



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE FACOLTÀ  
DI INGEGNERIA

---

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

**Analisi del segnale elettromiografico per  
l'identificazione del picco di attivazione muscolare  
durante il cammino**

**EMG-based assessment of muscle activity peak during  
walking**

*Relatore:*

**Prof. Sandro Fioretti**

*Tesi di Laurea di:*

**Adriana Di Biase**

*Correlatore:*

**Dott. Francesco Di Nardo**

---

*Anno Accademico 2021/2022*



# Indice

Introduzione .....	1
Capitolo 1 - Fisiologia della contrazione muscolare.....	3
1.1 Introduzione al tessuto muscolare.....	3
1.2 Il tessuto muscolare striato scheletrico.....	3
1.3 Il tessuto nervoso e il potenziale d'azione .....	6
1.4 La contrazione muscolare .....	9
1.5 L'elettromiografia di superficie.....	11
Capitolo 2 -Il ciclo del passo .....	15
2.1 Introduzione al ciclo del passo.....	15
2.2 Le fasi del passo.....	16
2.3 Attivazioni muscolari.....	19
Capitolo 3 - Materiali e Metodi.....	24
3.1 Soggetti.....	24
3.2 Acquisizione del segnale.....	24
3.3 Elaborazione del segnale.....	25
3.3.1 Inviluppo lineare.....	26
3.3.2 Trasformata Wavelet continua (CWT) .....	26
3.3.3 Confronto tra metodiche.....	29
3.3.4 Statistica.....	29
Capitolo 4 - Risultati .....	30
Capitolo 5 - Discussione e Conclusioni .....	48
Bibliografia.....	50
Ringraziamenti .....	53

# INTRODUZIONE

L'attività muscolare generata durante il movimento umano è tipicamente quantificata tramite l'elettromiografia (EMG) di superficie. Si tratta di una metodologia non invasiva di registrazione che si serve di sonde EMG di superficie (elettrodi) poste sulla cute sovrastante il muscolo. In particolare, l'elettromiografia di superficie studia il funzionamento muscolare attraverso l'indagine dei segnali elettrici prodotti dai muscoli stessi durante la contrazione e perciò costituisce uno strumento efficace nell'analisi del reclutamento muscolare all'interno di un task motorio, come, per esempio, la deambulazione [1]. Il segnale elettromiografico di superficie (sEMG) che si ricava dalla misura è un segnale notevolmente complesso che raccoglie i potenziali d'azione che si generano a livello della membrana delle fibre muscolari a causa dei fenomeni di depolarizzazione e ripolarizzazione. Il segnale EMG ha un'ampiezza che varia in un range di circa  $\pm 10$  mV e un contenuto in frequenza che va dai 10 ai 500 Hz, ma la potenza del segnale ha la sua massima concentrazione nell'intervallo 30-150 Hz [2].

Tra le principali tecniche di processamento del segnale elettromiografico di superficie troviamo l'involuppo lineare, il cui calcolo è richiesto nella maggior parte delle applicazioni che coinvolgono l'analisi in ampiezza delle attivazioni muscolari [3]. L'involuppo lineare rappresenta la tecnica più comunemente utilizzata in clinica per estrarre informazioni dalla forma d'onda del segnale; infatti, il risultato dato dalla sua applicazione è una versione filtrata del segnale che produce lenti cambiamenti in ampiezza, in modo che sia più semplice individuare le tendenze nei dati. Il calcolo dell'involuppo lineare procede attraverso due step: il segnale grezzo viene dapprima rettificato (tutte le tensioni negative sono rese positive, ribaltate rispetto alla linea di base) e poi filtrato con un filtro passa-basso con frequenza di taglio scelta tra i 3 e i 60 Hz, ma solitamente impostata al di sotto dei 20 Hz (nel presente studio impostata a 5 Hz) così da ridurre gli artefatti di movimento tipici di questo segnale [4]. Questo procedimento permette una lettura del segnale finalizzata a una semplice identificazione qualitativa delle attivazioni muscolari che viene frequentemente utilizzata nella pratica clinica. Per caratterizzare l'attivazione muscolare anche dal punto di vista quantitativo, vengono stimati alcuni parametri tipici dell'involuppo. Tra questi, uno dei più utilizzati è il picco dell'involuppo, che viene principalmente stimato al fine di identificare le fasi di massimo reclutamento muscolare e il grado di coinvolgimento del muscolo nel task motorio analizzato e cioè, in questo caso, durante il cammino. La tecnica dell'involuppo lineare viene molto utilizzata in clinica proprio grazie alla sua semplicità di implementazione e utilizzo. Oltre all'involuppo lineare, in letteratura, infatti, sono disponibili diverse altre tecniche per analizzare il segnale sEMG al fine di estrarre informazioni utili in clinica, ma la loro maggiore complessità ne

scoraggia spesso l'utilizzo in contesti non tecnici, come appunto i laboratori di analisi del movimento di ospedali e cliniche riabilitative.

Sebbene l'involuppo lineare sia utilizzato con continuità nell'elaborazione del segnale elettromiografico di superficie, in letteratura le informazioni relative alla sua affidabilità nell'identificazione delle attivazioni muscolari e dei picchi di attività EMG sono piuttosto contrastanti [5], [6]. L'obiettivo del presente elaborato di tesi consiste nel testare l'affidabilità degli approcci basati sull'individuazione dei picchi dell'involuppo lineare nell'identificare correttamente le attivazioni muscolari che si verificano durante l'esecuzione del cammino, tramite confronto diretto con algoritmi presenti in letteratura. Recentemente è stato sviluppato un algoritmo per caratterizzare l'attivazione muscolare nel dominio tempo-frequenza mediante l'applicazione della trasformata Wavelet continua (CWT) [7]. Questo algoritmo basato su CWT è in grado di garantire la rilevazione dell'attività muscolare nel dominio del tempo, e contemporaneamente, di fornire informazioni circa il range di frequenza di ogni specifica attivazione muscolare. L'affidabilità dell'algoritmo nella stima delle attivazioni muscolari nel tempo è stata testata con successo su diversi segnali EMG sia reali che simulati [7]. Ai fini del presente elaborato, l'algoritmo CWT è stato considerato come algoritmo di riferimento (ground truth) per la valutazione quantitativa delle prestazioni fornite dai picchi dell'involuppo. Tale valutazione si è attuata verificando che i picchi dell'involuppo lineare cadessero all'interno degli intervalli di attivazione rilevati dall'algoritmo CWT e cioè esaminando la capacità di individuare le attivazioni muscolari e gli intervalli temporali dove il muscolo è reclutato durante la deambulazione. A tal fine, nel presente studio si sono utilizzati i segnali sEMG acquisiti sul muscolo gastrocnemio laterale (GL) durante il cammino sul terreno di 15 soggetti giovani e sani presso il laboratorio di Analisi del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università Politecnica delle Marche.

# **CAPITOLO 1 - Fisiologia della contrazione muscolare**

## **1.1 INTRODUZIONE AL TESSUTO MUSCOLARE**

Il tessuto muscolare è specializzato per contrarsi sotto opportuna stimolazione e per esercitare così una forza fisica su altri tessuti, organi, o liquidi. I muscoli non solo permettono i movimenti del corpo umano e quelli dei suoi arti, ma intervengono anche in processi come la digestione, l'eliminazione dei rifiuti, la respirazione, il linguaggio e nella circolazione sanguigna. Inoltre, i muscoli forniscono sostegno, mantenimento della postura, controllo delle aperture e dei passaggi del corpo e garantiscono produzione di calore e controllo glicemico. Il tessuto muscolare è costituito da cellule caratterizzate da capacità uniche di contrattilità e eccitabilità in quanto specializzate nel trasformare l'energia chimica dell'ATP in energia meccanica di movimento. Esistono 3 tipi istologici di tessuto muscolare: scheletrico, cardiaco e liscio, i quali differiscono nell'aspetto, nella fisiologia e nella funzione. Il tessuto muscolare scheletrico è striato e volontario e costituisce i muscoli inseriti sullo scheletro nonché quelli cutanei, il tessuto muscolare cardiaco è striato e involontario ed è limitato al cuore infine c'è il tessuto muscolare liscio, privo di striature, involontario e presente principalmente nelle pareti dei vasi e dei visceri.

## **1.2 IL TESSUTO MUSCOLARE STRIATO SCHELETRICO**

Il tessuto muscolare striato scheletrico è descritto come striato e volontario. Il primo termine si riferisce all'alternanza di bande chiare e scure dette striature costituite dalla sovrapposizione di filamenti proteici citoplasmatici che provocano la contrazione. Il secondo termine, volontario, si riferisce al fatto che di solito noi esercitiamo un controllo conscio sui muscoli scheletrici. Il tessuto muscolare scheletrico è costituito da lunghe cellule multinucleate fusiformi chiamate fibre muscolari. Ciascuna fibra muscolare è rivestita da una sottile guaina di tessuto connettivo lasso nota come endomisio, oltre a questo strato di tessuto è presente un'ulteriore guaina di tessuto connettivo più spesso, perimisio, che avvolge le fibre insieme in fasci chiamati fascicoli. Si ha poi una guaina fibrosa che circonda l'intero muscolo detta epimisio e infine c'è la fascia cioè un foglio di tessuto connettivo che separa i muscoli o gruppi muscolari vicini gli uni dagli altri e dai tessuti sottocutanei. La membrana plasmatica di una fibra cellulare è denominata sarcolemma e il citoplasma sarcoplasma. Il sarcolemma presenta delle invaginazioni tubulari denominate tubuli trasversali che si occupano di portare i segnali elettrici dalla superficie all'interno della cellula e di indurre l'apertura dei canali nella membrana sarcoplasmatica. Il sarcoplasma è in gran parte

occupato dalle miofibrille contrattili, strutture proteiche fibrose allungate, del diametro di 1-2  $\mu\text{m}$ , costituite a loro volta da molti microfilamenti di proteina chiamati miofilamenti.

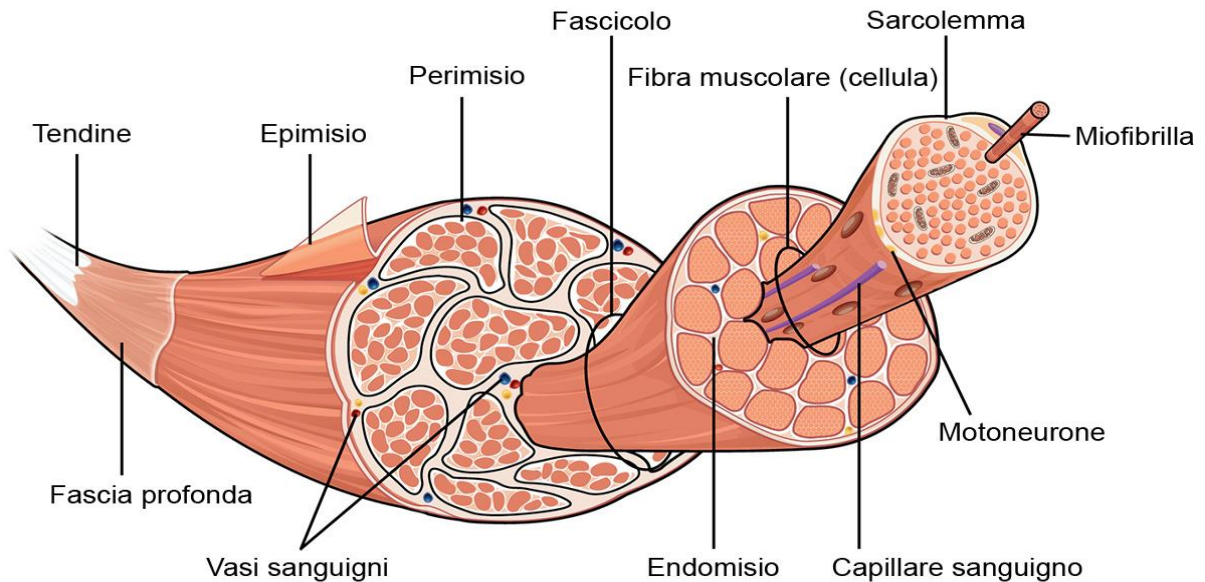


Figura 1.1. Struttura del muscolo scheletrico

Si distinguono al microscopio elettronico due tipi di miofilamenti: i miofilamenti spessi di circa 15 nm di diametro e i miofilamenti sottili con un diametro di 7 nm. I filamenti spessi sono costituiti da numerose molecole di una proteina chiamata miosina e formata da due parti: la coda, parte rigida, e la testa, parte elastica che fa cardine per il movimento. I filamenti sottili sono composti principalmente da due fasci spiralizzati di una proteina chiamata actina fibrosa. Ognuna di queste ultime è formata a sua volta da una striscia di subunità detta actina globulare. Ciascuna actina globulare presenta un sito attivo che è in grado di legarsi alla testa di una molecola di miosina. Su tali filamenti sottili sono presenti due proteine regolatrici: la tropomiosina che, quando una fibra muscolare è rilasciata, blocca i siti attivi dell'actina e impedisce alla miosina di legarsi ad essi e la troponina, proteina più piccola legante il calcio e alla quale a sua volta si lega la tropomiosina. Si definiscono proteine regolatrici in quanto agiscono come una sorta di interruttore che determina quando la fibra muscolare si può contrarre o meno. La miosina e l'actina sono invece proteine contrattili e in quanto tali determinano l'accorciamento della fibra muscolare, contribuiscono poi alla motilità cellulare, alla mitosi e al trasporto di elementi intracellulari. L'alternanza di più filamenti sottili e spessi costituisce il sarcomero, l'unità funzionale contrattile della fibra muscolare.

All'interno del sarcomero si possono evidenziare bande di diverso colore:

-Banda A, area di colore più scuro costituita da filamenti di actina e miosina interposti tra loro. La porzione di banda A dove i filamenti spessi e sottili si sovrappongono è particolarmente scura e in questa zona ogni filamento spesso è circondato da sei filamenti sottili disposti ad esagono. Al centro della banda A si trova una regione più chiara denominata banda H all'interno della quale non arrivano i filamenti di actina. Al centro della banda H c'è la linea M, di colore scuro, costituita da proteine citoscheletriche che interconnettono i filamenti di miosina.

-Banda I, area di colore più chiaro costituita dai filamenti sottili di actina. Ciascuna banda I è divisa in 2 parti dalla linea Z o disco Z, una linea scura che fornisce un punto di ancoraggio per i filamenti sottili. Ogni tratto di miofibrilla compreso tra due dischi Z individua un sarcomero.

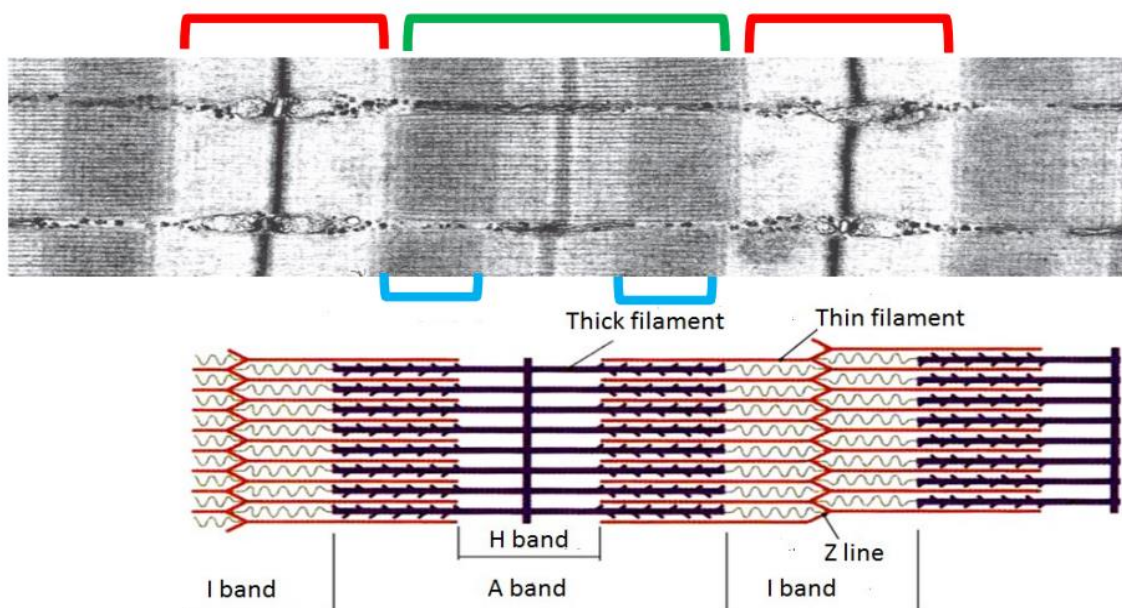


Figura 1.2. Schema organizzazione del sarcomero

Durante la contrazione muscolare i dischi Z si avvicinano, esercitando una trazione sul sarcolemma e determinando l'accorciamento dell'intera cellula muscolare ciò implica che un muscolo si accorcia perché i sarcomeri si accorciano. In condizioni di contrazione il sarcomero può ridursi fino a misurare circa 1microm mentre in condizioni di riposo può avere lunghezza di oltre 4  $\mu\text{m}$ . I contenuti proposti dai paragrafi 1.1 e 1.2 sono stati rielaborati da [8].



### **1.3 IL TESSUTO NERVOSO E IL POTENZIALE D'AZIONE**

I muscoli sono i principali organi effettori del sistema nervoso e si contraggono in risposta ai segnali trasmessi attraverso le fibre nervose. Il neurone è l'unità cellulare del tessuto nervoso e gode di due caratteristiche fondamentali: l'eccitabilità, cioè la capacità di generare un potenziale d'azione qualora venga eccitato con uno stimolo opportuno in termini di ampiezza e durata; la conducibilità, ovvero la proprietà di propagare tale potenziale. Il centro di controllo del neurone, che ne costituisce la parte centrale, prende il nome di soma o corpo cellulare ed ospita il nucleo ed altri organuli deputati alle principali funzioni cellulari. Dal corpo cellulare hanno origine due tipologie di prolungamenti citoplasmatici: i dendriti e l'assone. I dendriti, con diramazioni simili ad un albero di forma tubulare singole o multiple, si occupano di condurre in direzione centripeta i segnali provenienti dai neuroni afferenti. L'assone, struttura appendicolare tubulare, propaga il segnale in direzione centrifuga verso le altre cellule. Il citoplasma degli assoni è chiamato assoplasma e la sua membrana è nota come assolemma. L'assone può essere rivestito da una guaina mielinica che lo rende un ottimo conduttore, tale guaina presenta delle interruzioni dette nodi di Ranvier tramite i quali si ha l'effettivo passaggio di ioni attraverso la membrana cellulare. Poiché l'impulso 'salta' da un nodo di Ranvier all'altro, la propagazione degli impulsi attraverso i prolungamenti rivestiti di mielina prende il nome di conduzione saltatoria ed implica notevole risparmio in termini di tempo. L'estremità assonica distale presenta un'arborizzazione terminale cioè, un insieme esteso di fini ramificazioni. Ogni ramificazione termina con un'ampia estremità chiamata terminale presinaptico o bottone terminale, il quale forma una giunzione detta sinapsi con una cellula muscolare, ghiandola o un altro neurone. Attraverso la trasmissione sinaptica l'impulso nervoso si propaga in maniera unidirezionale: il segnale nervoso arriva ad una sinapsi attraverso il neurone presinaptico per poi poter continuare la sua via attraverso il neurone postsinaptico [9].

