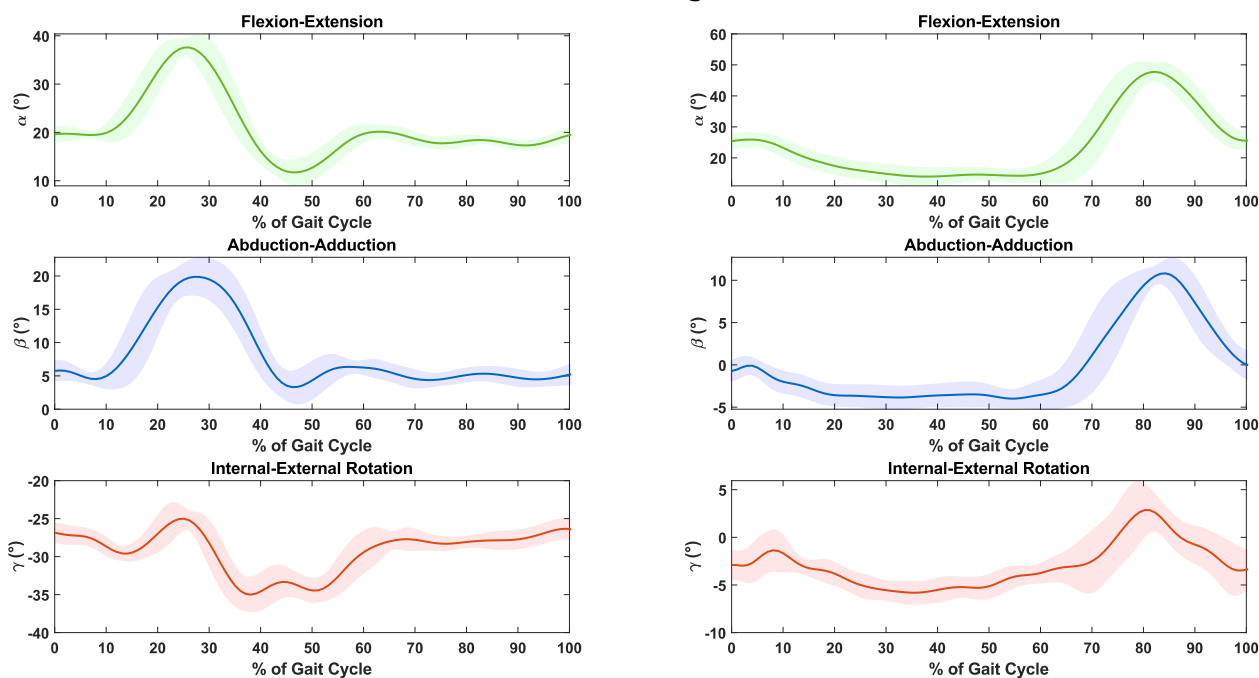
### 3.1.3 Soggetto TVC13

Le considerazioni effettuate sul soggetto SBJ05 si applicano anche al soggetto TVC13. Pertanto, in Fig. 9 sono riportati l'andamento medio e le bande indicative della variabilità, espressa tramite deviazione standard, degli angoli articolari durante il ciclo del passo.

### TVC13 - Hip Joint Angles - L and R



### TVC13 - Knee Joint Angles - L and R



### TVC13 - Ankle Joint Angles - L and R

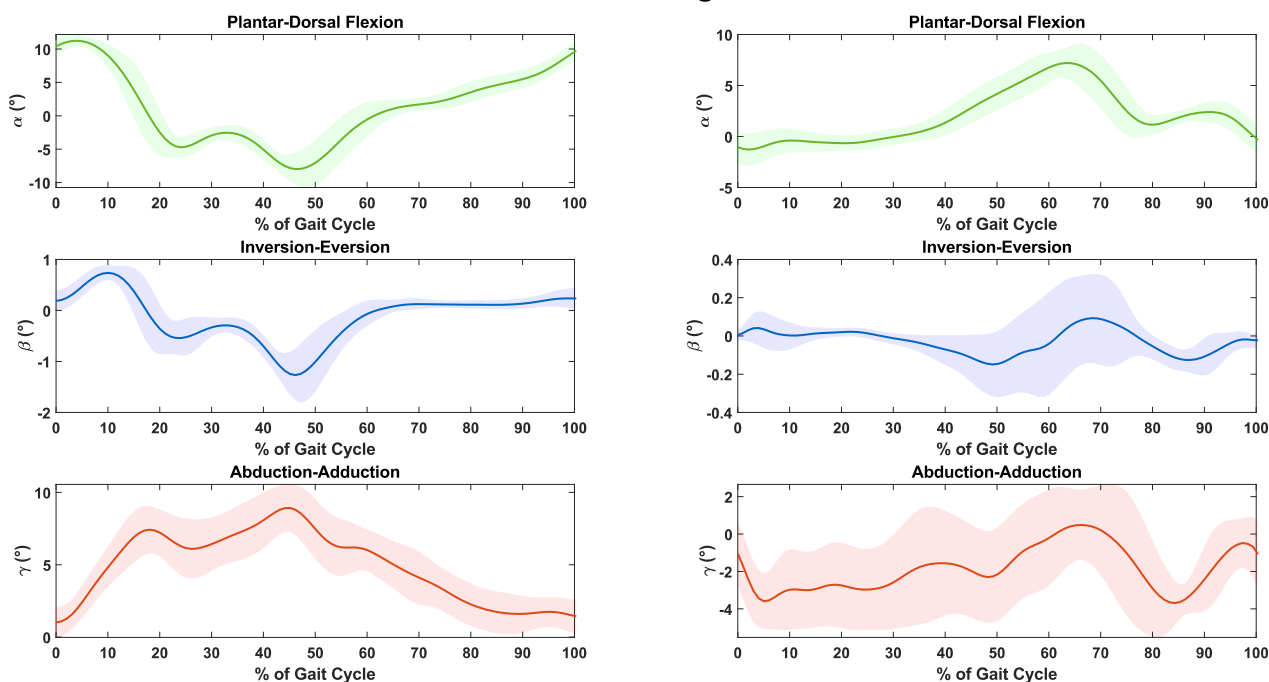


Fig. 9. Andamento medio e variabilità (media  $\pm$  std) degli angoli articolari di abduzione/adduzione, intra/extra rotazione e flessione/estensione di anca, ginocchio e caviglia del soggetto TVC13 di tutti i cicli del passo di ogni sessione.

## 3.2 Istanti di attivazione dei muscoli

### 3.2.1 Soggetto SUBJ05

In Fig. 10 sono rappresentati gli istanti di attivazione muscolare durante il ciclo del passo, mediati sulle tre sessioni del soggetto SBJ05. Tali istanti di attivazione sono riferiti ai muscoli RF, VL, ST e BF della gamba destra. La barra nera rappresenta il periodo in cui il muscolo è attivo, mentre la banda grigia indica la variabilità, espressa mediante deviazione standard (l'altezza di queste bande non porta informazione).