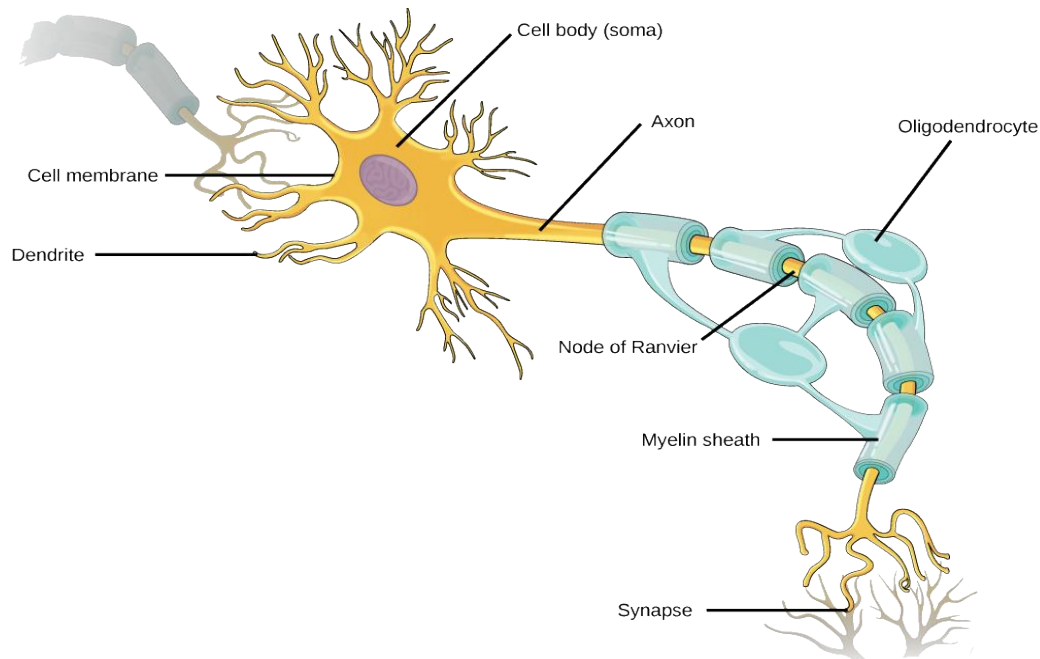


Figura 1.3. Struttura del neurone

I potenziali bioelettrici sono generati a livello cellulare e la sorgente è di natura ionica. Dal punto di vista elettrico una cellula è assimilabile ad un conduttore ionico separato dall'ambiente esterno tramite una membrana semipermeabile. Nell'ambiente cellulare i fluidi che circondano la cellula sono ricchi di ioni sodio, potassio e cloro. La membrana cellulare è selettiva e in condizione di riposo è completamente permeabile agli ioni  $K^+$  e  $Cl^-$ , moderatamente permeabile agli ioni  $Na^+$  e impermeabile alle proteine intracellulari e ad altri anioni organici. La distribuzione ineguale di ioni tra citosol e spazio extracellulare implica una differenza di potenziale elettrico tra interno ed esterno della cellula che prende il nome di potenziale di membrana a riposo ed ha un valore che oscilla tra i  $-70$  e  $-90$  mV. A riposo, infatti, la membrana cellulare permette, per diffusione, la fuoriuscita di ioni potassio causando uno sbilanciamento di carica tra interno ed esterno della cellula. Viceversa, gli ioni  $Na^+$  e  $Cl^-$  si spostano per diffusione dall'esterno all'interno della cellula finché la forza elettrica dovuta allo squilibrio di cariche eguaglia quella chimica dovuta al gradiente di concentrazione. In questo modo si genera una barriera di potenziale che non permette più agli ioni di attraversare la membrana stessa. Perché una cellula sia in grado di mantenere un potenziale di riposo stabile è necessario mantenere le concentrazioni ioniche costanti in modo che la separazione delle cariche ai capi della membrana si mantenga invariata nel tempo. A questo scopo provvede la pompa sodio-potassio, meccanismo di trasporto attivo che permette il passaggio di tre ioni di  $Na^+$  verso l'ambiente extracellulare e due ioni di  $K^+$  verso l'ambiente interno della cellula sfruttando l'energia derivante dall'idrolisi dell'ATP [10].

Quando la cellula nervosa viene opportunamente stimolata si genera una variazione del potenziale di membrana a riposo che prende il nome di potenziale d'azione. Il potenziale d'azione è un potenziale elettrico in grado di determinare un'inversione di polarità elettrica (depolarizzazione) della membrana delle cellule eccitabili e si genera in risposta a stimoli opportuni che raggiungono il valore soglia di  $-55\text{ mV}$ , secondo la legge del tutto o nulla. Uno stimolo di questo tipo determina un rapido e brusco aumento della permeabilità della cellula al  $\text{Na}^+$  con l'apertura dei canali del sodio voltaggio dipendenti, gli ioni  $\text{Na}^+$  entrano nella cellula portando il potenziale di membrana da negativo a positivo. Una volta raggiunto l'apice della depolarizzazione,  $+20/40\text{ mV}$ , il sodio cessa di entrare e si aprono i canali per la fuoriuscita del potassio. Gli ioni  $\text{K}^+$  escono in modo massivo iperpolarizzando la cellula e cioè portandola ad un valore di potenziale inferiore a quello di riposo. A questo punto si chiudono i canali del potassio e l'equilibrio viene ripristinato grazie alla pompa sodio-potassio. A seguito di un potenziale d'azione la cellula nervosa entra in un periodo di refrattarietà e cioè in un periodo di minore responsività in cui non è più in grado di generare altri potenziali d'azione. I periodi di refrattarietà determinano quindi dei limiti superiori nella frequenza di eccitabilità del neurone. Il potenziale d'azione ha la capacità di generare altri potenziali d'azione nelle zone adiacenti, infatti, la temporanea inversione di polarità che parte localmente al livello della membrana è poi in grado di propagarsi lungo la medesima. Poiché il periodo di refrattarietà impedisce la retrocessione del potenziale d'azione la propagazione dell'impulso nervoso è di tipo unidirezionale, essendo le zone che hanno creato lo stesso impossibilitate a generare un nuovo potenziale [11].

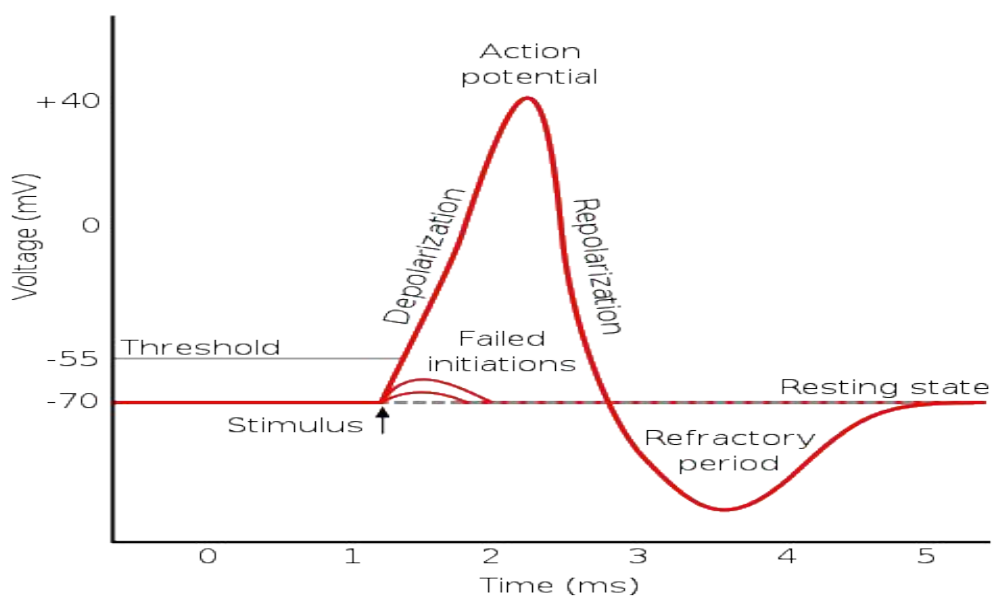


Figura 1.4. Potenziale d'azione neurone

## 1.4 LA CONTRAZIONE MUSCOLARE

Per poter parlare di contrazione muscolare bisogna approfondire il rapporto tra fibra nervosa e cellula muscolare. Il muscolo scheletrico, infatti, non è capace di contrarsi a meno che non sia stimolato da un nervo o da elettrodi in maniera artificiale. I muscoli scheletrici sono innervati da cellule nervose note come neuroni motori somatici i cui corpi cellulari sono situati al livello del tronco cerebrale e del midollo spinale. I motoneuroni prendono contatto con i muscoli scheletrici attraverso i prolungamenti assonali noti come fibre nervose somatiche, provvisti di molteplici diramazioni in grado di innervare più fibre muscolari. I punti di contatto tra la fibra nervosa e la singola fibra muscolare si sviluppano su una regione ovoidale chiamata giunzione neuromuscolare. All'interno di tale giunzione le singole terminazioni nervose formano sinapsi distinte con la fibra muscolare. In ciascuna sinapsi le terminazioni delle fibre nervose si ramificano e danno origine ad un'espansione a forma di bulbo chiamata terminale presinaptico e accolta all'interno di invaginazioni del sarcolemma della fibra muscolare. In realtà il terminale presinaptico non entra in contatto diretto con la fibra muscolare ma ne è separato da un ristretto spazio extracellulare denominato fessura sinaptica delle dimensioni di circa 60-100 nm. Nel bottone sinaptico delle fibre muscolari sono presenti le vescicole sinaptiche, organuli sferoidali contenenti un mediatore chimico chiamato acetilcolina. Nel momento in cui l'impulso nervoso giunge al terminale, alcune vescicole rilasciano per esocitosi la propria acetilcolina che diffonde attraverso la fessura sinaptica. Il neurotrasmettitore si lega a proteine di membrana poste sul sarcolemma e che fungono da recettori per l'acetilcolina. Tali recettori rispondono all'acetilcolina provocando l'apertura dei canali ionici del sodio e del potassio nel sarcolemma, generando così un potenziale d'azione che eccita la fibra muscolare. Il potenziale d'azione si propaga su tutta la lunghezza della fibra e nei tubuli trasversi. Gli eventi elettrici a livello dei tubuli T determinano l'apertura dei canali del calcio nel reticolo sarcoplasmatico con il successivo rilascio di un flusso di ioni calcio nel citosol. Gli ioni  $Ca^{++}$  rilasciati si legano alle molecole di troponina nei filamenti di actina inducendo una modifica nella conformazione della tropomiosina che espone i siti attivi dell'actina. Nel frattempo, l'enzima ATPasi legato alla testa dei filamenti di miosina scinde l'ATP in adenosina difosfato e in un gruppo fosfato inorganico liberando energia. Quest'ultima viene utilizzata per portare la testa della miosina da una posizione piegata ad una estesa ad alta energia. La miosina è ora in grado di formare legami chiamati ponti trasversali con uno dei siti attivi dell'actina. Una volta instaurato il legame, la miosina si flette e tirando sul filamento sottile fa sì che questo scivoli lungo il filamento spesso per un breve tratto. Dopo la contrazione, il motoneurone cessa di rilasciare l'acetilcolina e il suo reticolo citoplasmatico riassorbe gli ioni calcio. Senza calcio, la troponina torna a bloccare

i siti attivi e impedisce la formazione dei ponti trasversali. Il muscolo quindi, non potendo mantenere la tensione, si rilassa e torna alla sua lunghezza di riposo [8].

Il processo di contrazione muscolare consiste quindi nello scorrimento dei filamenti di actina su quelli di miosina, nessun filamento diventa più corto durante la contrazione poiché scivolano semplicemente l'uno sull'altro. Lo scivolamento delle miofibrille comporta l'avvicinamento dei dischi Z e quindi l'accorciamento macroscopico dell'intera cellula e del suo endomisio. Il movimento di scorrimento prende il nome di 'colpo di forza' e porta la testa della miosina verso l'interno del sarcomero. Dopo il colpo di forza, la miosina lega un nuovo ATP, lascia andar via il filamento di actina, scinde l'ATP, e si raddrizza; questo è il colpo di recupero. Se tutte le teste di miosina all'interno di una fibra muscolare eseguissero un solo ciclo di colpi di potenza e recupero, la fibra muscolare si accorcerebbe di circa 1%. Con la ripetizione del processo, tuttavia, la fibra è in grado di accorciarsi del 40% [8].

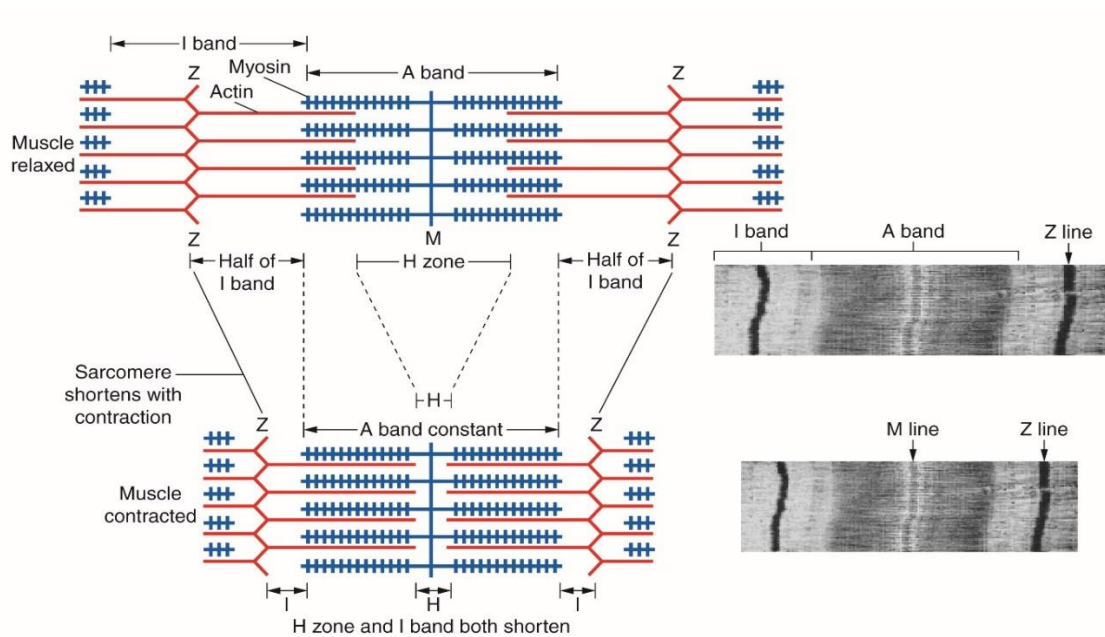


Figura 1.5. Contrazione muscolare

Quando l'impulso nervoso raggiunge l'assone di un motoneurone si diffonde poi a tutte le sue diramazioni terminali e stimola tutte le fibre muscolari raggiunte da esse. Poiché si comportano come un'unica unità funzionale, la fibra nervosa e le fibre muscolari da essa innervate costituiscono una singola unità motoria. Le fibre muscolari facenti parte della stessa unità motoria si contraggono in maniera sincrona e non si trovano raggruppate tra loro ma sono distribuite all'interno del muscolo. Il numero di fibre muscolari appartenenti ad un'unità motoria può variare

di alcuni ordini di grandezza. Quando è necessario un controllo fine del movimento, si hanno unità motorie piccole, costituite da circa 10-20 fibre, che seppur non molto forti, garantiscono l'esecuzione di movimenti delicati. Dove invece la forza è più importante del controllo fine, ad esempio nei muscoli degli arti inferiori, abbiamo unità motorie grandi che possono arrivare fino a duemila fibre muscolari [12].

Di norma, affinché sia efficace, una contrazione muscolare richiede l'attivazione di numerose unità motorie in una sola volta [8].

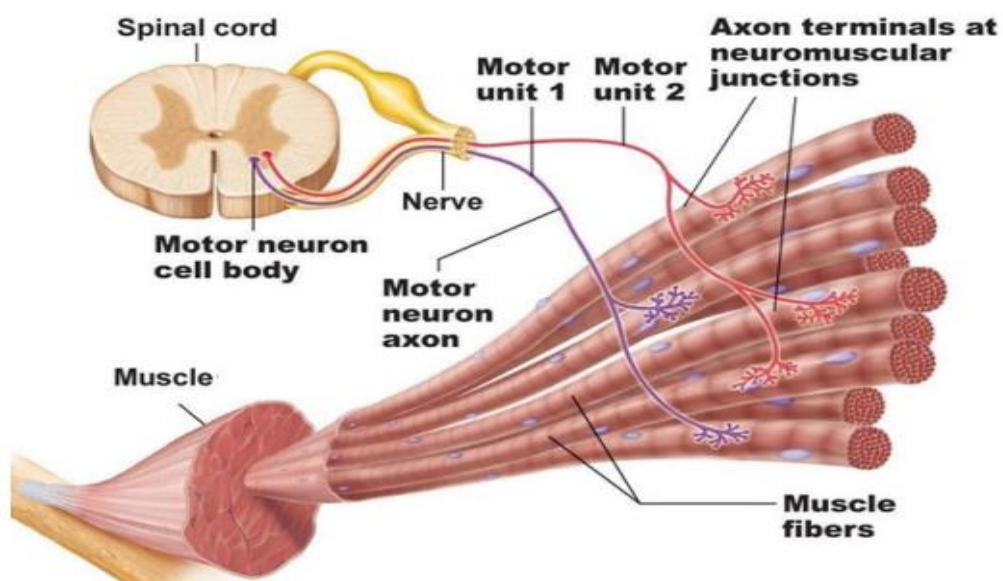


Figura 1.6. Unità motoria

## 1.5 L'ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE

L'elettromiografia è una tecnica per lo studio dell'attività muscolare attraverso l'indagine del segnale elettrico prodotto dai muscoli durante la contrazione. Tale esame permette l'analisi delle funzionalità dei muscoli e del sistema nervoso periferico e rileva quindi l'eventuale presenza di disfunzioni nervose, muscolari o problemi nella trasmissione del segnale dal nervo al muscolo. L'unità funzionale del sistema neuromuscolare è l'unità motoria, costituita da un singolo motoneurone e dalle fibre muscolari da esso innervate. Poiché all'interno di una stessa unità motoria ci sono più fibre muscolari, un singolo stimolo andrà a generare numerosi potenziali d'azione che vanno a sommarsi in modo asincrono, dato che le fibre non sono tutte innervate nello stesso punto [13].

Il potenziale generato nel complesso dalle fibre di un'unità motoria prende il nome di MUAP (motor unit action potential) e dipende, in termini di ampiezza e dimensione, dall'orientazione geometrica delle fibre muscolari rispetto alla posizione degli elettrodi. Quando molteplici MUAP vengono registrati entro un ristretto intervallo temporale si ottiene un MUAPT cioè un treno di MUAP relative alla stessa unità motoria. Durante la contrazione muscolare, le unità motorie vengono reclutate progressivamente in modo asincrono a partire da quelle più piccole e lente fino ad arrivare a quelle più larghe e veloci. Il segnale EMG superficiale rilevato tramite questa metodica diagnostica è dato dalla sovrapposizione dei MUAPT delle varie unità motorie attive, attenuati dal passaggio attraverso i tessuti interposti tra cute ed elettrodo. Il segnale elettromiografico viene prelevato tramite degli elettrodi che possono o essere posti in diretto contatto con la pelle (elettromiografia di superficie) o inseriti all'interno del tessuto muscolare (elettromiografia 'ad ago'). Questa seconda metodologia invasiva di registrazione fornisce, tramite l'inserimento di aghi sottocutanei che arrivano a livello delle fibre muscolari attive, informazioni relative alle proprietà delle singole unità motorie. Invece, l'elettromiografia di superficie (sEMG) risente della presenza dei tessuti interposti che agiscono come un filtro passa-basso e registra l'attività di diverse unità motorie, per cui risulta meno selettiva [14].

La classica elettromiografia di superficie è quella di tipo bipolare che produce come risultato la differenza tra i segnali prelevati da due elettrodi posti al di sopra della zona elettricamente attiva, sullo stesso muscolo, preferibilmente allineandoli in direzione delle fibre muscolari [13]. Gli elettrodi vengono posti nella parte centrale del ventre muscolare ad una distanza di circa 2 cm, questo permette di evitare il fenomeno di crosstalk causato dalle interferenze dei segnali EMG provenienti dai muscoli circostanti o dei picchi del segnale ECG [14]. Gli elettrodi utilizzati di norma nell'esecuzione dell'esame sono monouso, realizzati in Ag/AgCl e ricoperti da un gel conduttivo che ne aumenta la conducibilità. Prima di posizionare gli elettrodi, la pelle del paziente viene adeguatamente preparata sfregandola con della carta o del gel abrasivo per ridurre l'impedenza di contatto dello strato corneo, poi viene ripulita ed infine fatta asciugare. Gli elettrodi costituiscono quindi l'interfaccia tra corpo umano e strumento di misura e fungono da trasduttore tra la corrente ionica generata nel corpo umano e la corrente elettronica trasferita alla strumentazione di misura.

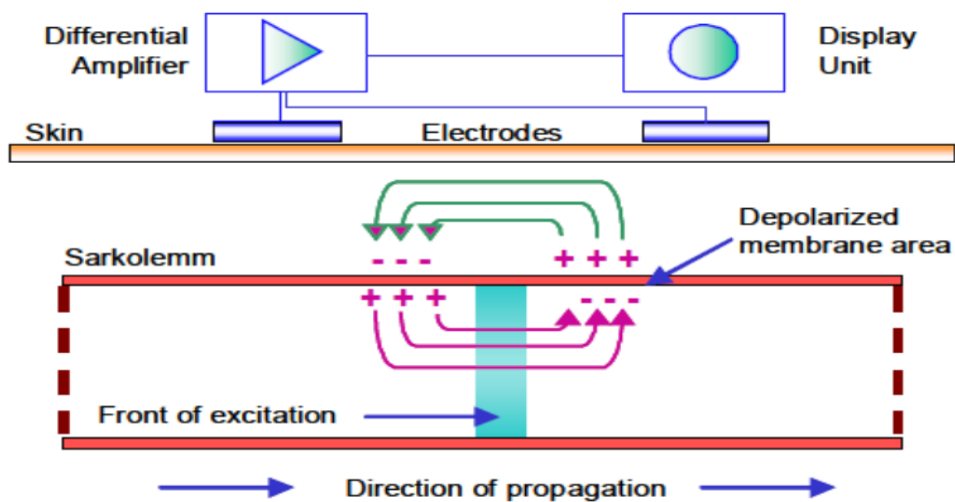


Figura 1.7. Interfaccia elettrodi-pelle

Tramite appositi conduttori il segnale prelevato attraverso gli elettrodi viene inviato all'ingresso di un preamplificatore, il quale dovrà garantire elevata impedenza d'ingresso, un CMRR di circa 90 db ed un guadagno alto e stabile. Dotato di queste caratteristiche, il preamplificatore amplifica gli ingressi differenziali e sottrae il segnale di modo comune provocando la parziale soppressione del rumore presente su entrambi i canali. Il segnale in uscita dal preamplificatore viene poi filtrato tramite opportuni filtri passa-basso e passa-alto rispettivamente per eliminare disturbi ad alta frequenza come quelli dovuti ai campi elettromagnetici intensi generati dalla strumentazione limitrofa e quelli a bassa frequenza ad esempio dovuti ad un contatto elettrodo-pelle insufficiente e ad artefatti da movimento che comportano lente fluttuazioni del potenziale di riferimento del segnale stesso. Applicati correttamente i filtri, il segnale arriva in ingresso ad un amplificatore che introduce un ulteriore guadagno a quello ottenuto precedentemente. Un amplificatore di questo tipo può essere facilmente realizzato attraverso un amplificatore in configurazione non-invertente il cui guadagno è determinato dal rapporto tra due resistenze. Infine, vi è un convertitore analogico-digitale, un circuito che converte il segnale in una serie di valori discreti tramite le operazioni di campionamento e quantizzazione, rendendo così possibile il successivo processamento del segnale EMG da parte di un computer [2].



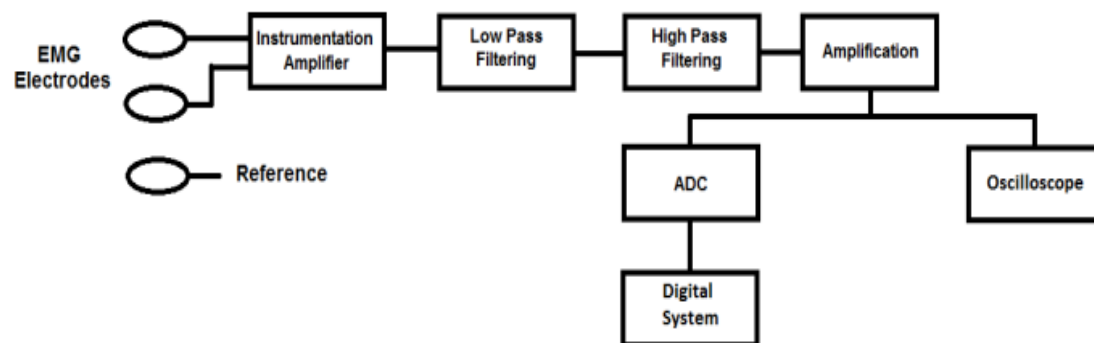


Figura 1.8. Schema a blocchi di un elettromiografo

# CAPITOLO 2 - Il ciclo del passo

## 2.1 INTRODUZIONE AL CICLO DEL PASSO

La deambulazione è data da una sequenza ripetuta di movimenti ritmici degli arti che consentono di far progredire il corpo e allo stesso tempo di garantirne la stabilità. Durante l'avanzamento del corpo, una gamba funge da sostegno mobile mentre l'altra avanza verso un nuovo sito di appoggio, per poi invertire i loro ruoli invece, durante il trasferimento del peso corporeo da un arto all'altro entrambi i piedi sono in contatto con il terreno. Una singola sequenza di queste funzioni è chiamata ciclo del passo. Ogni ciclo è diviso in due periodi: appoggio e oscillazione. La fase di appoggio designa l'intero intervallo durante il quale il piede è in contatto con il terreno. Con fase di oscillazione invece, si indica il periodo in cui il piede è in aria per l'avanzamento dell'arto.

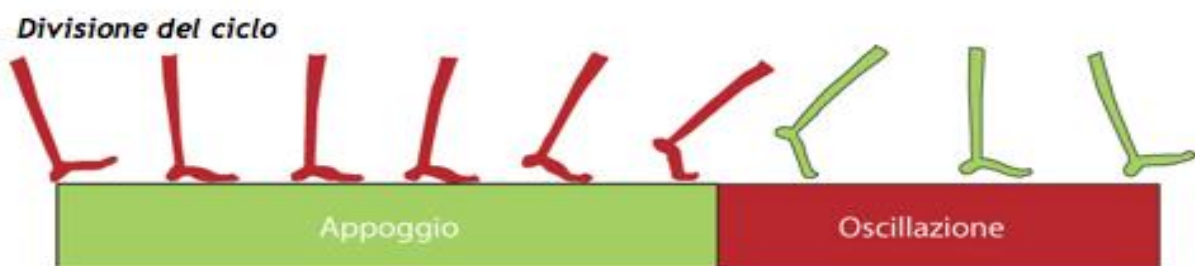


Figura 2.1. Appoggio (stance) e oscillazione (swing)

L'appoggio è a sua volta diviso in tre intervalli: il doppio appoggio iniziale, l'appoggio singolo e il doppio appoggio terminale. Il ciclo del passo inizia con la fase di doppio appoggio iniziale, quando entrambi i piedi sono sul terreno dopo il contatto iniziale. L'appoggio singolo inizia quando il piede opposto viene sollevato per l'oscillazione. Durante questa fase l'intero peso corporeo grava sull'arto di appoggio. La fase di doppio appoggio terminale inizia quando il piede controlaterale prende contatto con il terreno e continua fino a quando l'arto che precedentemente era in appoggio si distacca per l'oscillazione. La normale distribuzione dei periodi di contatto con il terreno è del 60% per l'appoggio e 40% per l'oscillazione. Per quanto riguarda le tre fasi dell'appoggio le tempistiche sono del 10% per entrambi i periodi di duplice appoggio e del 40% per il singolo appoggio. La durata precisa degli intervalli del ciclo del passo varia con la velocità con cui una persona cammina. In particolare, sia i tempi d'appoggio che di oscillazione si accorciano con l'aumentare della velocità del passo.

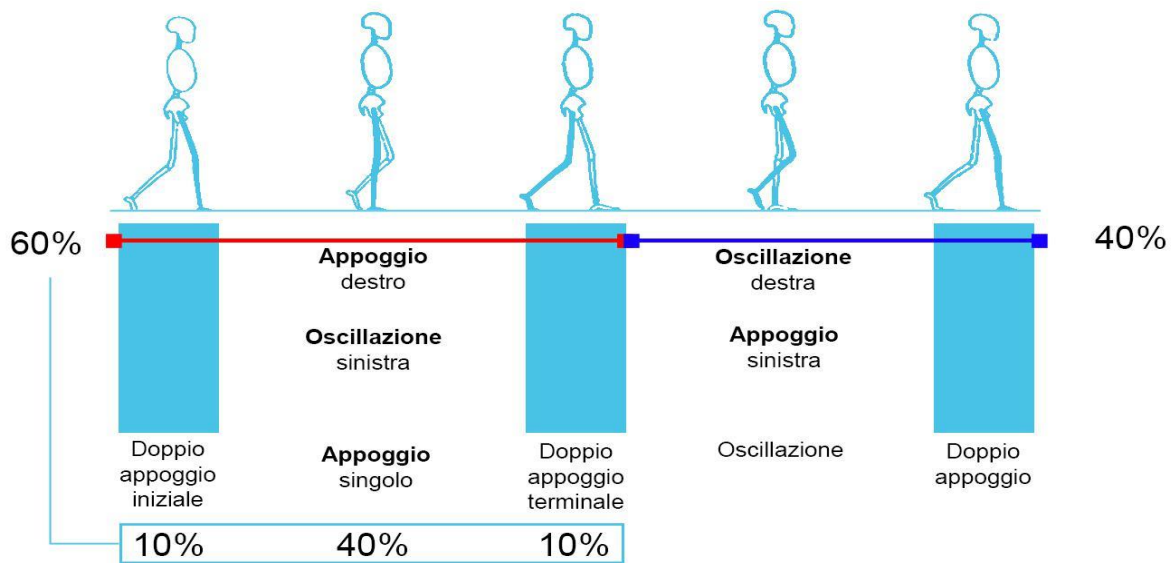


Figura 2.2. Tempistiche in percentuale GC delle fasi principali del ciclo del passo

il ciclo del passo viene spesso indicato con due termini distinti: 'passo' e 'semipasso'. Il primo è correttamente usato come l'equivalente del ciclo del passo ed è definito sulla base delle azioni di un singolo arto. La durata di un passo è l'intervallo compreso tra due successive fasi di contatto iniziale con il terreno da parte dello stesso arto. Il termine 'semipasso' invece, è utilizzato in modo inappropriato come sinonimo di ciclo del passo in quanto si riferisce al periodo temporale che intercorre tra la fase di contatto iniziale di un arto e quella dell'altro arto. All'interno di un passo si possono quindi distinguere due semipassi.

## 2.2 LE FASI DEL PASSO

Per poter garantire le funzioni base richieste dalla deambulazione, ogni passo comporta un allineamento variabile tra il corpo e il piede d'appoggio durante la fase di appoggio e durante l'avanzamento dell'arto nell'oscillazione. È possibile individuare una sequenza di schemi motori realizzati da anca, ginocchio e caviglia, ciascuno di questi schemi è associato a una data richiesta funzionale e designato come una distinta fase del passo. Ad oggi, gli studi hanno dimostrato che ogni passo contiene otto schemi funzionali. Lo studio delle fasi del ciclo del passo identifica il significato funzionale dei diversi movimenti che si verificano a livello articolare. Ciascuna fase ha le proprie peculiarità, per questo motivo una postura corretta in una data fase potrebbe essere completamente disfunzionale in un'altra. Ciò implica che le tempistiche e gli angoli articolari sono

caratteristiche molto significative da definire. La successione delle otto fasi del passo permette agli arti di realizzare tre semplici funzioni basilari: accettazione del peso, supporto del singolo arto e avanzamento dell'arto.

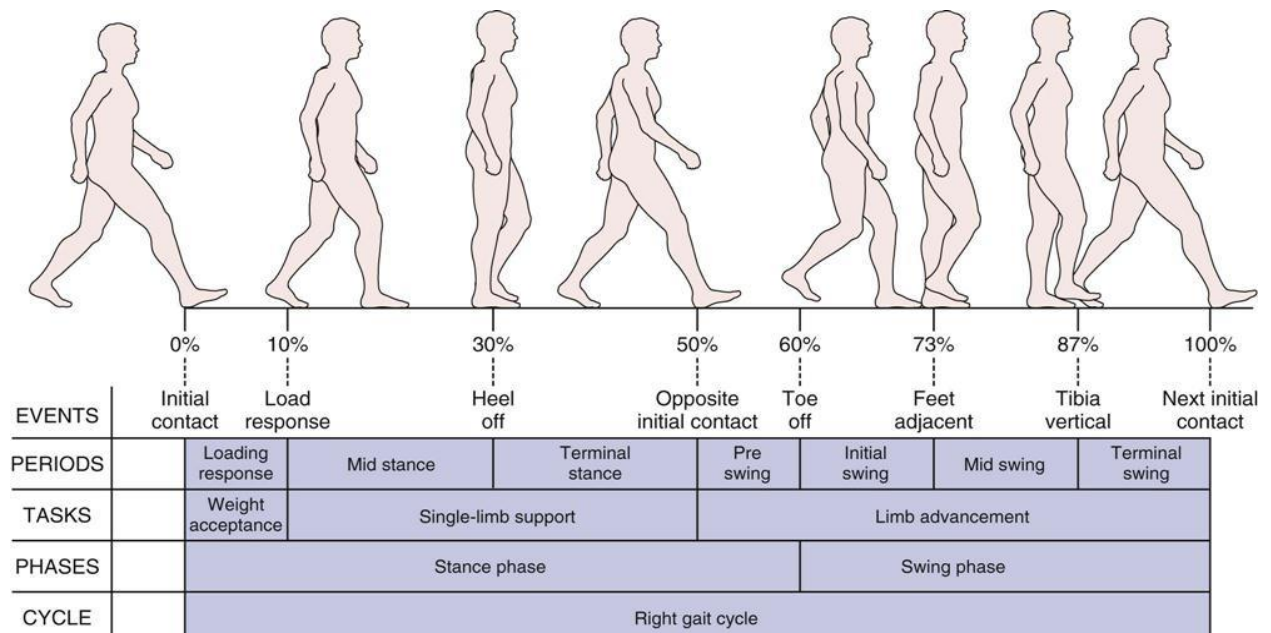


Figura 2.3. Fasi del ciclo del passo

L'accettazione del peso è il compito più impegnativo poiché prevede il brusco trasferimento del peso corporeo sull'arto che ha appena terminato l'oscillazione in avanti e ha un allineamento instabile. Due sono le fasi del passo coinvolte in questa complessa funzione:

- Contatto iniziale, intervallo: 0-2% del ciclo del passo. Questa fase rappresenta un ristretto intervallo di tempo in cui il piede entra in contatto con il suolo. Di norma il contatto iniziale è realizzato dal tallone del piede proiettato in avanti. L'obiettivo è il posizionamento corretto dell'arto per iniziare l'appoggio con il tallone.
- Risposta al carico, intervallo: 0-10% del ciclo del passo. Questa è la fase iniziale del periodo di doppio appoggio iniziale, comincia con il contatto del suolo iniziale e continua fin quando l'altro piede si distacca per l'oscillazione. Durante questa fase il peso corporeo viene trasferito sull'arto proiettato in avanti. Gli obiettivi raggiunti dalla fase di risposta al carico sono l'assorbimento degli urti, cioè la riduzione dell'intensità dell'impatto con il suolo, la stabilità durante il carico del peso e la conservazione della progressione.

Il supporto del singolo arto inizia quando il piede dell'altro arto si distacca per l'oscillazione e continua fin quando questo tocca nuovamente il terreno. L'arto d'appoggio è completamente responsabile per il sostegno del peso corporeo sia nel piano sagittale che in quello frontale, inoltre, durante questo intervallo temporale la progressione deve essere conservata. Le fasi del passo coinvolte nel supporto del singolo arto sono due e si differenziano principalmente a causa dei loro meccanismi di progressione:

- Appoggio medio, intervallo: 10-30% del ciclo del passo. Durante questa fase che rappresenta la prima metà del singolo appoggio, il piede dell'altro arto si distacca dal suolo ed avanza fino a che il peso corporeo è allineato sul piede anteriore. Questa fase si pone come obiettivi la progressione sul piede d'appoggio e la stabilità dell'arto e del tronco.
- Appoggio terminale, intervallo: 30-50% del ciclo del passo. Questa fase inizia quando il tallone si alza e continua fino a quando l'altro piede tocca il suolo. Il peso corporeo, durante questa fase, si sposta davanti l'avampiede il che implica progressione del corpo oltre il piede d'appoggio.