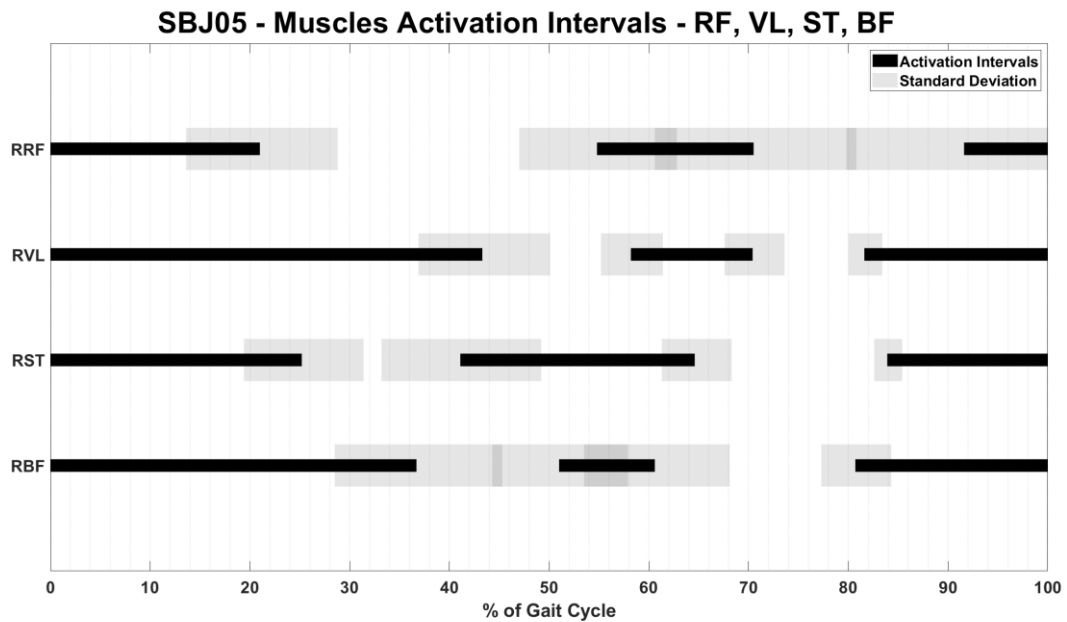


Fig. 10. Istanti di attivazione medi dei muscoli retto femorale (RF), vasto laterale (VL), semitendinoso (ST) e bicipite femorale (BF) della gamba destra durante il ciclo del passo del soggetto SBJ05. Le barre nere rappresentano gli istanti in cui il muscolo è attivo (valori medi calcolati tra i cicli del passo di tutte le sessioni), mentre la banda grigia indica il margine di errore, espresso mediante la deviazione standard (l'altezza di queste bande non porta significato). Dal calcolo di tali valori sono stati esclusi due passi che mostrano un *pattern* anomalo.

Per quel che concerne il muscolo TA, in Fig. 11 è evidente una grossa variabilità degli istanti di attivazione; pertanto, non è stato possibile calcolare una media rappresentativa.

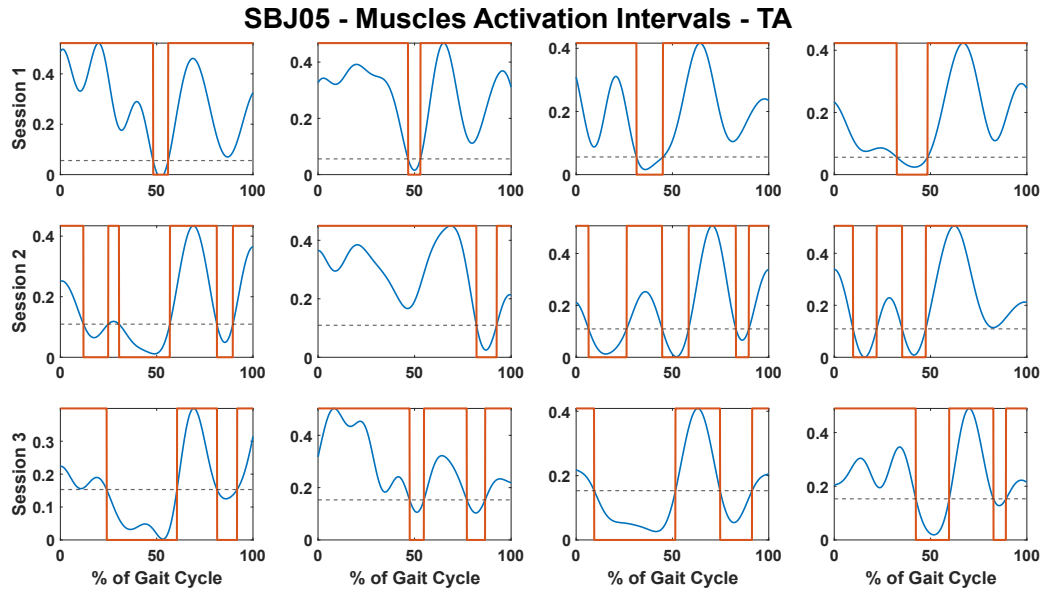
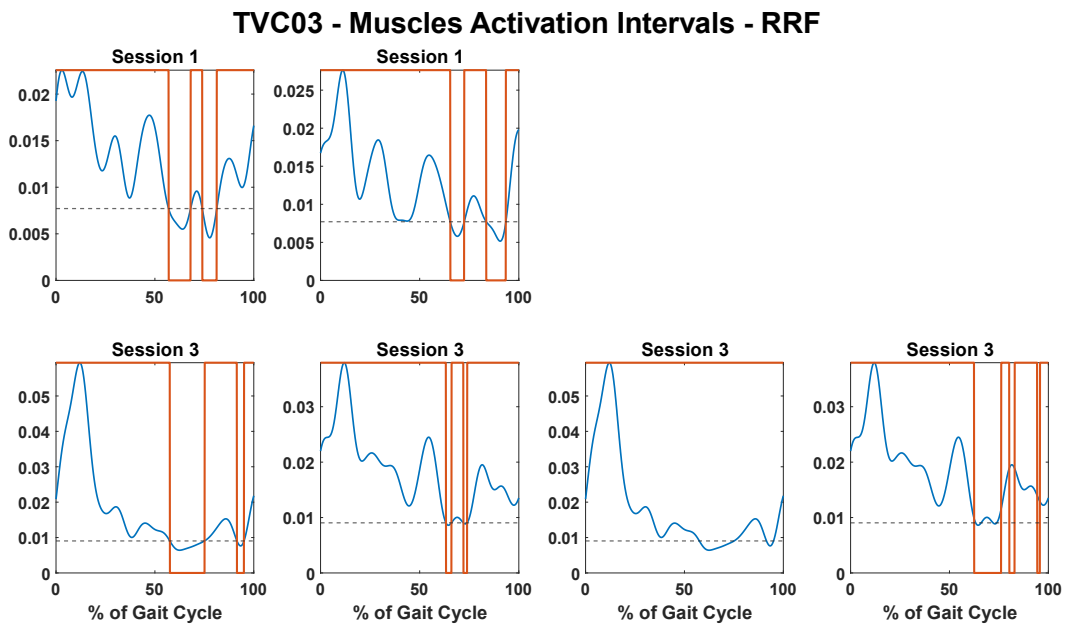