Per quanto riguarda l'avanzamento dell'arto, la postura preparatoria comincia durante l'appoggio. In seguito, l'arto assume tre diverse configurazioni quando si distacca da terra, quando avanza e infine quando si prepara per il successivo periodo d'appoggio. Quattro fasi del passo sono coinvolte per garantire l'avanzamento:

- Pre-oscillazione, intervallo: 50-60% del ciclo del passo. Questa fase rappresenta la fine dell'appoggio e cioè il periodo di doppio appoggio terminale, comincia con il contatto iniziale da parte dell'arto opposto e termina con il contatto dell'alluce a terra. Il brusco trasferimento del peso corporeo scarica rapidamente l'arto che, non fornisce alcun contributo attivo, ma sfrutta la sua libertà per prepararsi all'imminente richiesta di oscillazione.
- Oscillazione iniziale, intervallo: 60-73% del ciclo del passo. Questa prima fase rappresenta circa il primo terzo della totalità del periodo di oscillazione. Inizia con il piede che si solleva da terra e termina quando il piede in oscillazione è opposto a quello di appoggio. Gli obiettivi di questa fase sono il sollevamento del piede da terra e l'avanzamento dell'arto dalla sua posizione di traino.
- Oscillazione media, intervallo: 73-87% del ciclo del passo. Questa fase inizia con l'arto oscillante di fronte a quello d'appoggio e termina quando la tibia assume posizione verticale. Questa fase si pone come obiettivi il sollevamento del piede da terra e l'avanzamento dell'arto

- Oscillazione terminale, intervallo: 87-100% del ciclo del passo. Questa è la fase di oscillazione finale ed inizia con la tibia in posizione verticale per finire con il contatto del suolo da parte del piede. L'avanzamento dell'arto è da considerarsi completato quando la gamba supera la coscia. Con quest'ultima fase quindi, si completa l'avanzamento dell'arto e allo stesso tempo l'arto si prepara per la nuova fase d'appoggio.

## 2.3 ATTIVAZIONI MUSCOLARI

Durante compiti motori ciclici, quali il cammino, l'attivazione muscolare assume un andamento sistematizzato all'interno del ciclo del passo; tale andamento viene studiato attraverso parametri dell'attivazione muscolare standard ricavati tramite l'analisi dei segnali elettromiografici generati dai muscoli d'interesse. I muscoli che assumono un ruolo predominante durante la deambulazione sono i muscoli degli arti inferiori suddivisi tra anca, coscia e gamba. In particolare, durante il cammino il corpo a livello funzionale è diviso in due unità: passeggera e locomotrice. La prima è costituita da testa, collo, tronco e braccia mentre la seconda comprende i due arti inferiori e la pelvi. L'allineamento dell'unità passeggera sugli arti inferiori è il principale aspetto che determina l'azione muscolare all'interno del sistema locomotore. La tempistica e l'intensità del movimento in ciascun arto è controllata da 57 muscoli che agiscono in maniera selettiva. I segmenti ossei invece, fungono da leve. Affinché la deambulazione proceda con la giusta successione di movimenti ritmici e alternati, i muscoli devono attivarsi in precisi momenti all'interno del ciclo del passo. Nell'analisi del cammino i muscoli generalmente presi in considerazione per l'identificazione degli istanti di onset e offset delle attivazioni sono:

-Tibiale anteriore: è il muscolo più mediale dei quattro muscoli anteriori della gamba ed è adibito alla flessione dorsale e all'azione di supinazione. Tra i muscoli responsabili della flessione dorsale presenta la sezione trasversale più larga. Il tibiale anteriore prevede due attivazioni per ogni ciclo del passo, la prima è compresa tra 0-10% del ciclo del passo e la seconda tra il 60 e 100%. Nella prima attivazione, l'azione del tibiale anteriore incrementa in modo marcato la sua intensità durante la risposta al carico per poi diminuire rapidamente e terminare all'inizio della fase di appoggio medio. Questo andamento permette al muscolo di stabilizzare l'articolazione subtalare e di frenare la velocità di flessione plantare passiva. La seconda attivazione inizia nella fase di pre-oscillazione e si intensifica durante l'oscillazione iniziale per realizzare il sollevamento del piede da terra. L'azione muscolare continua poi anche durante le ultime due fasi di oscillazione e incrementa nuovamente nella fase finale dell'appoggio terminale per posizionare correttamente il piede per il successivo periodo di appoggio.

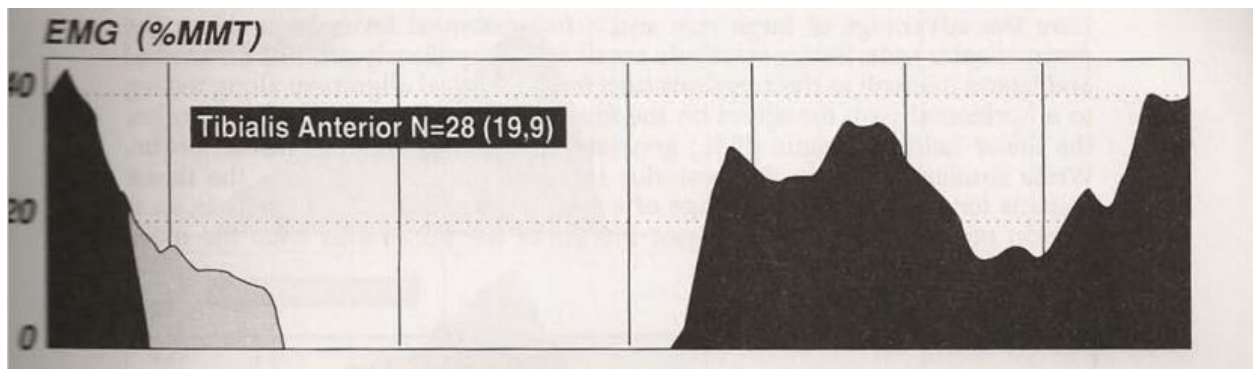


Figura 2.4. Attivazione durante la camminata del muscolo tibiale anteriore. Intensità data come percentuale del valore massimo del test muscolare manuale (%MMT) ed espressa in funzione della percentuale di GC. L'area grigio scuro indica il modello di attività della maggior parte dei soggetti. L'area grigio chiaro indica attività meno frequente. Le barre verticali designano le divisioni della fase dell'andatura. N = numero di campioni inclusi nei dati [1].

-Soleo: fa parte del tricipite della sura, è situato al livello del polpaccio e, godendo di una larga sezione, ne costituisce insieme al gastrocnemio la maggior parte. La sua funzione è quella di flessore plantare. L'azione del muscolo soleo inizia verso la fine della fase di risposta al carico, incrementa velocemente e continua durante l'appoggio medio con lo scopo di frenare la velocità di avanzamento della tibia. Con l'inizio dell'appoggio terminale l'attività muscolare cresce fortemente in ampiezza fino a raggiungere il picco al 45% del ciclo del passo. A questo punto l'azione del soleo diminuisce rapidamente arrivando a zero in corrispondenza dell'inizio della fase di pre-oscillazione (duplice appoggio terminale).

-Gastrocnemio: è costituito da due ventri muscolari, uno mediale e uno laterale, chiamati gemelli e a sua volta costituisce, insieme al muscolo soleo, il tricipite della sura. È il più superficiale dei muscoli della regione posteriore della gamba. I tendini dei gemelli si uniscono a quello del muscolo soleo per formare il tendine di Achille, che si inserisce sulla tuberosità del calcagno, nella sua parte posteriore. La funzione primaria del gastrocnemio è di flessore plantare, oltre a questa però ha anche una funzione secondaria di flessore della gamba sulla coscia e cioè di flessore del ginocchio. L'attività del gastrocnemio inizia con un leggero ritardo di circa il 5% del ciclo del passo rispetto a quella del soleo e, sempre rispetto a quest'ultimo, il suo incremento durante l'appoggio medio è più lento e meno intenso. Con l'inizio dell'appoggio terminale, la sua azione cresce rapidamente in intensità fino a raggiungere il picco in corrispondenza del 40% del ciclo del passo. Cessato l'incremento, segue una fase di declino altrettanto rapida che termina poco dopo l'inizio della pre-oscillazione.

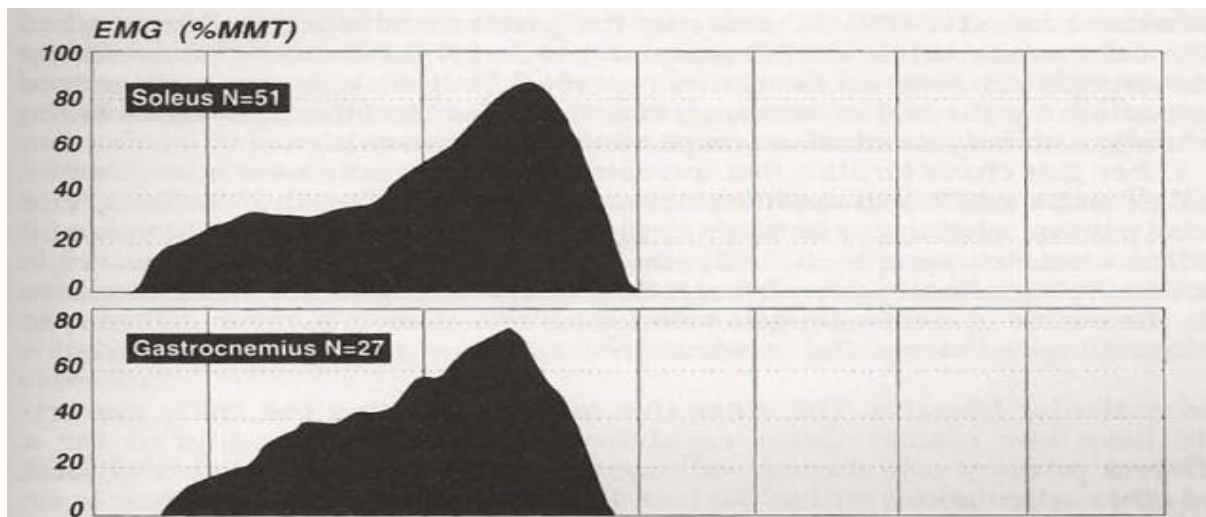


Figura 2.5. Attivazione durante la camminata dei muscoli soleo e gastrocnemio. Intensità data come percentuale del valore massimo del test muscolare manuale (%MMT) ed espressa in funzione della percentuale di GC. L'area grigio scuro indica il modello di attività della maggior parte dei soggetti. L'area grigio chiaro indica attività meno frequente. Le barre verticali designano le divisioni della fase dell'andatura. N = numero di campioni inclusi nei dati [1].

-Vasto mediale: è uno dei quattro capi che formano il muscolo quadricipite femorale, è collocato nella parte anteriore della coscia e, attraverso un tendine comune agli altri capi, si inserisce a livello della rotula. La sua attività, come quella degli altri vasti, comincia a circa il 90% del ciclo del passo durante l'oscillazione terminale per completare l'estensione del ginocchio necessaria per il contatto iniziale con il tallone. L'intensità dell'azione muscolare cresce rapidamente e giunge ad un picco in corrispondenza della fase di risposta al carico (5% del ciclo del passo) per poi diminuire con l'inizio della fase di appoggio medio e cessare del tutto a circa il 15% del ciclo del passo. La contrazione dei vasti durante la risposta al carico limita la flessione del ginocchio e permette di assorbire l'urto, proteggendo l'articolazione dalla forza risultante dall'impatto con il suolo.

-Retto femorale: è un muscolo del compartimento anteriore della coscia nonché una delle quattro unità muscolari che costituiscono il quadricipite femorale. Il retto femorale è un muscolo bi-articolare e cioè, agisce a livello di due articolazioni come flessore d'anca ed estensore del ginocchio. L'azione muscolare è molto differente rispetto a quella dei vasti sia in termini di tempistiche che di intensità. Questo muscolo, infatti, prevede un solo intervallo di attivazione muscolare piuttosto ristretto e di scarsa intensità, compreso tra il 56% e il 64% del ciclo del passo, nelle fasi di pre-oscillazione tardiva e di prima oscillazione iniziale. La sua contrazione collabora, assieme agli altri capi del quadricipite, all'estensione della gamba nell'azione di spinta posteriore ed inoltre permette di flettere la coscia per il sollevamento dell'arto in avanti.



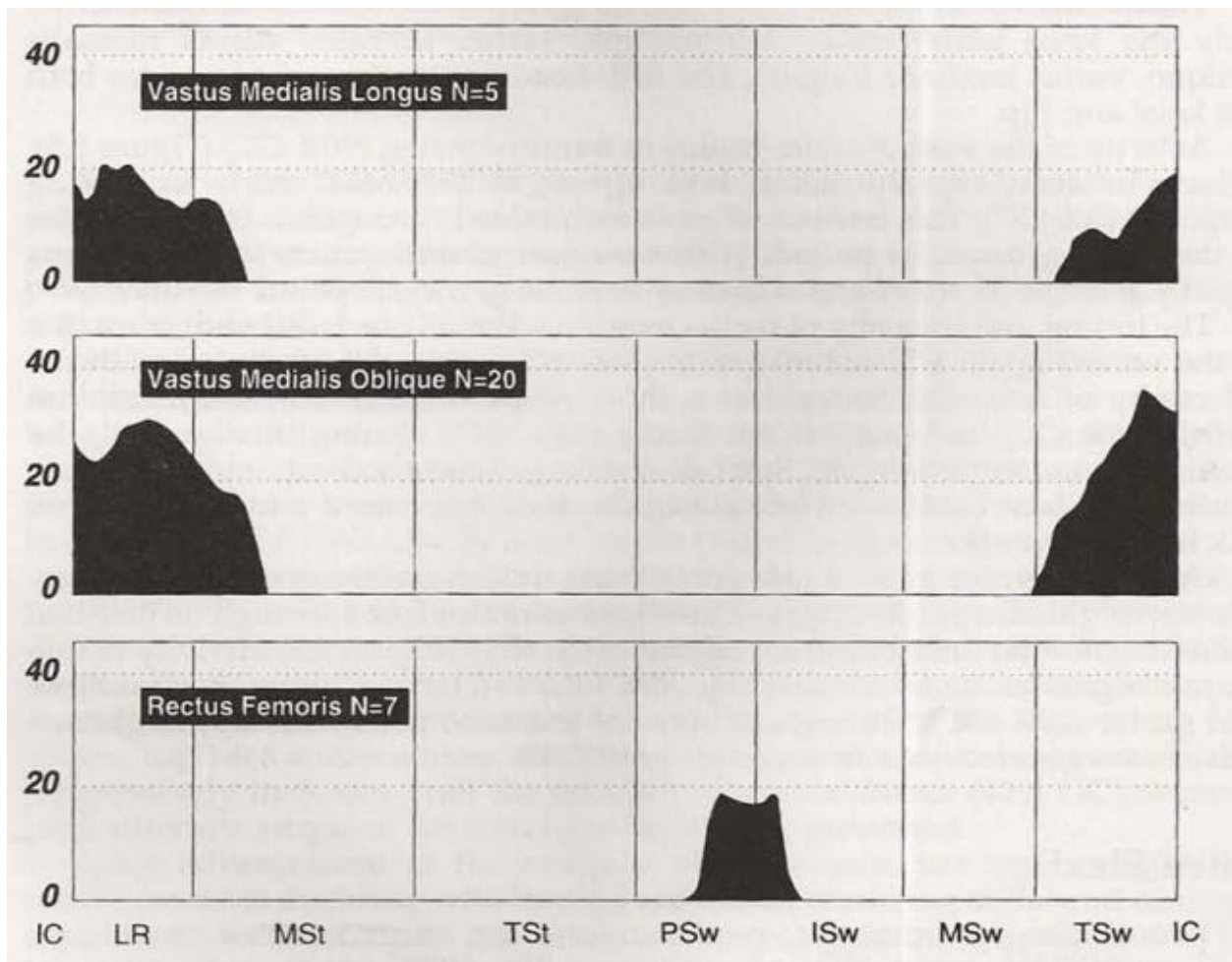


Figura 2.6. Attivazione durante la camminata dei muscoli vasto mediale e retto femorale. Intensità data come percentuale del valore massimo del test muscolare manuale (%MMT) ed espressa in funzione della percentuale di GC. L'area grigio scuro indica il modello di attività della maggior parte dei soggetti. L'area grigio chiaro indica attività meno frequente. Le barre verticali designano le divisioni della fase dell'andatura. N = numero di campioni inclusi nei dati [1].

-Bicipite femorale: è composto da due capi muscolari, il capo lungo e il capo corto. Quest'ultimo garantisce, insieme al muscolo popliteo, flessione attiva del ginocchio. Il capo corto è principalmente attivo durante l'oscillazione iniziale e media (65-85% del ciclo del passo), può però presentare di rado una seconda attivazione nella fase di appoggio terminale (32-45% del ciclo del passo). Il capo lungo copre l'intera estensione della coscia e funge, oltre che da flessore del ginocchio, da estensore d'anca. Prevede un'attivazione muscolare che inizia dall'oscillazione media tardiva e continua fino alla fase di risposta al carico, garantendo controllo della flessione dell'anca e impedendo eccessiva iperestensione del ginocchio. I contenuti proposti in questo capitolo sono stati rielaborati da [1] e [15].

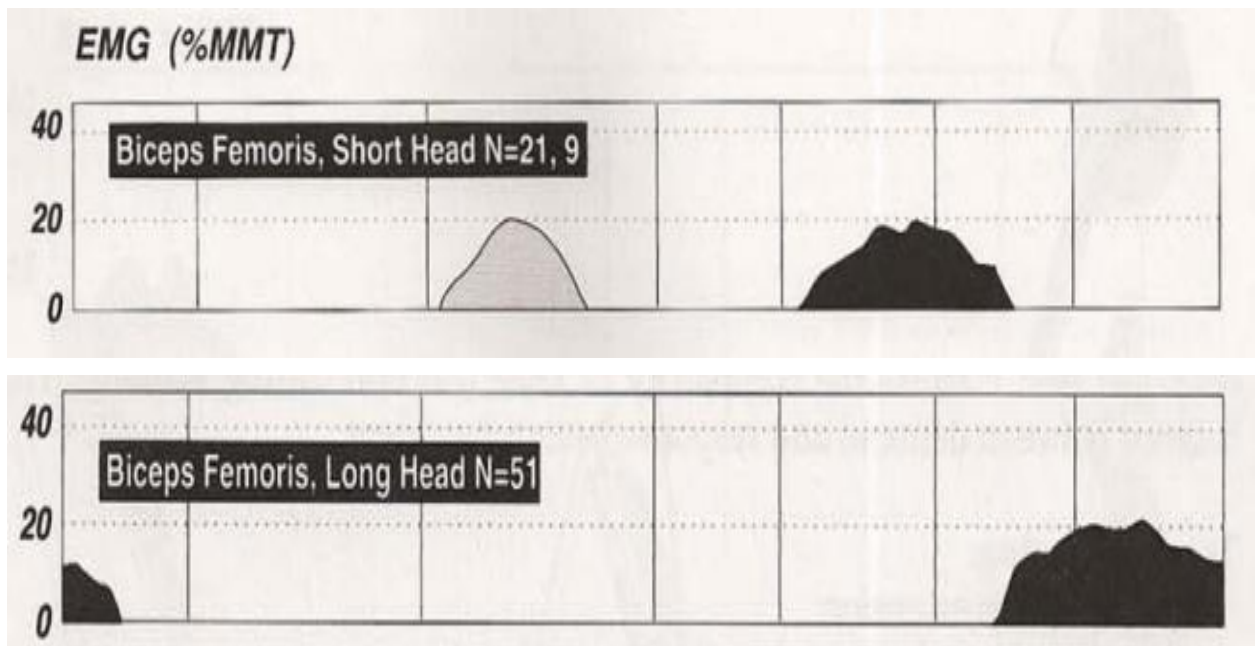


Figura 2.7. Attivazione durante la camminata del muscolo bicipite femorale. Intensità data come percentuale del valore massimo del test muscolare manuale (%MMT) ed espressa in funzione della percentuale di GC. L'area grigio scuro indica il modello di attività della maggior parte dei soggetti. L'area grigio chiaro indica attività meno frequente. Le barre verticali designano le divisioni della fase dell'andatura. N = numero di campioni inclusi nei dati [1].

# CAPITOLO 3 - Materiali e metodi

## 3.1 SOGGETTI

Per il presente studio, sono stati reclutati quindici soggetti adulti e sani di cui otto sono donne e i restanti uomini. I partecipanti scelti presentano le seguenti caratteristiche medie: età  $23.7 \pm 2.1$  anni; altezza  $172.1 \pm 11.3$  cm; peso  $61.7 \pm 12.9$  kg e indice di massa corporea (BMI)  $20.6 \pm 2.1$   $\text{kg} \times \text{m}^{-2}$ . Sono stati scartati i soggetti obesi e sovrappeso ( $\text{BMI} > 25$   $\text{kg} \times \text{m}^{-2}$ ) e quelli affetti da condizioni patologiche, dolori articolari o che sono stati sottoposti a chirurgia ortopedica. I dati sperimentali utilizzati sono stati presi dal dataset ottenuto presso il Movement Analysis Lab, Università Politecnica delle Marche, Ancona, Italia. Si sono scelti quindici dei trenta soggetti i cui segnali sono registrati nel database. I dati sono liberamente accessibili consultando l'archivio pubblico di dati di ricerca medica, PhysioNet [16],[17],[18].

## 3.2 ACQUISIZIONE DEL SEGNALE

I dati di interesse relativi ai soggetti in esame sono stati ottenuti utilizzando il sistema Step32 (frequenza di campionamento: 2000 Hz; risoluzione: 12 bit). Step32 è un sistema elettromedicale per l'analisi statistica del cammino e permette di acquisire simultaneamente fino a 32 canali: 16 provenienti da sensori posizionati sul paziente e altri 16 canali provenienti da altri dispositivi, quali ad esempio pedane di forza [19]. Per l'acquisizione dei segnali sEMG, ai partecipanti sono stati applicati elettrodi differenziali sul muscolo gastrocnemio laterale sinistro, seguendo le raccomandazioni SENIAM per l'orientamento e la posizione degli elettrodi sui muscoli rispetto ai tendini e direzione delle fibre. I segnali relativi al contatto piede-pavimento invece, sono stati rilevati tramite tre sensori basografici posti sotto il tallone, sulla prima e sulla quinta testa metatarsale di ciascun piede e sono stati processati per permettere la suddivisione in passi del segnale. Posizionati i sensori, ai soggetti è stato chiesto di camminare a piedi nudi, alla propria andatura naturale per cinque minuti, seguendo una traiettoria a forma di otto che implica naturale decelerazione, accelerazione e inversione. La presente ricerca è stata condotta in conformità con i principi della dichiarazione di Helsinki e approvata da un comitato istituzionale di esperti.

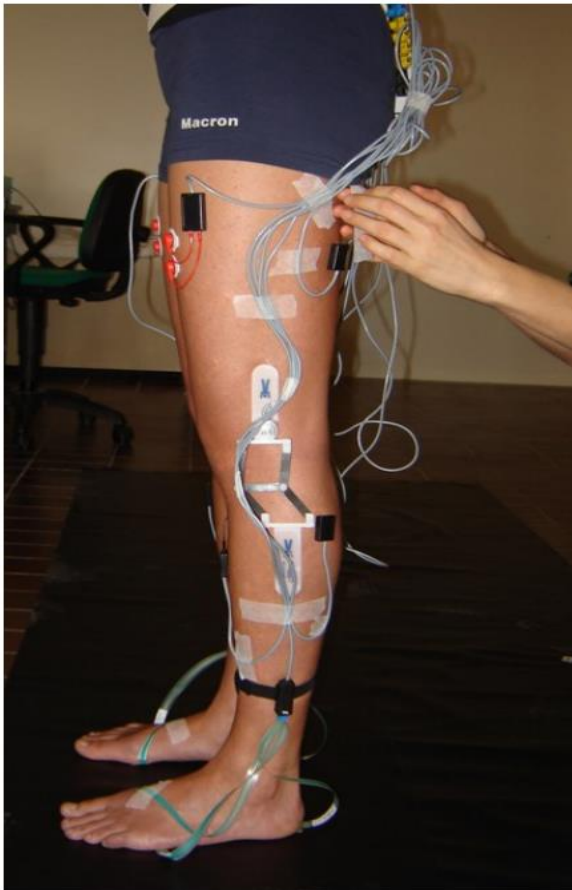


Figura 3.1. Sonde EMG di superficie

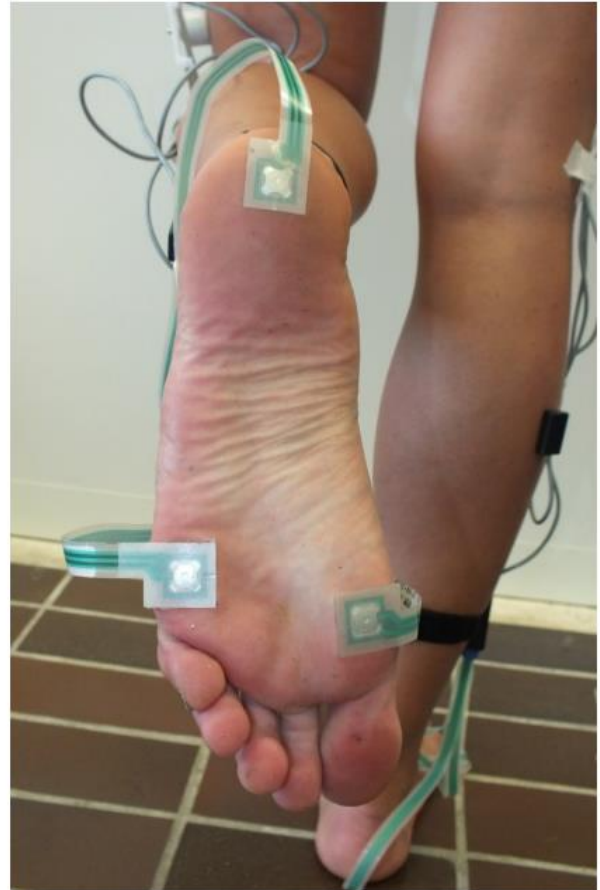


Figura 3.2. Sensori basografici posti sul piede

### 3.3 ELABORAZIONE DEL SEGNALE

L'elaborazione inizia a partire dai segnali acquisiti per ciascun soggetto dal sensore basografico per poter effettuare la divisione in passi. Il segnale basografico viene quantizzato due volte, la prima quantizzazione divide il segnale in otto livelli invece, la seconda li riduce a quattro. Ciascun livello corrisponde a una specifica fase del contatto piede-suolo: frenata (heel strike), appoggio piatto (foot contact), spinta (push-off) e oscillazione (swing) [20].

Si procede poi con la divisione in passi, poiché i soggetti in questione sono tutti soggetti sani, è possibile identificare l'inizio del passo con l'inizio della fase di 'heel strike' e la fine con l'inizio della fase di 'heel strike' del passo successivo. Individuati i passi, si sceglie il segnale del muscolo di interesse (nello specifico, in questa trattazione si è utilizzato il segnale del muscolo gastrocnemio laterale sinistro) per poi filtrarlo con un Butterworth tra 20 e 450 Hz e sottoporlo a successivo processamento attraverso due distinte metodologie basate su involuppo lineare e trasformata wavelet continua.

### 3.3.1 INVILUPPO LINEARE

La tecnica maggiormente impiegata per estrarre informazioni dalla forma d'onda del segnale sEMG è l'inviluppo lineare. Questa tecnica di processamento permette di ridurre notevolmente il contenuto in frequenza del segnale e quindi di abbassare la frequenza di campionamento e l'occupazione di memoria. Inoltre, facilita l'interpretazione del segnale e l'identificazione delle attivazioni muscolari. Per ottenere l'inviluppo lineare, il segnale elettromiografico di ciascun soggetto è dapprima rettificato e poi filtrato con un filtro Butterworth passa-basso a 5 Hz al fine di ridurre gli artefatti nel segnale. Per ciascun soggetto vengono scelti arbitrariamente 15 passi e, per ognuno di essi, si calcolano i picchi dell'inviluppo lineare attraverso la funzione Matlab 'findpeaks' che restituisce campioni e ampiezze dei picchi. I contenuti proposti da questo paragrafo sono stati rielaborati da [14]

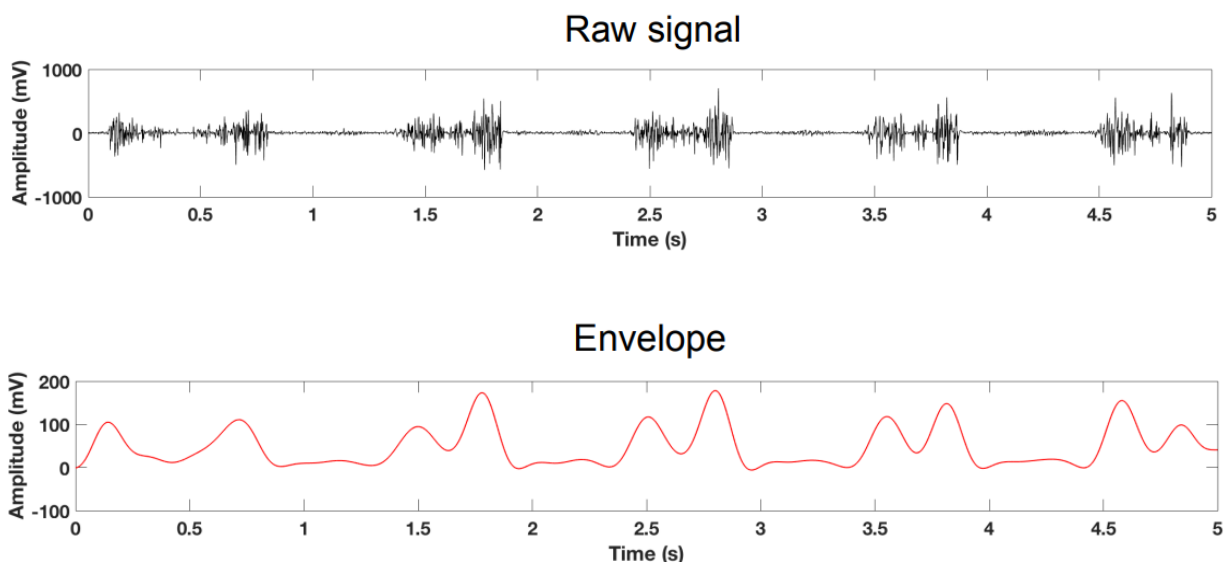


Figura 3.3. Inviluppo lineare di un segnale sEMG

### 3.3.2 TRASFORMATATA WAVELET CONTINUA (CWT)

La trasformata wavelet continua permette di individuare le variazioni temporali del contenuto in frequenza di segnali non stazionari, conservandone la risoluzione del segnale sia in tempo che in frequenza [21]. L'analisi wavelet rappresenta un segnale come la somma pesata di versioni scalate e spostate di una funzione caratteristica nota come 'wavelet madre'. Le funzioni wavelet sono spesso asimmetriche ed irregolari e permettono quindi una migliore rappresentazione dei segnali che presentano rapidi cambiamenti [22]. Il risultato ottenuto dall'applicazione della trasformata

wavelet continua è una serie di coefficienti che sono funzione della scala e della posizione temporale [21]. Con le funzioni wavlet si ottiene una rappresentazione bidimensionale del segnale in cui la fenestrazione del piano scala-tempo è costituita da rettangoli di dimensioni variabili: a scale alte corrispondono finestre temporali più larghe invece, a scale basse corrispondono finestre temporali più strette.

La CWT di un sEMG è definita matematicamente come:

$$CWT_{sEMG}(a, b) = \int sEMG(t)\psi_{a,b}^*(t)dt \quad a \neq 0 \quad (1)$$

dove  $\psi$  è la wavelet madre ottenuta come:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2)$$

dove  $a$  è il parametro di scala responsabile dell'ampiezza delle finestre e  $b$  è il parametro di traslazione e identifica la posizione temporale della finestra. Nel presente studio, la trasformata wavelet è stata applicata utilizzando una wavlet madre appartenente alla famiglia delle wavlets Daubechis di ordine 4 con 8 livelli di decomposizione (db4). La scelta è stata effettuata sulla base del fatto che le wavlets Daubechies sono adatte per l'individuazione di cambiamenti nel segnale e poiché la loro forma è simile a quella dei potenziali d'azione di un'unità motoria.

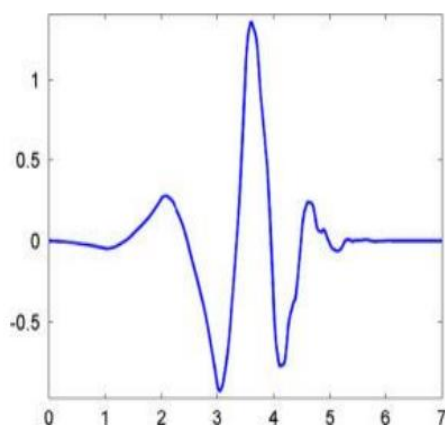


Figura 3.4. Illustrazione Wavelet madre 'db4'.

All'interno dell'algoritmo utilizzato per il processamento dei segnali, la trasformata wavlet continua viene utilizzata inizialmente per rimuovere il rumore dai segnali sEMG (denoising). In seguito, la CWT è impiegata per realizzare la decomposizione multiscala del segnale: ad ogni scala

il segnale viene decomposto in componenti elementari con contenuto in frequenza che cresce al crescere della scala. Si ottengono i coefficienti desiderati funzione della scala e della posizione e, da questi, si ricavano anche i coefficienti dello scalogramma. La funzione scalogramma è definita come il quadrato del valore assoluto dei coefficienti CWT. Tale funzione viene utilizzata per identificare la localizzazione dell'energia del segnale sEMG nel dominio tempo-frequenza [21]. La localizzazione nel tempo della massima densità di energia può essere interpretata come l'intervallo temporale durante il quale il muscolo è maggiormente reclutato. Invece, la localizzazione in frequenza della massima densità di energia corrisponde alla banda in frequenza dove il segnale sEMG mostra il massimo contenuto in frequenza [23]. Calcolati i coefficienti, l'asse dei campioni viene convertito in un asse che rappresenta la percentuale del ciclo del passo. Successivamente, l'algoritmo procede al calcolo del valore di picco della densità d'energia del segnale e permette di impostare arbitrariamente una soglia sull'intensità del segnale. Questa soglia viene inizialmente settata all'1% del valore di picco dell'attivazione e permette di eliminare la porzione di segnale che risulta inferiore a tale soglia. Quello che si assume è che gli istanti di onset e offset delle attivazioni muscolari possano essere identificati come l'inizio e la fine degli intervalli temporali dove lo scalogramma è superiore all'1% del valore di picco della densità di energia [7]. L'applicazione di questa soglia permette quindi di ottenere un vettore contenente gli istanti di tempo in termini di percentuale di ciclo del passo in cui viene registrato un valore superiore alla soglia stessa e un vettore con i corrispondenti valori di frequenza. A questo punto, dal vettore ottenuto si ricava una matrice le cui righe contengono l'istante di onset e offset di ciascuna attivazione muscolare, considerando come appartenenti alla stessa attivazione i valori registrati in istanti di tempo molto vicini, in questo caso inferiori al 3% del ciclo del passo. Segue l'azzeramento e l'eliminazione delle attivazioni di durata inferiore al 3% GC, considerate come false attivazioni in quanto intervalli temporali in cui il muscolo viene reclutato per meno di 30 ms non hanno alcun effetto nel controllo della mobilità articolare [7]. L'algoritmo termina con una sezione dedicata alla creazione, per soggetto, di una tabella da esportare in Excel contenente tutti i quindici passi selezionati e per ciascuno di essi gli istanti temporali di onset e offset e i valori di frequenza minima e massima di ogni attivazione muscolare. Ottenute le finestre di attivazione muscolare, il procedimento viene ripetuto per tutti i passi di ciascun soggetto in esame ponendo la soglia prima al 50% e poi al 72%, ma saltando il passo in cui si eliminano gli intervalli con durata inferiore al 3% GC poiché aumentando la soglia, gli intervalli si restringono notevolmente. Si ottengono quindi i sotto intervalli che contengono i soli istanti temporali in cui il segnale supera il 50% e il 72% del picco di densità di energia. La scelta del 72% non è casuale, infatti, la localizzazione della massima densità di energia è stata identificata come l'intervallo in tempo-frequenza dove lo

scalogramma supera il 72% del valore di picco della densità di energia sia nel dominio del tempo che in quello della frequenza [23].

### **3.3.3 CONFRONTO TRA METODICHE**

Processato il segnale, si procede poi calcolando il numero di picchi dell'involuppo lineare che cadono all'interno delle finestre di attivazione muscolare e dei sotto intervalli ottenuti con soglia al 50% e al 72%, verificando che il campione, in termini di percentuale GC, associato al picco specifico sia compreso tra gli istanti temporali iniziali e finali di ciascun intervallo e sotto intervallo per il passo in questione. In seguito, si realizza per ciascun passo un grafico che rappresenta l'involuppo del segnale, con relativi intervalli, sotto intervalli e picchi che vi cadono dentro, e il segnale stesso filtrato e rettificato. L'elaborazione termina con la rappresentazione grafica dei dati ottenuti come media sul singolo e come media sulla popolazione. I dati in questione sono ottenuti per il singolo, come rapporto percentuale tra il numero totale, su tutti i passi, di picchi compresi all'interno degli intervalli di attivazione e delle finestre con soglia al 50% e 72% e il numero totale di attivazioni rilevate tramite CWT (soglia 1%). Per quanto riguarda i dati medi sulla popolazione invece, si ricavano le medie e le rispettive deviazioni standard, per valore di soglia, delle percentuali calcolate precedentemente per ciascun soggetto.

### **3.3.4 STATISTICA**

Infine, viene valutata la differenza statistica tra le distribuzioni di dati appena ricavate. Inizialmente viene eseguito il test Shapiro-Wilk per valutare la normalità di ciascuna distribuzione di dati. In seguito, si applica l'ANOVA test per verificare la significatività della differenza tra i tre campioni qualora fossero distribuiti normalmente. Allo stesso modo, viene applicato il test di Kruskal-Wallis per verificare la significatività della differenza tra i tre campioni qualora non fossero distribuiti normalmente. La significatività statistica è posta al 5%.