Fig. 11. Involuppi e istanti di attivazione durante il ciclo del passo (trovati con il metodo a singola soglia) del muscolo tibiale anteriore (TA) della gamba destra nelle tre sessioni del soggetto SBJ05.

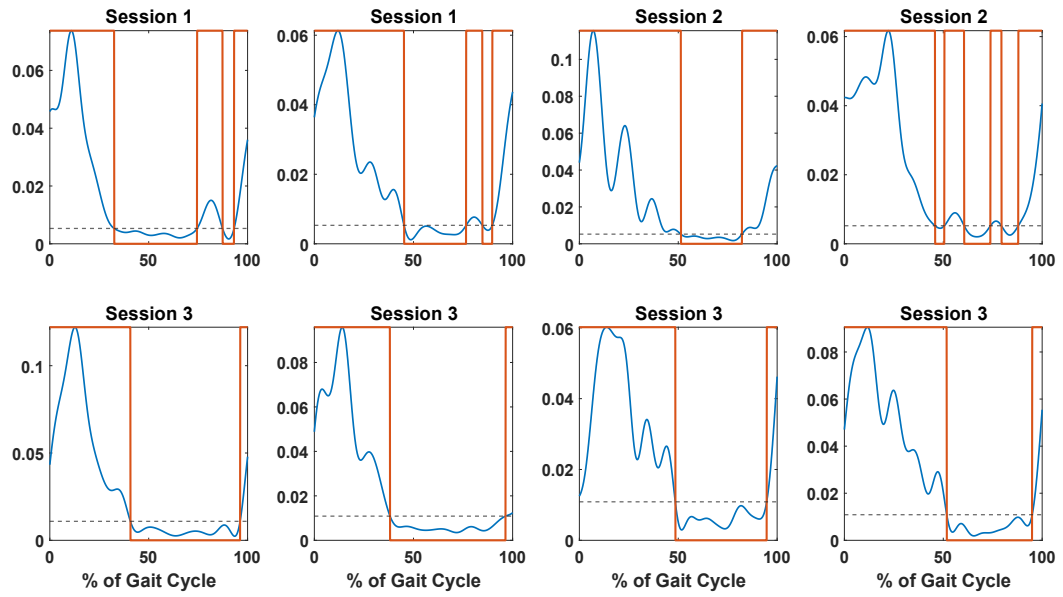
La scelta di tale rappresentazione grafica, che combina l'involuppo del segnale sEMG con il segnale binario di attivazione muscolare, pone l'accento sulle dinamiche di attivazione muscolari e sulla loro variabilità intra- e inter-sessione, piuttosto che sui valori assunti dall'involuppo. La dimensione ridotta dell'involuppo e la compressione delle scale degli assi riflettono le necessità di adattamento grafico, privilegiando la chiarezza della rappresentazione binaria. Tale considerazione si applica a tutti i grafici simili presentati di seguito

### 3.2.2 Soggetto TVC03

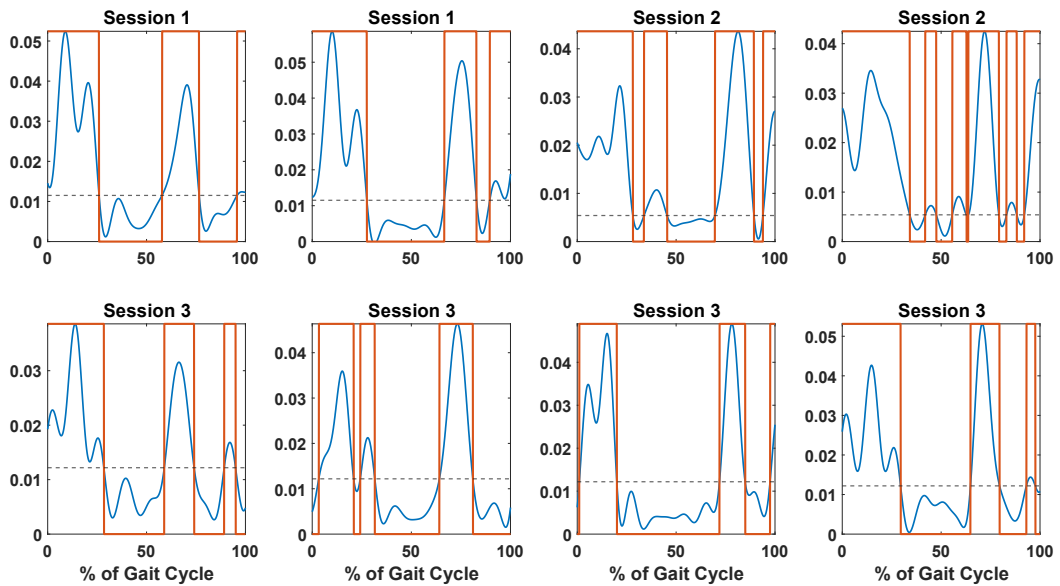
In Fig. 12 sono rappresentati gli involuppi ottenuti per ciascun passo effettuato con la gamba destra dal soggetto TVC03, e i relativi istanti di attivazione trovati con il metodo a singola soglia.