## CAPITOLO 4 - Risultati

Terminata l'elaborazione del segnale, prendendo in considerazione il segnale prodotto dal muscolo gastrocnemio laterale sinistro, per ciascun passo di ogni soggetto si ottiene:

- l'involuppo lineare con l'identificazione dei picchi associati
- gli intervalli di attivazione muscolare calcolati tramite CWT e due serie di sottointervalli calcolati sempre tramite CWT, considerando solo le fasi del ciclo del passo in cui il segnale supera una percentuale del picco della densità di energia del segnale fissata al 50% e al 72%, rispettivamente.
- i picchi dell'involuppo che cadono all'interno degli intervalli temporali calcolati come descritto al punto precedente.
- un grafico Matlab costituito da due figure, la prima rappresenta l'involuppo lineare del passo normalizzato e su questa sono rappresentati gli intervalli di attivazione muscolare e i sotto intervalli come rettangoli la cui ampiezza individua la durata temporale in termini di percentuale del ciclo del passo. I rettangoli presentano un colore diverso a seconda del valore della soglia selezionata e in particolare: il blu è utilizzato per gli intervalli di attivazione (soglia all'1%), il rosso per la soglia al 50% e il verde per la soglia al 72%. Vengono infine rappresentati su questa prima figura i soli picchi dell'involuppo che cadono all'interno delle finestre di attivazione, che saranno quelli di cui terremo conto. La seconda immagine invece, raffigura, in funzione della percentuale del ciclo del passo, il segnale elettromiografico filtrato tra 20 e 450 Hz, pulito dal rumore tramite CWT e rettificato.

Oltre a questi risultati, sono stati realizzati due grafici semplificativi e riassuntivi:

- un grafico Excel a barre che associa a ciascun soggetto tre colonne, una per soglia. Ogni colonna rappresenta in percentuale il rapporto tra il numero totale di picchi che cadono entro gli intervalli di attivazione e i sotto intervalli calcolati con la corrispondente soglia e il numero totale di attivazioni ottenute.
- un grafico Excel costituito da tre sole colonne, una per soglia, ognuna delle quali rappresenta il valor medio su tutti i soggetti, delle percentuali dei rapporti tra numero totale di picchi e attivazioni riportati nel grafico descritto al punto precedente. Ognuna delle colonne viene raffigurata con la rispettiva deviazione standard.

Analizziamo i risultati soggetto per soggetto, selezionando arbitrariamente un passo ciascuno. I grafici riportati fungono da esempio di ciò che si verifica durante un passo scelto in modo randomico per ognuno dei soggetti, perciò, non hanno velleità di essere completi ed esaustivi, ma forniscono semplicemente una dimostrazione visiva di come verranno poi calcolati i dati medi presentati in figura 5.16 per ogni singolo soggetto e in figura 5.17 come media sulla popolazione.

## SOGGETTO 1

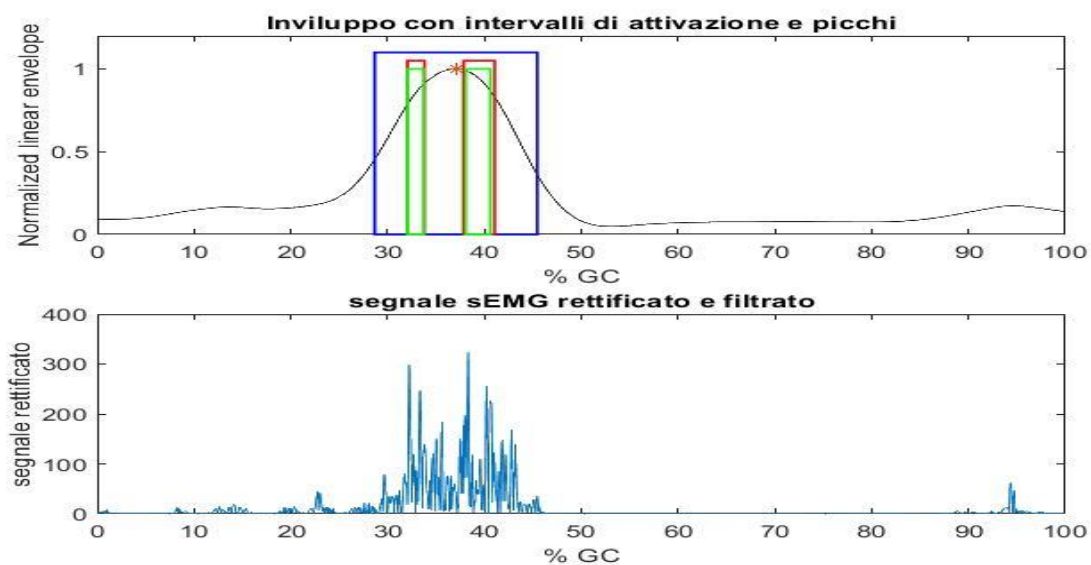


Figura 4.1. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 1). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

In questa immagine possiamo visionare l'inviluppo relativo al passo selezionato per il soggetto 1 e si osserva come all'interno della singola finestra di attivazione ([28.7%-45.5%] GC) cada il picco dell'inviluppo posto in corrispondenza del 37.1% GC. Per quanto riguarda i sotto intervalli ottenuti con soglia al 50% ([32.0%-33.8%], [37.85%-41.1%] GC) e 72% ([32.1%-33.7%], [38.1%-40.6%] GC) invece, il picco non rientra in tali finestre temporali. Ciò implica che in questo caso, nonostante l'inviluppo lineare sia affidabile nell'individuazione dell'intervallo di attivazione muscolare, non sia altrettanto idoneo nel momento in cui si va ad alzare la soglia passando al 50% e 72% e cioè considerando un maggior contenuto informativo del segnale. Il segnale sEMG rettificato e filtrato riportato nell'immagine al di sotto dell'inviluppo, permette di individuare visivamente le zone di maggiore attività muscolare e di verificarne la corrispondenza con quelle individuate dall'algoritmo CWT e dai picchi dell'inviluppo lineare.

## SOGGETTO 2

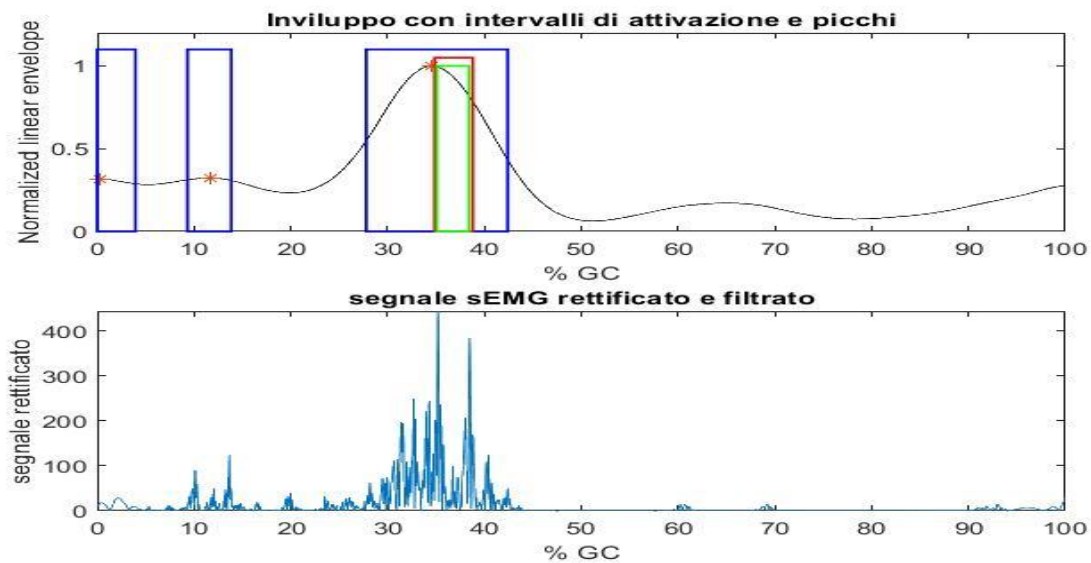


Figura 4.2. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 2). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

Nel passo selezionato per il secondo soggetto, gli intervalli d'attivazione muscolare sono tre ([0%-3.9%], [9.3%-13.8%], [27.8%-42.4%] GC) e per ciascuno di questi c'è un picco dell'inviluppo (0.2%, 11.6% e 34.6% GC) che vi cade dentro, garantendo quindi un'adeguata identificazione dell'attività muscolare. Tuttavia, nessuno dei tre picchi rientra nei sotto intervalli ottenuti impostando la soglia al valore di 50% ([34.9%-38.8%] GC) e 72% ([35.1%-38.4%] GC) del picco di densità di energia del segnale.

### SOGGETTO 3

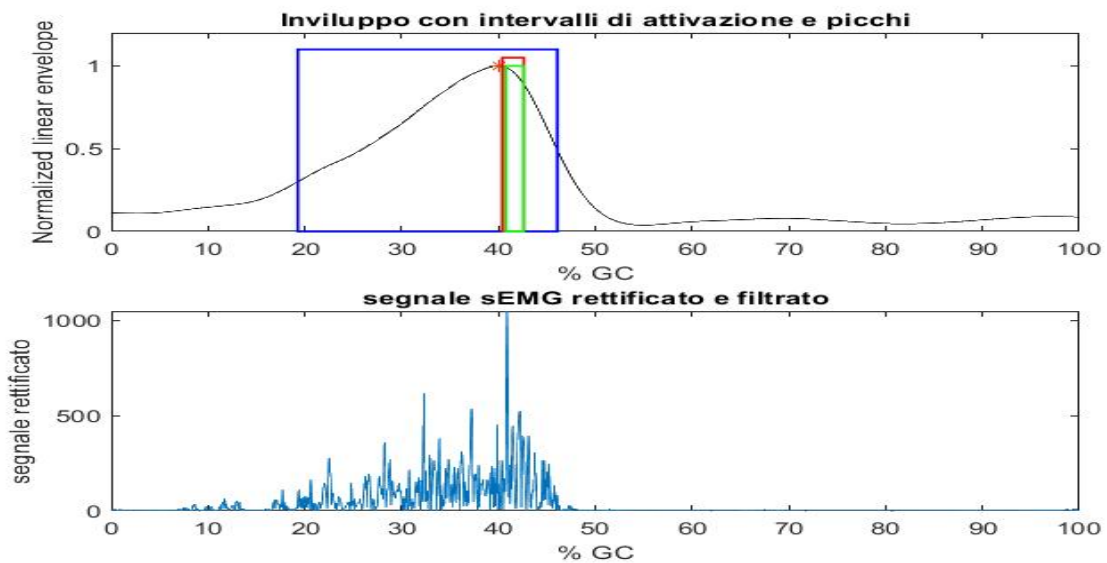


Figura 4.3. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 3). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano le attivazioni con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

Il passo raffigurato per il terzo soggetto è tale per cui si ottiene tramite CWT un solo intervallo per tutti e tre i valori di soglia selezionati. Nel caso della soglia all'1% un picco dell'inviluppo lineare (40.0% GC) cade all'interno della finestra di attivazione ([19.3%-46.1%] GC) ma, come nei soggetti precedenti, il picco non è compreso nei sotto intervalli calcolati con i valori di soglia al 50% ([40.4%-42.6%] GC) e 72% ([40.7%-42.6%] GC).

## SOGGETTO 4

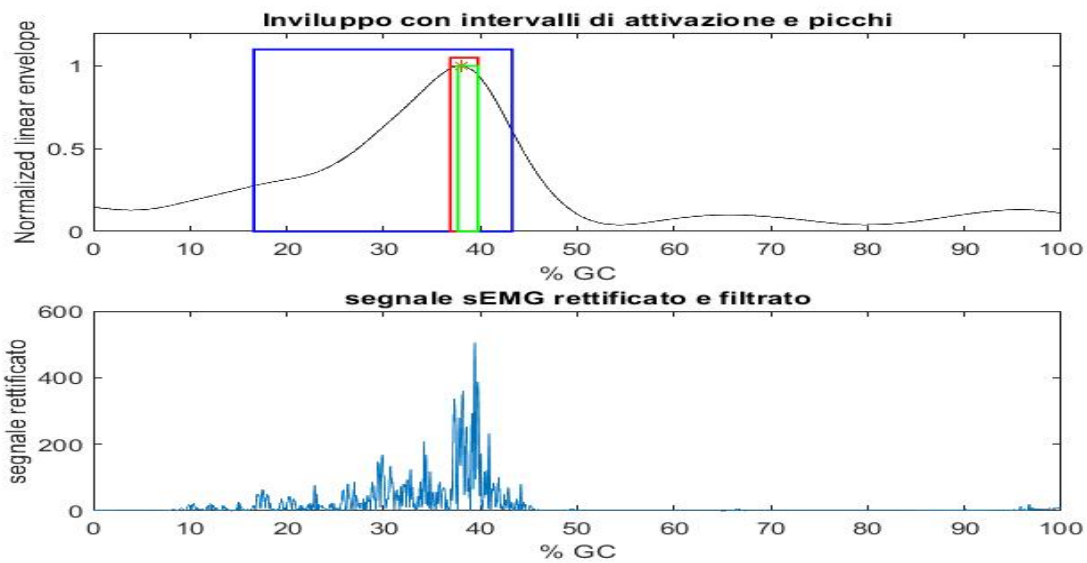


Figura 4.4. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 4). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

Il passo scelto per il soggetto 4 presenta anch'esso singoli intervalli rilevati per ciascun valore della soglia sull'intensità del segnale. In questo caso però, in tutte e tre gli intervalli ([16.6%-43.3%]; [36.9%-39.7%]; [37.7%-39.7%] GC) ricade il picco dell'inviluppo lineare situato al 38.0% del ciclo del passo. Questo vuol dire che il picco dell'inviluppo raffigurato è in grado di identificare correttamente l'attività muscolare rilevata da tutti i valori di soglia scelti.

## SOGGETTO 5

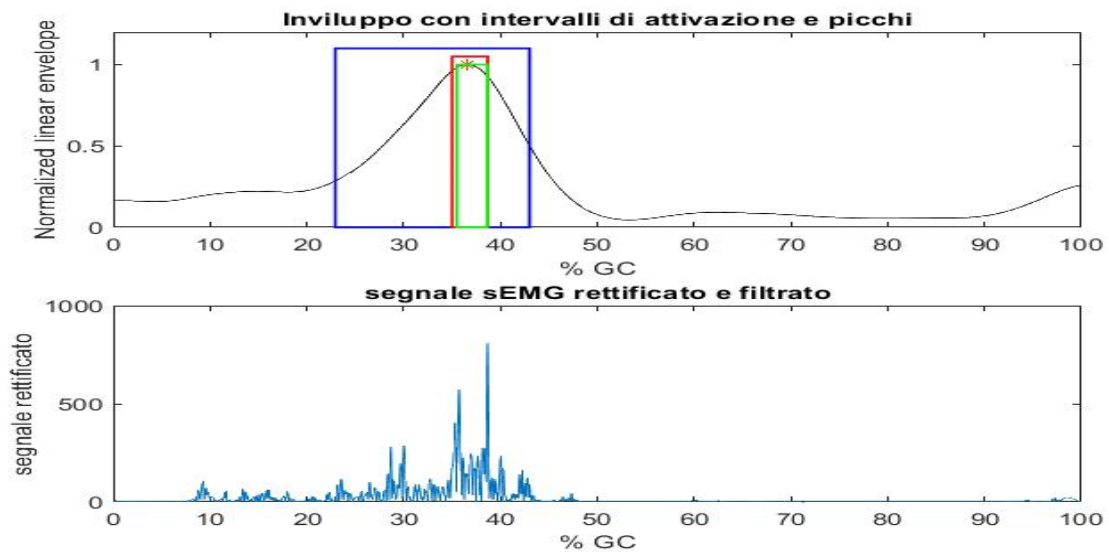


Figura 4.5. Involuppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 5). In figura, la linea nera continua rappresenta l'involuppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

Come per il soggetto precedente, anche qui per il passo scelto del soggetto 5 si ottengono tre intervalli temporali ( $[22.9\%-43.0\%]$ ;  $[35.0\%-38.7\%]$ ;  $[35.5\%-38.6\%]$  GC), uno per soglia, ciascuno dei quali comprende al proprio interno il picco dell'involuppo posto in corrispondenza del 36.6% del ciclo del passo.

## SOGGETTO 6

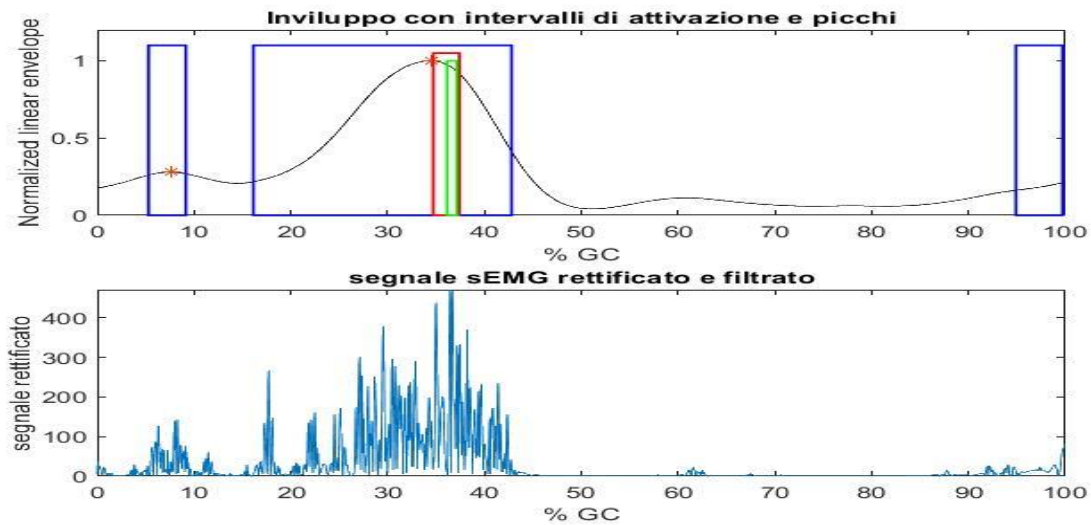


Figura 4.6. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 6). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

Dalla figura è possibile vedere come, per il soggetto in esame, l'applicazione della soglia all'1% del valore di picco della densità di energia del segnale abbia rilevato tre intervalli di attivazione ([5.3%-9.1%], [16.1%-42.8%], [94.9%-99.7%] GC) in due dei quali cadono rispettivamente un picco al 7.6% del ciclo del passo e uno al 34.5% del ciclo del passo. In questo caso quindi il calcolo dei picchi dell'inviluppo permette di individuare solamente due delle tre attivazioni rilevate tramite CWT. Per i valori di soglia del 50% ([34.7%-37.4%] GC) e 72% ([36.2%-37.1%] GC) gli intervalli si riducono a uno e all'interno di questi non cade alcun picco dell'inviluppo lineare del segnale.

## SOGGETTO 7

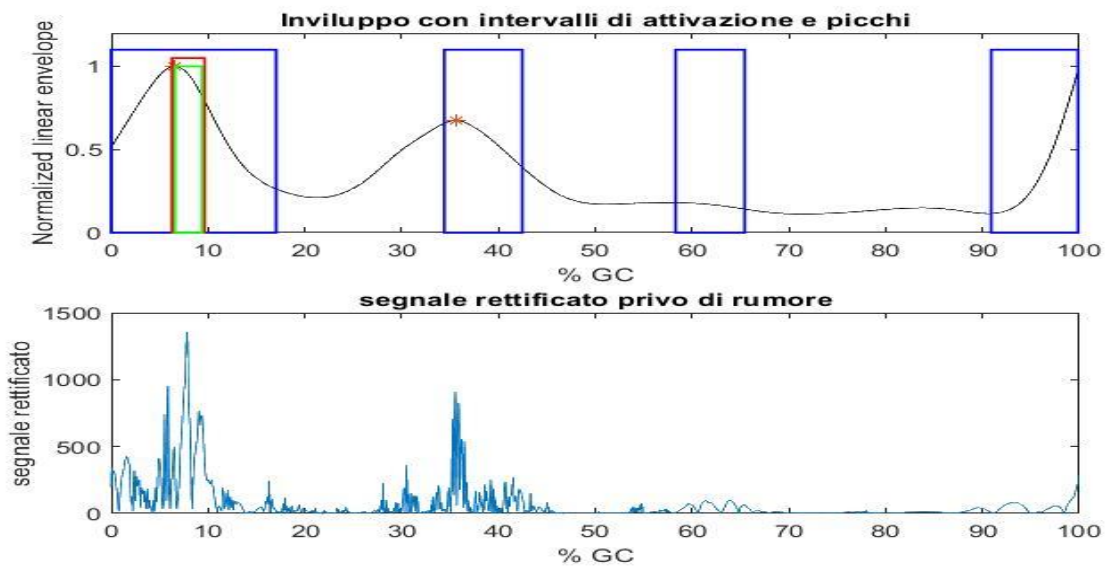


Figura 4.7. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 7). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

Nel passo scelto per il soggetto 7 le finestre di attivazione muscolare rilevate sono quattro ([0%-17.0%], [34.4%-42.5%], [58.3%-65.4%], [90.9%-99.9%] GC) e per due di queste c'è un picco dell'inviluppo lineare che vi cade all'interno (6.6%, 35.6% GC). Il primo, in termini di percentuale del ciclo del passo, tra i due picchi è quello che poi rientra nelle singole finestre temporali ottenute con soglia al 50% ([6.3%-9.7%] GC) e 72% ([6.6%-9.4%] GC).



## SOGGETTO 8

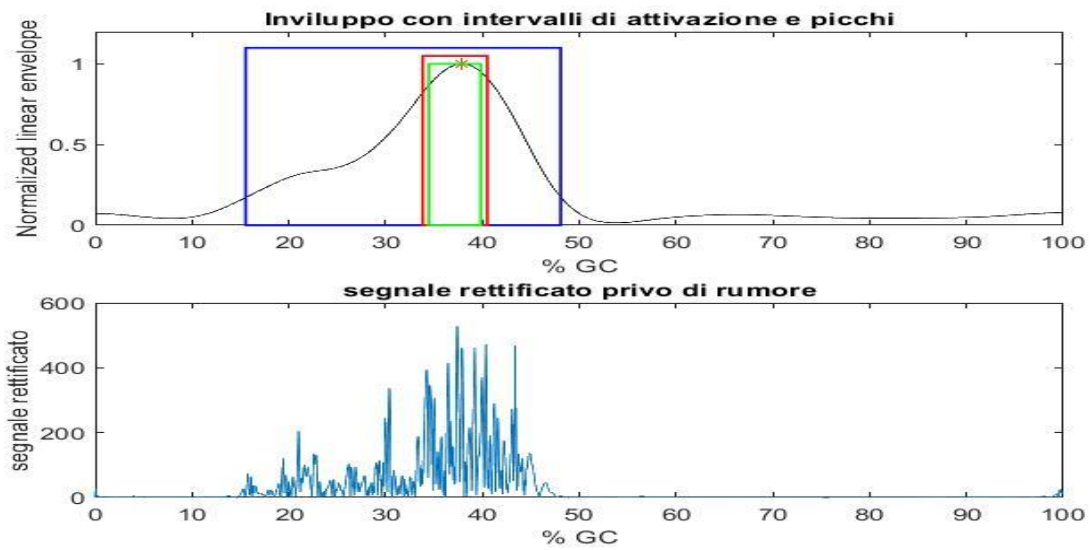


Figura 4.8. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 8). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

Il passo scelto per l'ottavo soggetto prevede tre finestre temporali ottenute tramite CWT, ognuna individuata da un distinto valore della soglia: 1% ([15.5%-48.1%] GC), 50% ([33.8%-40.5%] GC) e 72% ([34.5%-39.8%] GC). In tutti e tre gli intervalli rilevati cade il picco dell'inviluppo lineare del segnale che si trova al 37.9% del ciclo del passo.

## SOGGETTO 9

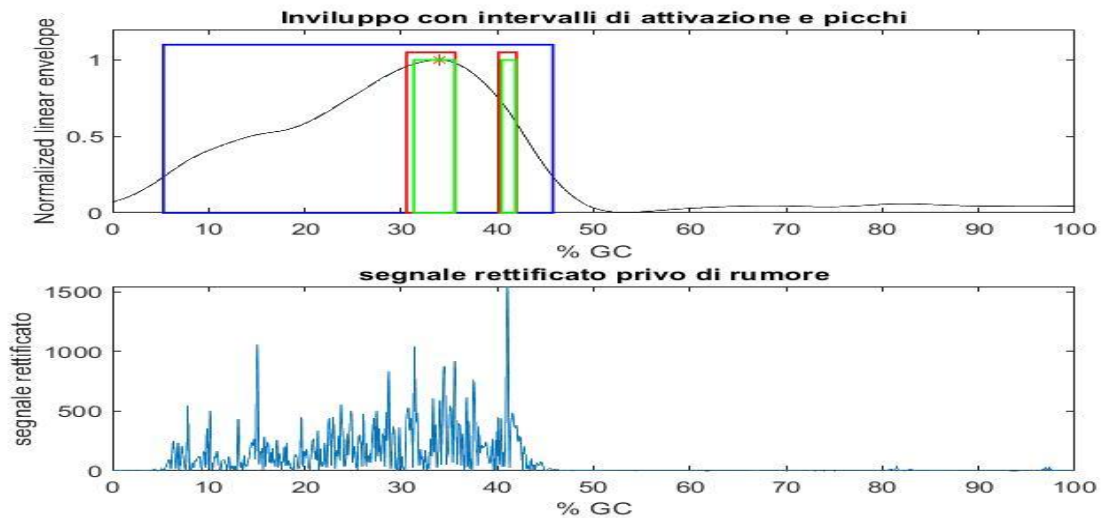


Figura 4.9. Involuppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 9). In figura, la linea nera continua rappresenta l'involuppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

In questa immagine vediamo come l'applicazione della soglia all'1% al passo selezionato per il nono soggetto, vada ad individuare un unico ampio intervallo di attivazione muscolare ([5.3%-45.8%] GC) all'interno del quale cade il picco dell'involuppo localizzato al 33.9% del ciclo del passo. L'intervallo che è unico nel caso di soglia minima viene splittato in due intervalli sia nel caso di soglia al 50% ([30.6%-35.6%], [40.1%-42.0%] GC) che nel caso del 72% ([31.3%-35.6%], [40.4%-41.9%] GC). Il picco dell'involuppo compreso nell'intervallo di attivazione cade nel primo dei due sotto intervalli individuati da entrambe le altre due soglie.

## SOGGETTO 10

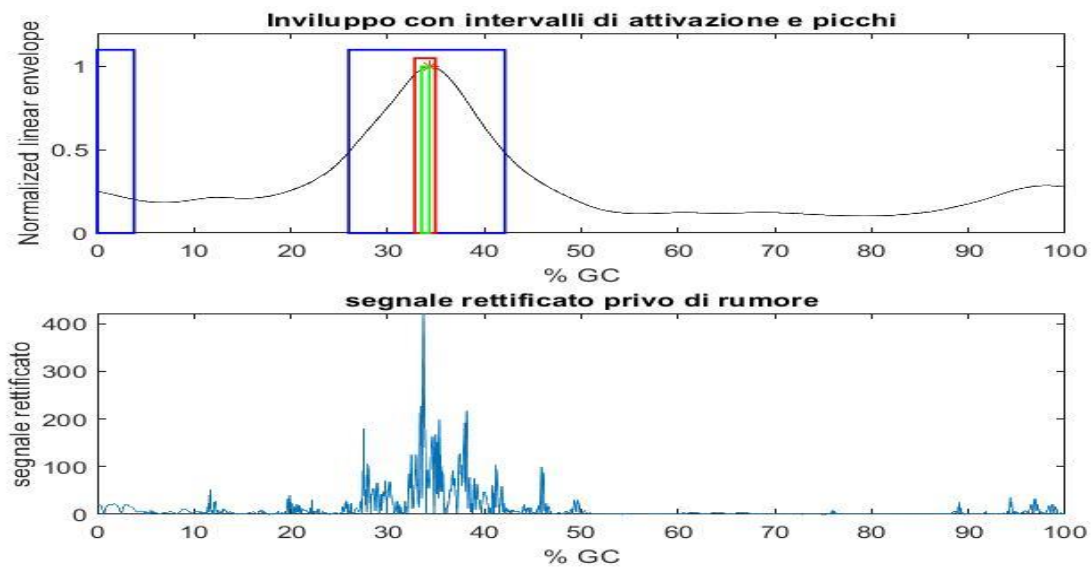


Figura 4.10. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 10). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

Il passo scelto per il soggetto 10 presenta due attivazioni muscolari ( $[0\%-3.8\%]$ ,  $[26.0\%-42.1\%]$  GC), queste due finestre si riducono ad una sia nel caso di soglia al 50% ( $[32.8\%-34.9\%]$  GC) che al 72% ( $[33.5\%-34.3\%]$  GC). Ponendo la soglia pari all'1% del picco di densità di energia del segnale, un solo picco dell'inviluppo (34.4% GC) cade nel secondo dei due intervalli d'attivazione rilevati. Questo picco è anche lo stesso che rientra nel singolo sotto intervallo individuato con soglia al 50% e 72%.

## SOGGETTO 11

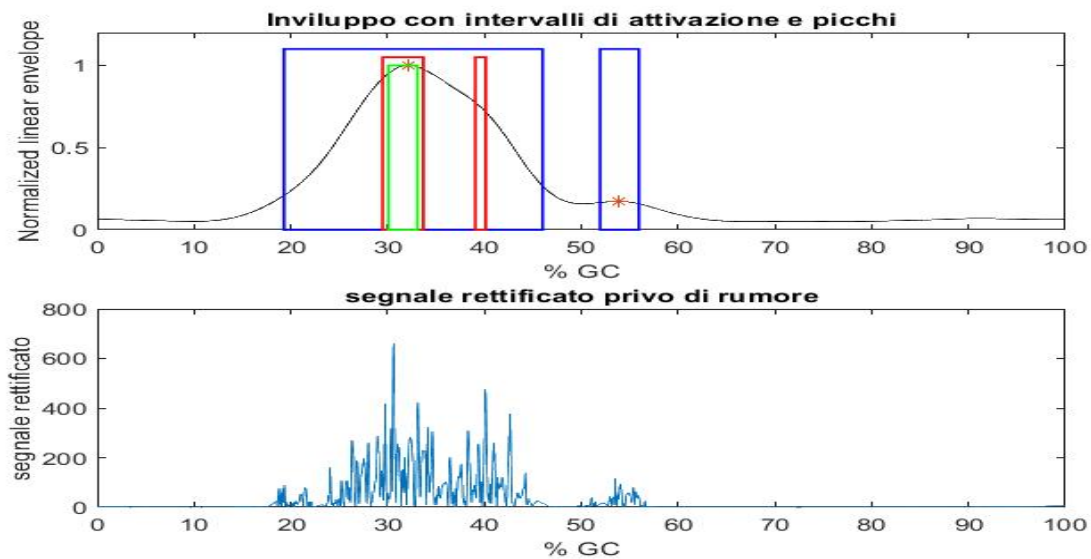


Figura 4.11. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 11). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

Nel passo selezionato per il soggetto 11, l'algoritmo con soglia impostata all'1% rileva due finestre d'attivazione muscolare ([19.3%-46.0%], [51.9%-56.0%] GC), in ognuna delle quali cade un picco dell'inviluppo lineare (32.2% e 53.8% GC) del segnale. Ponendo la soglia al 50%, il primo dei due intervalli di attivazione rilevati, viene splittato in due ([29.5%-33.7%], [39.0%-40.1%] GC). Dal grafico si vede come il picco dell'inviluppo posto al 32.2% del ciclo del passo cada all'interno del primo intervallo ottenuto con soglia al 50%. Per quanto riguarda la soglia al 72%, la finestra temporale diventa una sola ([30.1%-33.1%] GC) ed ingloba anch'essa il picco in corrispondenza del 32.2% GC.

## SOGGETTO 12

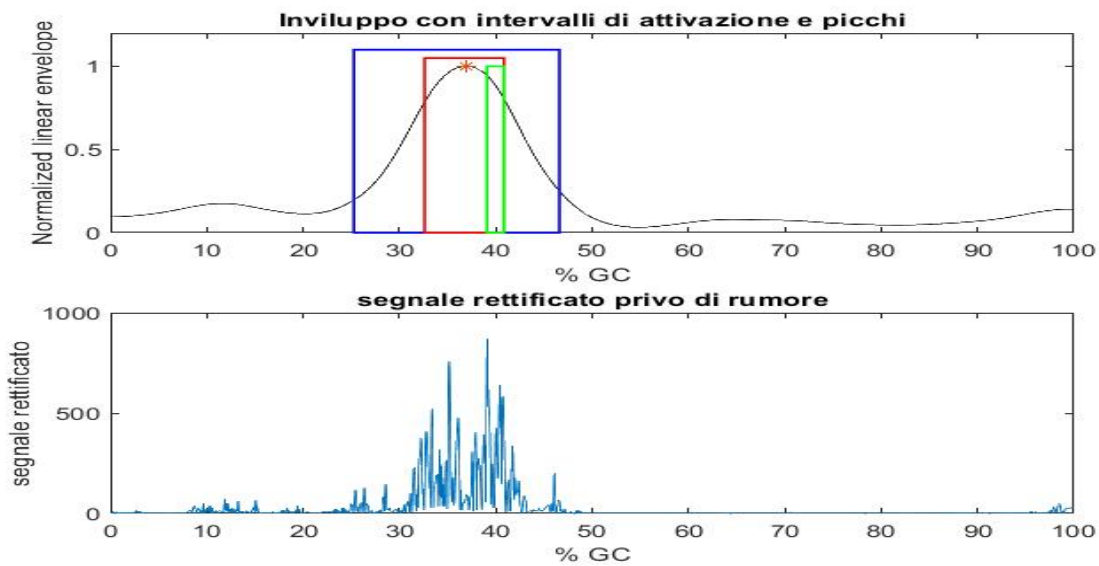


Figura 4.12. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 12). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

Il passo selezionato per il soggetto 12 prevede tre finestre temporali rilevate, una per soglia. Sia l'intervallo di attivazione ([25.3%-46.6%] GC) che quello che si ottiene con soglia al 50% ([32.6%-40.9%] GC) comprendono un picco dell'inviluppo lineare del segnale posto al 37.0% del ciclo del passo. Al contrario, la finestra rilevata con soglia al 72% ([39.1%-40.8%] GC) si restringe notevolmente ed è tale per cui il picco che cadeva negli altri due intervalli, in questo caso risulta fuoriuscire dall'intervallo ottenuto. Ciò implica che, sebbene il picco dell'inviluppo sia capace di individuare correttamente l'attivazione e l'attività muscolare rilevata con soglia posta al 50%, nel caso di soglia al 72% il picco non risulta altrettanto efficace.

## SOGGETTO 13

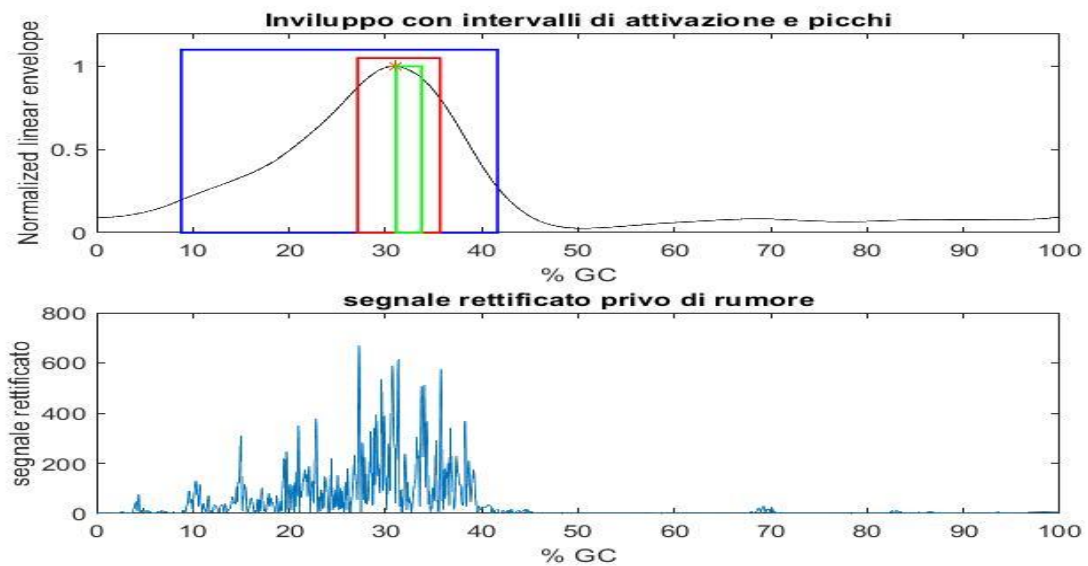


Figura 4.13. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 13). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

La figura rappresenta il passo scelto per il soggetto 13 ed evidenzia singole finestre temporali individuate dall'algoritmo per ciascun valore di soglia. Il caso in questione è analogo a quello del soggetto precedente, cioè si ha un picco dell'inviluppo (31.0% GC) che cade sia nella finestra di attivazione ([8.8%-41.6%] GC) che in quella con soglia al 50% ([27.1%-35.7%] GC), ma che non è compreso nella finestra ottenuta con soglia posta al 72% ([31.1%-33.8%] GC).

## SOGGETTO 14

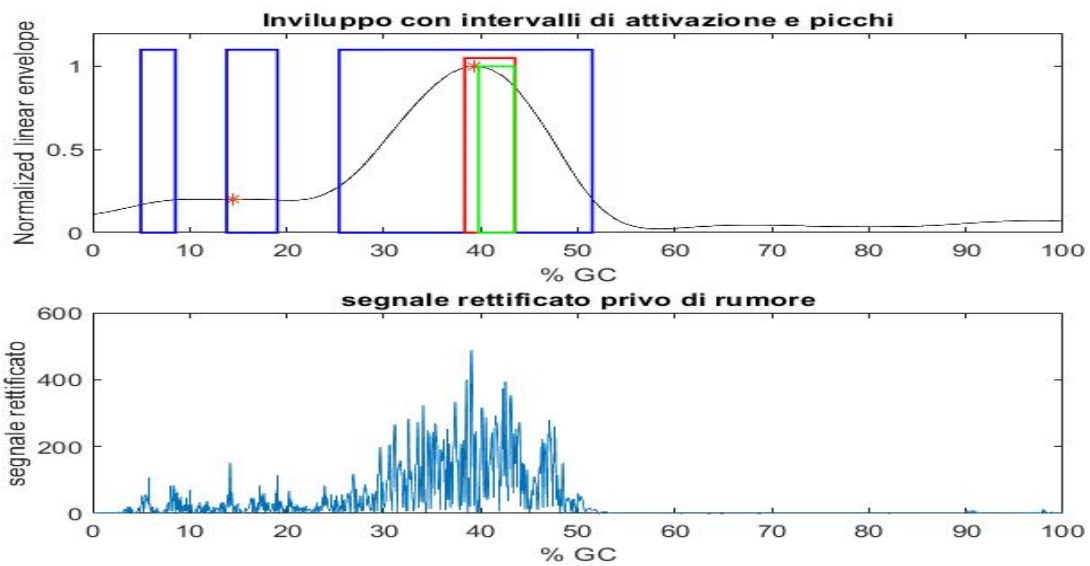


Figura 4.14. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 14). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

Il passo scelto per il soggetto 14 prevede tre distinti intervalli di attivazione muscolare ([5.0%-8.5%], [13.8%-19.0%], [25.4%-51.5%] GC), in due di questi c'è un picco dell'inviluppo lineare del segnale che vi cade all'interno (14.4%, 39.4% GC). Ponendo la soglia pari al 50% del picco di densità di energia del segnale, le finestre temporali si riducono ad una sola ([38.4%-43.5%] GC) all'interno della quale rientra il picco localizzato al 39.4% del ciclo del passo. Anche nel caso di soglia posta al 72% si rileva un solo sotto intervallo ([39.8%-43.5%] GC), ma il picco dell'inviluppo non vi è più compreso all'interno.