### TVC03 - Muscles Activation Intervals - RVL



### TVC03 - Muscles Activation Intervals - RST



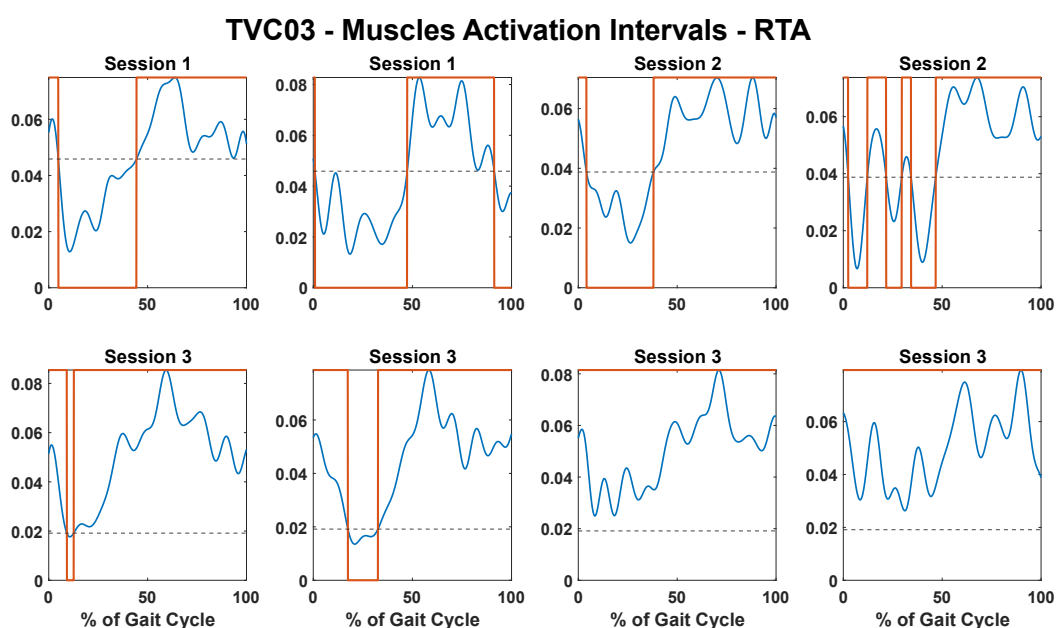
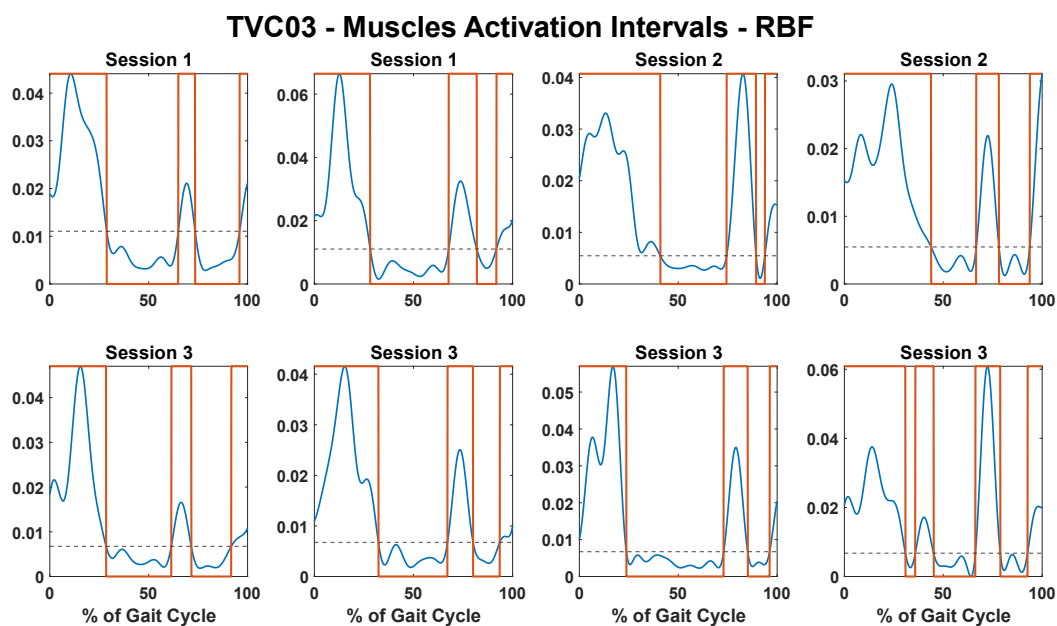


Fig. 12. Involuppi e istanti di attivazione (trovati con il metodo a singola soglia) durante i passi effettuati nelle tre sessioni dal soggetto TVC03 dei muscoli retto femorale (RF), vasto laterale (VL), semitendinoso (ST), bicipite femorale (BF) e tibiale anteriore (TA) della gamba destra. I dati relativi al muscolo RF della seconda sessione non sono disponibili.

### 3.2.3 Soggetto TVC13

In Fig. 13 sono illustrati gli intervalli di attivazione mediati sulle tre sessioni del soggetto TVC13 durante il ciclo del passo. Tali istanti di attivazione sono riferiti ai muscoli VL e ST della gamba destra. La barra nera rappresenta il periodo in cui il muscolo è attivo, mentre la banda grigia indica la variabilità, espressa mediante deviazione standard (l'altezza di queste bande non porta informazione).

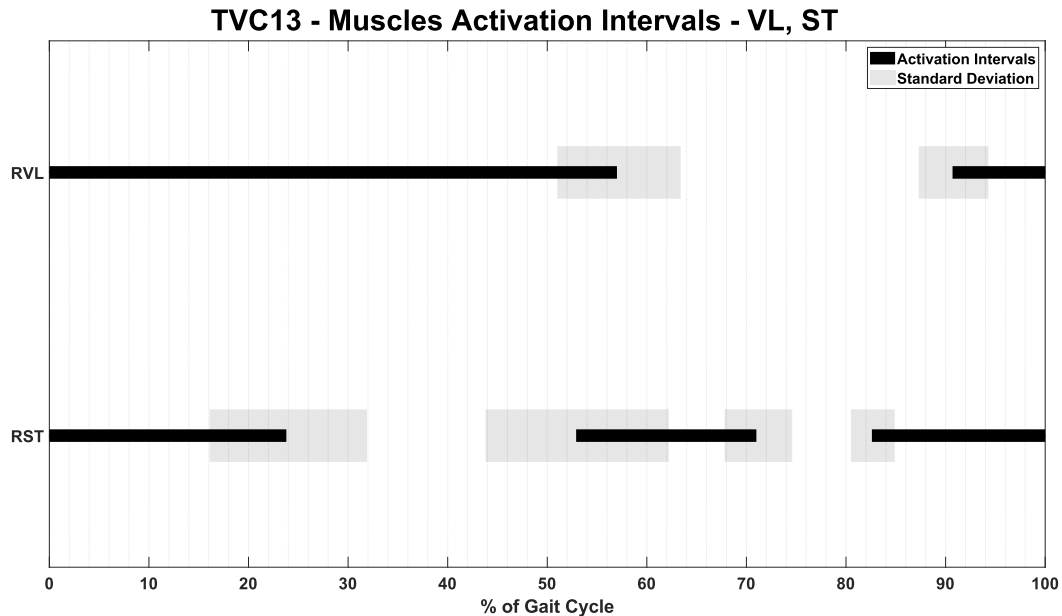
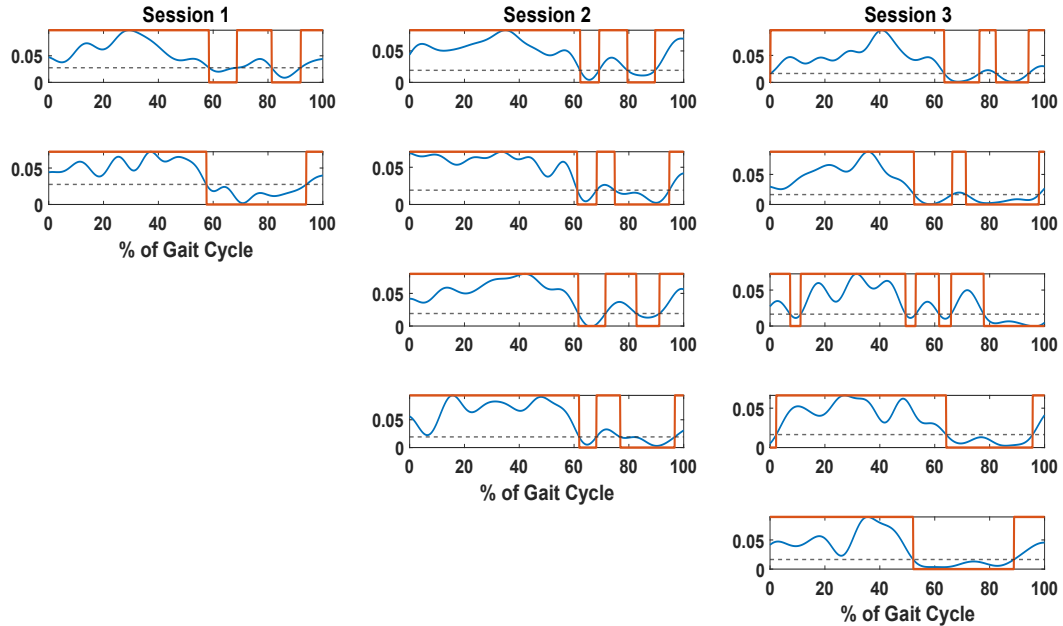


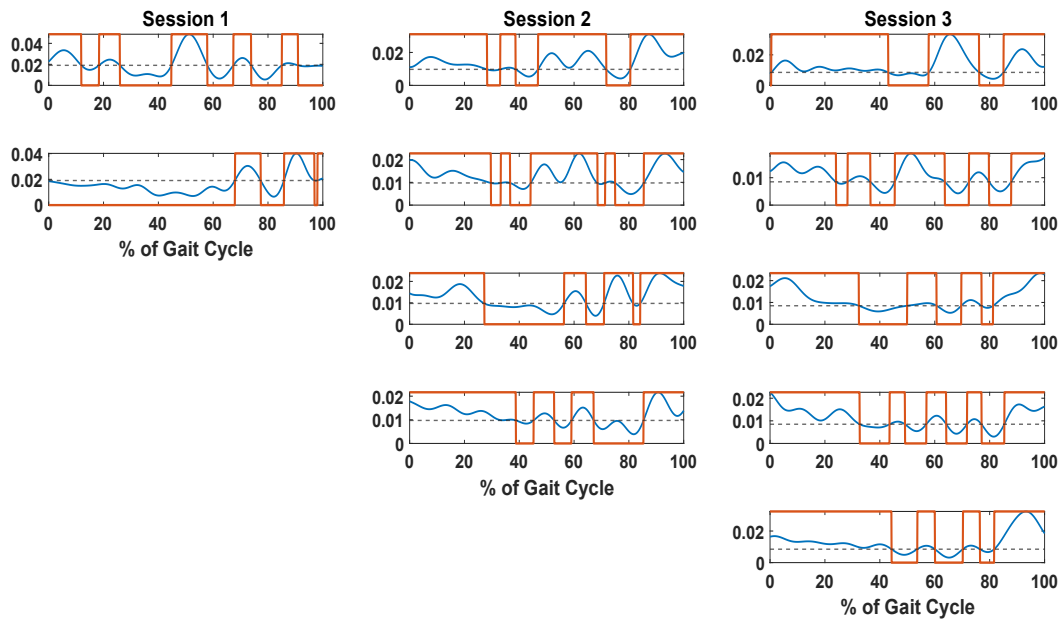
Fig. 13. Istanti di attivazione medi dei muscoli vasto laterale (VL) e semitendinoso (ST) della gamba destra durante il ciclo del passo del soggetto TVC13. Le barre nere rappresentano gli istanti in cui il muscolo è attivo (valori medi calcolati tra i cicli del passo di tutte le sessioni), mentre la banda grigia indica il margine di errore, espresso mediante la deviazione standard (l'altezza di queste bande non porta significato). Dal calcolo di tali valori sono stati esclusi due passi che mostrano un *pattern* anomalo.

Per quanto concerne i muscoli RF, BF e TA, vista la mancanza di ripetitività tra i vari passi delle tre sessioni, si è scelto di riportare inviluppi e istanti di attivazione non mediati.

### TVC13 - Muscles Activation Intervals - RRF



### TVC13 - Muscles Activation Intervals - RBF



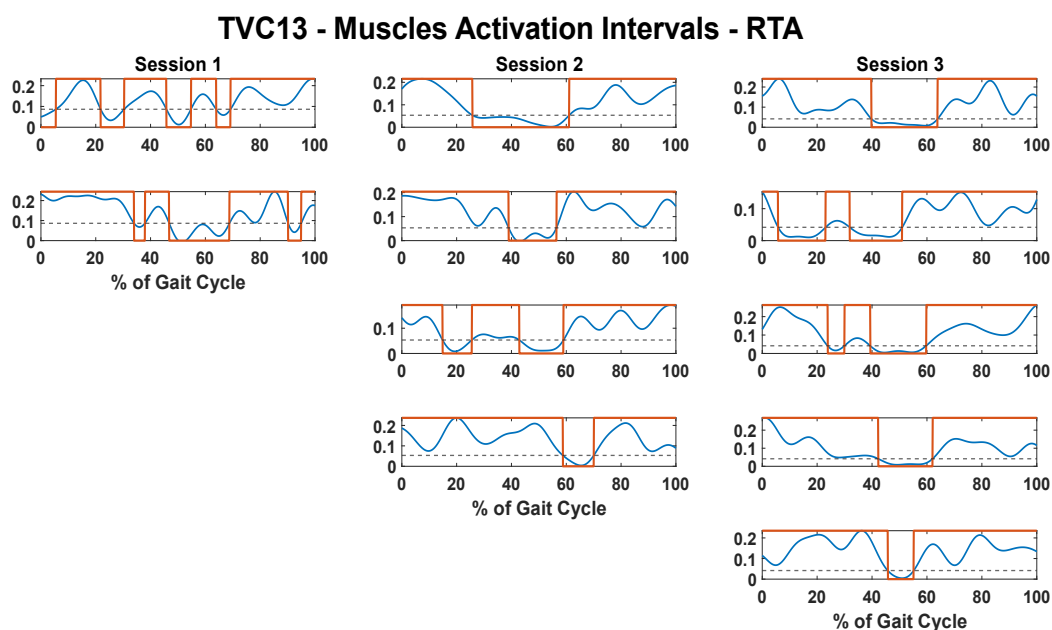


Fig. 14. Involuppi e istanti di attivazione (trovati con il metodo di singola soglia) durante i passi effettuati nelle tre sessioni del soggetto TVC13 dei muscoli retto femorale (RF), bicipite femorale (BF) e tibiale anteriore (TA) della gamba destra.

### 3.3 Parametri cinematici

In Tab. 1 è riportato un riepilogo di ulteriori parametri cinematici rilevanti per l'analisi del cammino.

Parametri	SBJ05	TVC03	TVC13
MeanStrideDurationR (s)	1.07	1.84	1.67
MeanStrideDurationL (s)	1.08	1.86	1.65
MeanStrideLengthR (m)	0.86	0.46	0.39
MeanStrideLengthL (m)	0.86	0.47	0.39
MeanStrideVelocityR (m/s)	0.81	0.25	0.24
MeanStrideVelocityL (m/s)	0.80	0.25	0.24

Tab. 1. Parametri cinematici mediati sui cicli del passo delle tre sessioni dei soggetti in analisi.

## 4 Discussioni

### 4.1 Soggetto SBJ05

#### 4.1.1 Angoli articolari

Il soggetto SBJ05 è stato usato come punto di riferimento utile per valutare le discordanze riscontrabili nei soggetti post-ictus, affiancando anche i dati disponibili in letteratura.

Inizialmente sono stati esaminati e confrontati gli angoli articolari rilevati durante il cammino. Ponendo l'attenzione sul soggetto sano i suoi angoli articolari presentano un *pattern* che rispecchia l'andamento fisiologico. Pertanto, esso fornisce una base affidabile e rappresentativa di una popolazione sana, coerentemente con quanto riportato in letteratura [3]. Tuttavia, è importante sottolineare, negli andamenti dei suoi angoli articolari, la presenza di alcuni tratti peculiari attribuibili alle abitudini motorie e alle caratteristiche anatomiche specifiche dell'individuo. Si nota, infatti, un lieve valgismo alle ginocchia, in quanto esse presentano un'adduzione, piuttosto che un'abduzione che tipicamente è presente nei soggetti sani e che raggiunge un picco massimo in fase di *swing*. Inoltre, è visibile un'adduzione di entrambe le anche, diversamente dall'oscillazione attorno agli 0° normalmente riscontrabile durante un cammino fisiologico [3]. Queste caratteristiche potrebbero essere influenzate da fattori come la morfologia specifica delle gambe, l'età o altre variabili individuali non specificate nei dati forniti. Ciononostante, tali peculiarità non sono necessariamente indice di una condizione patologica, ma possono riflettere la diversità tra i vari individui.

#### 4.1.2 Attivazioni muscolari e parametri cinematici

Dalla rappresentazione riportata in Fig.10 si riscontra una discrepanza tra gli intervalli di attivazione trovati dei muscoli BF, ST, VL e quelli in letteratura, mentre quelli del RF sono in linea con gli andamenti fisiologici. Per il muscolo TA non è stato addirittura possibile ritrovare dei *pattern* sufficientemente ripetibili da effettuare una media; pertanto, sono stati riportati gli involuppi dei singoli passi. Si sospetta che una delle ragioni dell'elevata attivazione dei muscoli BF, ST, VL e TA, che dovrebbero normalmente essere coinvolti esclusivamente all'inizio e alla fine del ciclo del passo [4], sia legata a una significativa corruzione da rumore del segnale sEMG. È ragionevole ipotizzare che una delle cause possa essere il metodo di acquisizione del segnale, nel quale è possibile che non siano state prese adeguatamente le necessarie precauzioni: gli elettrodi devono essere sufficientemente puliti e saldamente applicati sulla cute ed è essenziale che quest'ultima sia pulita in modo da ridurre l'impedenza del modello di interfaccia elettrodo-cute. Quindi, è probabile che uno sbilanciamento degli elettrodi abbia portato a un significativo contributo di interferenza di rete, compromettendo così la qualità del segnale sEMG. Un'altra causa che potrebbe portare a un'attivazione muscolare prolungata durante il cammino risulta essere la presenza di una moderata rigidità muscolare nel soggetto in questione. Questa caratteristica è comune negli individui anziani e ciò suggerisce la possibilità che il soggetto SBJ05 rientri in questa categoria [5]. Tale ipotesi è avvalorata ulteriormente dalla statura dell'individuo (145 cm), ampiamente sotto la media, e dai parametri cinematici del cammino riportati in Tab. 1. Infatti, la lunghezza media del passo (*MeanStrideLength*) ricade nei range di valori ricavati da Herrero-Larrea et al. durante l'analisi del cammino di soggetti con età maggiore di 64 anni [6].

### 4.2 Soggetto TVC03

#### 4.2.1 Angoli articolari e parametri cinematici

Dall'animazione del cammino del soggetto TVC03 traspare una difficoltà a mantenere l'equilibrio e un andamento instabile e scoordinato. Nello specifico, si nota un'evidente compromissione dell'arto inferiore destro, il cui ginocchio non sembra flettersi in fase di *swing*, che è in contrasto con l'andamento fisiologico atteso. Questa ipotesi viene confermata osservando Fig. 8. Durante la fase di *swing*, è evidente un angolo di flessione quasi costante del ginocchio destro, contrariamente alla normale progressione che prevede la salita da circa 20 a 60° entro il 75% del ciclo del passo, come evidenziato in letteratura. Nella fase di *stance* si nota un'iniziale flessione fisiologica del ginocchio nel primo 10% del passo, necessaria all'assorbimento dell'impatto con il terreno, ma tra il 20% e il 45% si verifica un'eccessiva estensione del ginocchio destro rispetto alla norma, con una rilevante variabilità tra le sessioni. In particolare, nella seconda sessione questo andamento si presenta simile ma con un *offset* di circa 10-15°. Al contrario, l'andamento dell'angolo di flesso-estensione del ginocchio sinistro segue un profilo simile a quello

riscontrato nei soggetti sani. Per quanto riguarda i movimenti nei piani trasversale e frontale, essi rientrano nei RoM riportati in letteratura, caratterizzati da variazioni molto contenute, oscillanti intorno a 0° [3].

Concentrandosi sull'articolazione dell'anca, è essenziale evidenziare tre aspetti peculiari e anomali che caratterizzano il soggetto in questione. Anzitutto in riferimento alla gamba destra, ipotizzata come potenzialmente lesionata, si osserva un RoM di flessione dell'anca limitato (circa [5° – 20°] nella seconda sessione e circa [-5° – 10°] nelle altre due sessioni) rispetto ai valori considerati normali e ai valori assunti dall'anca sinistra (circa [-15° – 30°]) [3]. Questa limitazione contribuisce a una fase di propulsione meno efficace e, di conseguenza, a una lunghezza del passo significativamente inferiore (*MeanStrideLengthR*: 0.46 m vs [1.18 m – 1.32 m]) e a una durata del passo nettamente superiore (*MeanStrideDurationR*: 1.84 s vs [0.99 s – 1.07 s]) rispetto a quanto ci si aspetta in condizioni normali [7]. Inoltre, anche la rotazione dell'anca mostra un andamento anomalo, poiché presenta un'extra-rotazione quasi permanente che raggiunge addirittura i 40° nella seconda sessione. Questo comportamento potrebbe essere attribuibile al tentativo dell'individuo di creare uno spazio sufficiente per consentire alla gamba di avanzare durante il passo, in modo da compensare la limitata flessione del ginocchio ed evitare lo strisciamento del piede a terra. Coerentemente con quanto osservato, si può notare un'ulteriore strategia compensatoria, attuata, però, da parte dell'arto controlaterale: il soggetto, infatti, aumenta l'abduzione dell'anca sinistra per fornire spazio alla gamba destra durante il passo. Il meccanismo appena descritto è comune in molti soggetti post-*stroke* e prende il nome di “*circumductory gait*” [8]. Questo sbilanciamento del carico si traduce in una difficoltà nel mantenimento dell'equilibrio in appoggio monopodalico, come già accennato precedentemente.

Infine, analizzando gli andamenti degli angoli di caviglia sui piani frontale e trasversale, si possono osservare dei RoM fisiologici, in particolare relativi a una lieve adduzione di entrambe le caviglie. Fa eccezione la dorsiflessione della caviglia destra, il cui movimento risulta limitato durante la fase di *stance*: questa spazia nel range [0° – 5°] nella seconda sessione e [-5° – 5°] nelle altre.

In generale, va ribadito che la morfologia di quasi tutti gli angoli dell'arto inferiore destro mostra un'elevata variabilità tra i diversi passi, diversamente da quanto si trova per l'arto sinistro. In particolare, i passi della seconda sessione presentano degli angoli nettamente distaccati da quelli delle altre due sessioni. Tutto ciò conferma la difficoltà di effettuare il passo con la gamba lesionata.

#### 4.2.2 Attivazioni muscolari

Dopo aver analizzato i parametri cinematici dell'individuo, si è riscontrato principalmente un impedimento nel movimento di flesso-estensione del ginocchio destro. Per questo motivo era attesa una mancata o anomala contrazione sia dei muscoli flessori (ST, BF), sia degli estensori (RF, VL). Allo stesso modo si prevedeva una ridotta attivazione del muscolo TA, flessore di caviglia, dato il limitato movimento di dorsiflessione. Tuttavia, la trattazione dei segnali sEMG dei soggetti patologici è risultata difficoltosa, ancor più rispetto a quella del soggetto sano. In molti dei segnali sEMG, infatti, la ricerca di un tratto di disattivazione muscolare sulla base del quale calcolare la soglia è stata ostica. I presunti tratti di segnale con la presenza di solo rumore sono risultati molto elevati in termini di ampiezza. Inoltre, spesso non è stato possibile riconoscere *pattern* di attivazione ripetibili tra i vari cicli analizzati. Come già accennato in precedenza, questi fatti potrebbero essere conseguenza dell'eccessiva corruzione dei brani sEMG a disposizione. Pertanto, per il soggetto TVC03 non è stato possibile rappresentare graficamente un andamento medio degli istanti di attivazione dei cinque muscoli, data la grande variabilità degli involuppi (Fig. 12). Dall'altro lato, un'ulteriore ipotesi plausibile è che effettivamente non siano presenti tratti con assenza di attività muscolare e che, quindi, i muscoli in questione presentino un'attivazione costante. Ciò può essere attribuibile al fatto che, dopo un ictus, è frequente sviluppare spasticità muscolare, ovvero una condizione caratterizzata dall'ipereccitabilità del riflesso da stiramento, che si traduce in un aumento del tono muscolare, dato da contrazioni muscolari involontarie, e in una riduzione del RoM degli angoli articolari dell'arto affetto [5], [9]. In particolare, l'iperattività rilevata nei muscoli flessori ed estensori del ginocchio, così come nel muscolo TA, può essere compresa nel contesto della riorganizzazione delle sinergie muscolari che si verifica in seguito a un ictus. I sopravvissuti all'ictus, infatti, invece di disporre di una vasta gamma di sinergie che facilitano movimenti complessi e adattabili, si ritrovano in una condizione caratterizzata da un numero ristretto di sinergie. Questo limite contribuisce alle caratteristiche alterate della deambulazione, come la velocità ridotta e l'asimmetria tra passo destro e sinistro, e alla condizione di rigidità articolare. La riorganizzazione delle sinergie potrebbe essere una risposta adattativa del sistema nervoso centrale per compensare il deficit motorio. Questa condizione di rigidità, sebbene possa fornire un certo grado di stabilità, limita la fluidità e l'ampiezza dei movimenti, influenzando negativamente la qualità della deambulazione [8].

## 4.3 Soggetto TVC13

### 4.3.1 Angoli articolari e parametri cinematici

L'analisi del soggetto TVC13 basata sulle rappresentazioni grafiche evidenzia un andamento simil-fisiologico per molti degli angoli articolari, i quali presentano dei RoM paragonabili a quelli di una popolazione sana [3]. Tuttavia, emergono alcune peculiarità, quali un'accentuata extra-rotazione del ginocchio sinistro (valore massimo di circa 35°) e una moderata adduzione dell'anca sinistra (valore massimo di circa 30°). Tali scostamenti dagli andamenti considerati fisiologici affliggono l'arto sinistro, suggerendo che la lesione da ictus abbia coinvolto l'emisfero destro del cervello. La deambulazione, tuttavia, risulta comunque ripetibile e regolare, motivo per cui è stato possibile calcolare l'andamento medio degli angoli durante il ciclo del passo; infatti, le bande indicative della variabilità risultano contenute in ampiezza. La preservazione delle funzionalità del cammino può essere attribuita a una lesione di entità lieve e/o a fenomeni di plasticità cerebrale.

Ciononostante, anche nell'arto destro è riscontrabile un andamento anomalo nella flessione dorso-plantare della caviglia: mentre ci si aspetta una flessione dorsale in fase di *swing*, il soggetto presenta la caviglia in stato neutro, cioè con un angolo attorno a 0°. Gli altri angoli relativi all'arto inferiore destro rispettano, invece, i RoM fisiologici [3]. Probabilmente la deviazione nel *pattern* precedentemente citata non è da annoverare tra gli effetti dell'ictus, in quanto interessa il lato corporeo ipsilaterale rispetto all'emisfero ipotizzato come affetto. Pertanto, è possibile che questa situazione fosse presente anche pre-*stroke*. Inoltre, l'ipotesi che l'ictus abbia interessato entrambi gli emisferi cerebrali è stata esclusa, considerando che questo evento, tendenzialmente, si manifesta unicamente in un emisfero.

Come già effettuato per il soggetto TVC03, sono stati analizzati altri parametri cinematici per approfondire la condizione del soggetto in questione. Anche in questo caso, dall'animazione del cammino si nota che l'individuo procede in maniera lenta e compie passi di breve lunghezza. Ciò è quantificato dai parametri di velocità media (*MeanStrideVelocity*) e lunghezza del passo medio (*MeanStrideLength*), riportati in Tab. 1. I loro valori sono sensibilmente inferiori a quelli del soggetto SBJ05 e, di conseguenza, ancor di più rispetto ai valori medi di una popolazione sana [7], come riscontrato anche in [10].

### 4.3.2 Attivazioni muscolari

Durante l'analisi dei segnali elettromiografici del soggetto in questione, sono state riscontrate le stesse difficoltà relative all'individuazione della soglia riportate nello studio del soggetto TVC03, per quanto meno ricorrenti. Anche in questo caso, per i muscoli TA, BF e RF, i quali presentano un'elevata variabilità tra i diversi cicli del passo, sono stati riportati in Fig. 14 i risultati dell'individuazione degli istanti di attivazione muscolare, senza effettuarne alcuna media. Il processo di identificazione delle fasi di inattività muscolare nel segnale sEMG si è rivelato complesso e ha prodotto risultati poco indicativi. La difficoltà nell'isolare segmenti del segnale interpretabili come puramente rumorosi suggerisce l'alta probabilità che i muscoli analizzati siano frequentemente attivi. Analogamente a quanto osservato durante l'analisi del soggetto TVC03, la causa dell'iperattività dei muscoli potrebbe essere correlata alla condizione di spasticità degli stessi.

In merito all'analisi del muscolo TA, si prevedeva una mancata attivazione a causa dell'assenza di dorsi-flessione della caviglia destra riscontrata in fase di *swing*. Tuttavia, contrariamente alle aspettative, la maggior parte dei passi mostrano che il muscolo è attivo durante tale fase, cioè almeno dal 60% del ciclo in poi. Questo fenomeno potrebbe indicare che, nonostante la contrazione muscolare, la forza prodotta non sia stata sufficiente a generare una dorsi-flessione adeguata, o potrebbe suggerire un'iperattività e rigidità del muscolo TA, le quali limiterebbero il movimento della caviglia.

Gli involuppi dei muscoli VL e ST, invece, si sono rivelati abbastanza ripetibili e, pertanto, sono stati riportati gli andamenti medi dei loro istanti di attivazione in Fig. 13. Nonostante ciò, questi si discostano da quelli di una popolazione sana: il muscolo VL mostra attività dall'inizio fino ad oltre la metà del ciclo del passo, invece di interrompersi al 25% circa; il ST, oltre ad essere attivo per più tempo nella fase iniziale e in quella finale del ciclo, presenta attivazione anche nella fase centrale (indicativamente dal 50% al 70% del ciclo) [4]. Anche in questo caso il motivo è da ricercarsi nella spasticità muscolare, che, tuttavia, non causa più contrazioni saltuarie e difficilmente predicibili, come nel caso dei muscoli TA, BF e RF, ma permanenti.

## 5 Bibliografia

- [1] «PLUG-IN GAIT REFERENCE GUIDE», 2016. [Online]. Disponibile su: <https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Lower+body+modeling+with+Plug-in+Gait>
- [2] R. Shiavi, C. Frigo, e A. Pedotti, «Electromyographic signals during gait: Criteria for envelope filtering and number of strides», *Med Biol Eng Comput*, vol. 36, n. 2, pagg. 171–178, 1998, doi: 10.1007/BF02510739.
- [3] J. Seo et al., «The difference of gait patter according to the state of the corticospinal tract in chronic hemiparetic stroke patients», *NeuroRehabilitation*, vol. 34, gen. 2014, doi: 10.3233/NRE-131046.
- [4] W. Tao, T. Liu, R. Zheng, e H. Feng, «Gait Analysis Using Wearable Sensors», *Sensors (Basel)*, vol. 12, pagg. 2255–2283, dic. 2012, doi: 10.3390/s120202255.
- [5] M. P. Barnes, «Spasticity: A Rehabilitation Challenge in the Elderly», *Gerontology*, vol. 47, n. 6, pagg. 295–299, nov. 2001, doi: 10.1159/000052817.
- [6] A. Herrero-Larrea *et al.*, «Normal limits of home measured spatial gait parameters of the elderly population and their association with health variables», *Sci Rep*, vol. 8, n. 1, pag. 13193, 2018, doi: 10.1038/s41598-018-31507-1.
- [7] R. B. Dale, «21 - Clinical Gait Assessment», in *Physical Rehabilitation of the Injured Athlete (Fourth Edition)*, J. R. Andrews, G. L. Harrelson, e K. E. Wilk, A c. di, Philadelphia: W.B. Saunders, 2012, pagg. 464–479. doi: <https://doi.org/10.1016/B978-1-4377-2411-0.00021-6>.
- [8] S. Li, G. E. Francisco, e P. Zhou, «Post-stroke Hemiplegic Gait: New Perspective and Insights», *Front Physiol*, vol. 9, 2018, [Online]. Disponibile su: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2018.01021>
- [9] C. Ma, N. Chen, Y.-R. Mao, D. Huang, R. Song, e L. Li, «Alterations of Muscle Activation Pattern in Stroke Survivors during Obstacle Crossing», *Front Neurol*, vol. 8, mar. 2017, doi: 10.3389/fneur.2017.00070.
- [10] H. S. Lee *et al.*, «Analysis of Gait Characteristics Using Hip-Knee Cyclograms in Patients with Hemiplegic Stroke», *Sensors*, vol. 21, n. 22, 2021, doi: 10.3390/s21227685.