## SOGGETTO 15

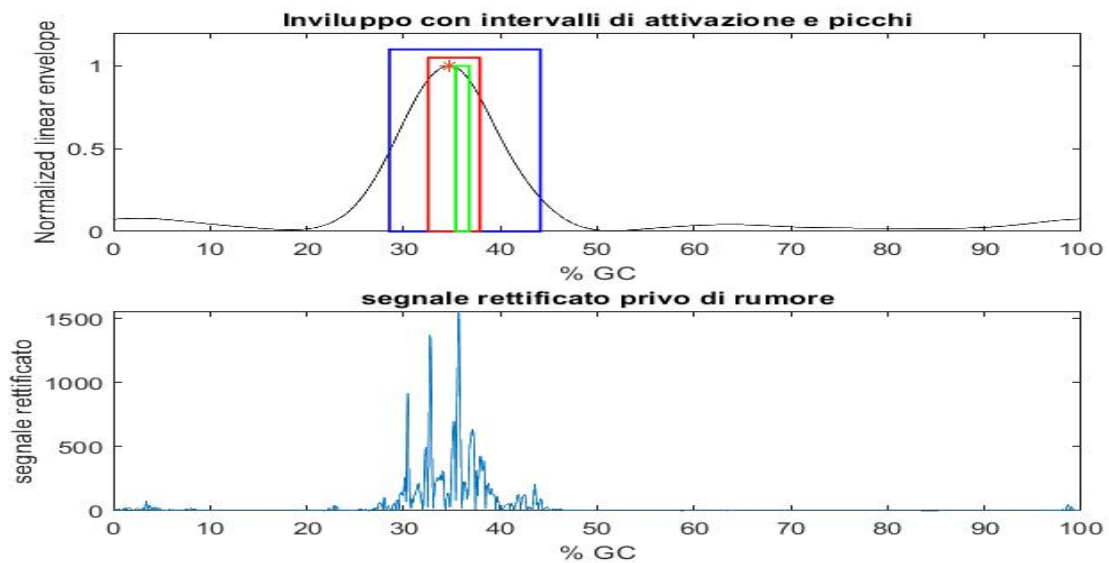


Figura 4.15. Inviluppo con attivazioni, sotto intervalli e picchi e segnale sEMG (soggetto 15). In figura, la linea nera continua rappresenta l'inviluppo relativo al passo scelto, mentre i rettangoli di colore blu, rosso e verde rappresentano gli intervalli con soglia all'1%, al 50% e al 72%, rispettivamente.

Per l'ultimo soggetto viene rappresentato in figura un passo che presenta in totale tre intervalli temporali rilevati tramite CWT, ciascuno associato ad un distinto valore della soglia. Gli intervalli di attivazione ([28.5%-44.1%] GC) e quelli con soglia al 50% ([32.5%-37.9%] GC) sono di dimensioni tali per cui al loro interno cade il picco dell'inviluppo lineare situato a 34.8% del ciclo del passo. Diverso è il caso con soglia al 72% ([35.4%-36.8%] GC) dove il sotto intervallo piuttosto ridotto non comprende più alcun picco dell'inviluppo del segnale.



Esaminiamo infine i grafici conclusivi che contengono i risultati finali di questo elaborato di tesi. Vengono presentate qui le medie percentuali sulle quali si baserà la valutazione delle performance dell'involuppo lineare per l'identificazione dei picchi di attività muscolare durante il cammino :

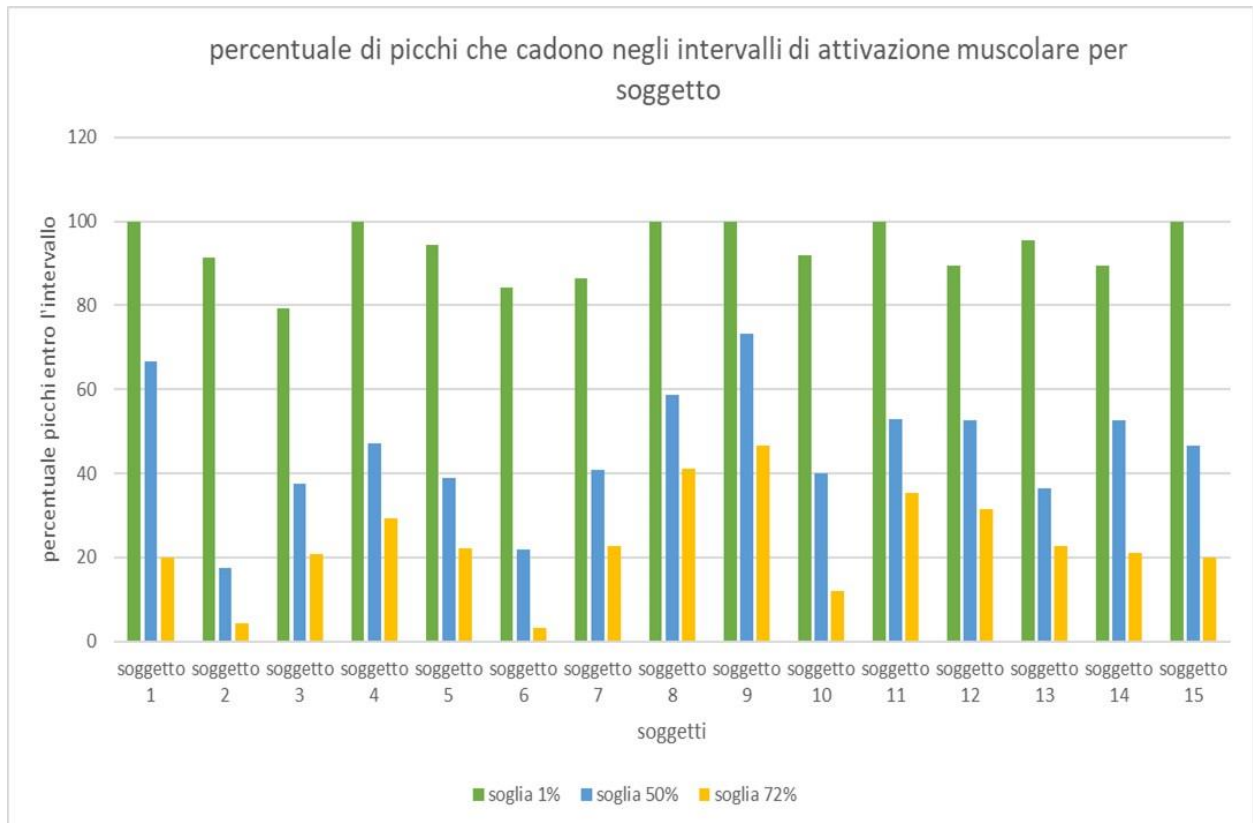


Figura 4.16. Percentuale di picchi che cadono negli intervalli rilevati per soggetto

La figura rappresenta un grafico a barre che analizza le percentuali di picchi dell'involuppo lineare del segnale che cadono all'interno degli intervalli temporali calcolati con l'algoritmo CWT. Per ogni soggetto vengono raffigurate tre colonne:

- 1) La prima in verde esprime il rapporto percentuale tra il numero totale, su tutti i quindici passi, di picchi dell'involuppo che cadono all'interno degli intervalli di attivazione e il numero totale di intervalli di attivazione muscolare rilevati dall'algoritmo.
- 2) La seconda in azzurro esprime il rapporto percentuale tra il numero totale, su tutti i quindici passi, di picchi dell'involuppo che cadono all'interno degli intervalli calcolati con soglia al 50% e il numero totale di intervalli di attivazione muscolare rilevati dall'algoritmo

- 3) La terza in giallo esprime il rapporto percentuale tra il numero totale, su tutti i quindici passi, di picchi dell'involuppo che cadono all'interno degli intervalli calcolati con soglia al 72% e il numero totale di intervalli di attivazione muscolare rilevati dall'algoritmo.

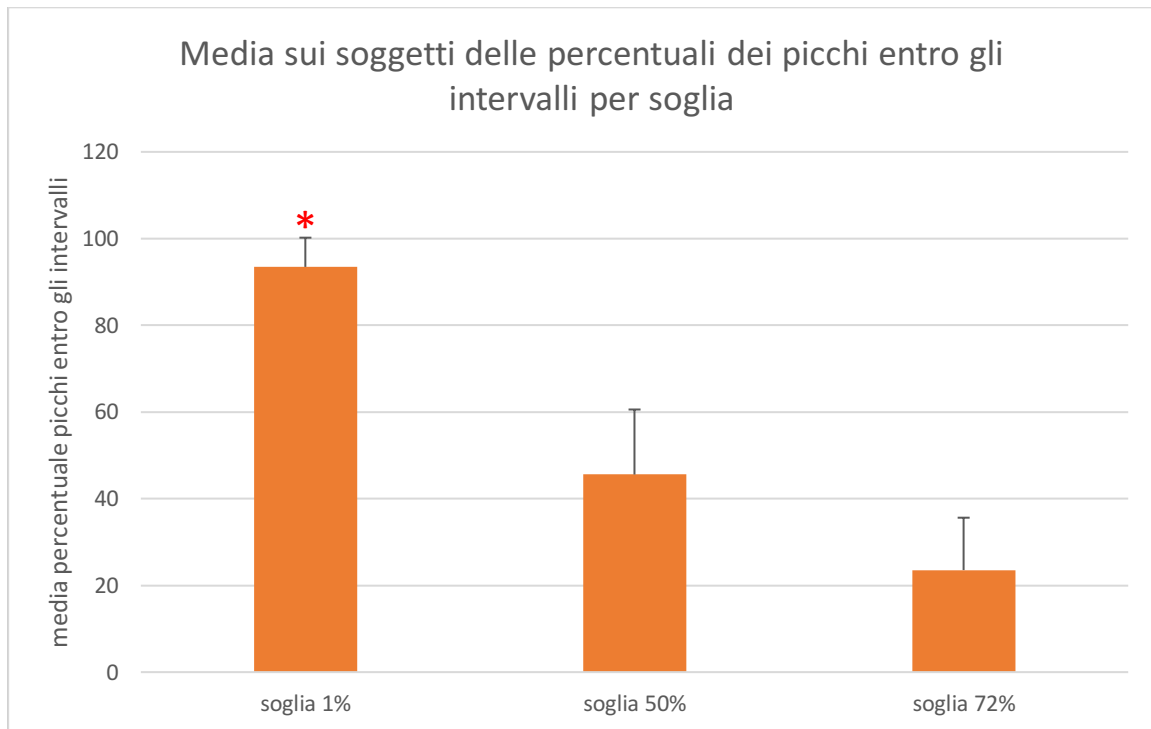


Figura 4.17. Medie su tutti i soggetti delle percentuali dei picchi entro gli intervalli per soglia. L'asterisco indica che la prima distribuzione è significativamente diversa dalle altre due distribuzioni raffigurate.

L'ultimo grafico a barre presentato raffigura le medie, su tutti i quindici soggetti in esame, delle percentuali dei picchi dell'involuppo compresi negli intervalli temporali, calcolati con i tre valori di soglia come spiegato per la figura 5.16. Per ogni valore di soglia è stata rappresentata una colonna distinta in particolare, la prima identifica il valor medio nel caso degli intervalli di attivazione e cioè di soglia posta all'1% (93.47%), la seconda nel caso di soglia al 50% (45.58%) e la terza al 72% (23.54%). Inoltre, su ciascuna colonna viene indicata la deviazione standard calcolata sulle percentuali di tutti i soggetti per la relativa soglia (6.75% per le attivazioni, 15.00% per il 50% e 12.08% per il 72%). Tramite analisi statistica si è poi ottenuto che, tra la mediana della prima distribuzione e le mediane delle altre due distribuzioni, si ha una differenza statisticamente significativa (evidenziata tramite l'asterisco). Tra di loro, invece, le distribuzioni ottenute con soglia al 50% e 72% non risultano essere significativamente diverse.

## CAPITOLO 5 – Discussione e Conclusioni

L'involuppo lineare costituisce una delle tecniche di processamento del segnale elettromiografico più comunemente utilizzata, in quanto la trasformazione del segnale grezzo in una serie di curve dinamiche ne facilita interpretazione e analisi. La rettificazione del segnale e il ridotto contenuto in frequenza permettono infatti di identificare facilmente, tramite soglie imposte sull'ampiezza del segnale, le zone di attivazione muscolare. L'obiettivo del presente lavoro di tesi è stato quello di fornire informazioni quantitative riguardo all'affidabilità della tecnica di stima dei picchi dell'involuppo lineare del segnale sEMG per l'identificazione dell'attivazione muscolare durante l'esecuzione del cammino di soggetti sani. A tale scopo i risultati ottenuti tramite i picchi dell'involuppo sono stati posti a confronto con quelli forniti dall'applicazione agli stessi segnali di un algoritmo CWT, proposto e validato in [7], che consente di individuare le attivazioni temporali di un dato muscolo all'interno del ciclo del passo. Nello specifico, sono stati acquisiti durante il cammino dei soggetti in esame, i segnali sEMG del gastrocnemio laterale sinistro (GL) e i segnali basografici per la suddivisione in passi; per ciascun soggetto si sono poi scelti arbitrariamente quindici passi. In seguito, i segnali sono stati elaborati tramite involuppo lineare e si è proceduto al calcolo dei picchi, per ricavarne i campioni corrispondenti e l'ampiezza. Parallelamente, ai segnali acquisiti è stato applicato l'algoritmo CWT, scelto come criterio esterno approvato, per ottenere gli intervalli di attivazione muscolare e i sotto intervalli calcolati come porzioni del ciclo del passo in cui il segnale supera il 50% e il 72% del picco di densità di energia. Il confronto tra le due tecniche di processamento è avvenuto poi verificando il numero di picchi dell'involuppo lineare compresi all'interno delle finestre temporali di riferimento, precedentemente calcolate. Da questi numeri sono state ricavate percentuali medie indicative, per il singolo prima e per l'intera popolazione poi, dell'efficacia dei picchi nell'identificare le attivazioni e le zone a maggior contenuto energetico. In particolare, l'indice di nostro interesse è stato ricavato, per ciascun soggetto, come rapporto percentuale tra il numero totale di picchi dell'involuppo che cadono all'interno delle finestre temporali calcolate con le tre soglie e il numero totale di attivazioni muscolari verificatesi durante tutti i passi selezionati. Una volta fatto ciò, sono state calcolate le medie e le deviazioni standard di queste percentuali su tutti i soggetti, per ciascun valore di soglia. Quello che ci si aspetterebbe è che i picchi dell'involuppo non solo cadano all'interno degli intervalli di attivazione, ma siano anche contenuti nelle finestre temporali ricavate considerando un maggior contenuto informativo del segnale (soglia al 50% e 72%). Tuttavia, andando ad osservare le figure che rappresentano gli involuppi lineari dei passi selezionati per ogni soggetto, è possibile vedere come i risultati attesi in realtà non sono affatto scontati. Infatti, i dati conclusivi

mostrati nelle figure 4.16 e 4.17 confermano solo in parte quanto previsto, evidenziando come all'interno degli intervalli di attivazione molto spesso ricadano i picchi dell'involuppo ( $93.5\% \pm 6.8\%$ ). Ciò nonostante, nel momento in cui si alza la soglia sul picco di densità di energia del segnale, le percentuali dei picchi che rientrano nei sotto intervalli si abbassano in maniera statisticamente significativa ( $45.6\% \pm 15.0\%$  quando la soglia viene innalzata al 50% e  $23.5\% \pm 12.1\%$  quando la soglia viene innalzata al 72%,  $p < 0.05$ ). Questo ci suggerisce che la tecnica dell'identificazione del picco dell'involuppo, ampiamente utilizzata in clinica, sia in grado di individuare con ottima approssimazione ( $93.5\% \pm 6.8\%$ ) le attivazioni muscolari durante il cammino di soggetti sani. Tuttavia, questo approccio non risulta altrettanto efficace nella localizzazione temporale delle zone a massima densità di energia e cioè della porzione di segnale in cui il muscolo GL è maggiormente reclutato durante la deambulazione (picchi di attivazione muscolare).

In conclusione, i risultati del presente lavoro suggeriscono la necessità di un utilizzo oculato dell'involuppo lineare in applicazioni cliniche e riabilitative per la valutazione del reclutamento muscolare durante il cammino umano. Dalla presente analisi è infatti emerso che questo approccio sembri adeguato all'identificazione qualitativa delle attivazioni muscolari, essendo stato in grado di individuare mediamente oltre il 93% del totale delle attivazioni considerate. L'approccio risulta invece meno affidabile ed accurato per la quantificazione del timing di reclutamento muscolare e per l'identificazione delle fasi del passo in cui il segnale sEMG presenta i più alti livelli di ampiezza. Nel caso si necessiti di queste valutazioni, il presente lavoro consiglia di indirizzarsi su tecniche più affidabili seppure più complesse.

I risultati del presente lavoro sono stati ottenuti analizzando il segnale sEMG acquisito solo sul gastrocnemio laterale. Sebbene lo studio di questo muscolo sia estremamente rilevante visto il suo importante coinvolgimento durante il cammino, gli sviluppi futuri di questo studio potrebbero incentrarsi sull'ampliare la presente analisi includendo altri muscoli rilevanti per questo compito motorio, come per esempio il tibiale anteriore (muscolo antagonista del gastrocnemio laterale durante il cammino) e i muscoli dei segmenti più prossimali dell'arto inferiore, come retto femorale, bicipite femorale e vasti. L'estensione della presente analisi anche a popolazioni con patologie neuromotorie (paralisi cerebrale, Parkinson...) permetterebbe di definire un quadro generale sull'opportunità dell'utilizzo dell'involuppo lineare per la caratterizzazione delle attivazioni muscolari durante il cammino, consentendo un più corretto e consapevole utilizzo di questo approccio per finalità cliniche e riabilitative.

# BIBLIOGRAFIA

- [1] Perry J. “*Gait Analysis normal and pathological function*”, SLACK, Incorporated, Stati Uniti, cap. 1,2,3, pp. 1-19, anno 1992
- [2] Zahak M. “*Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis*”, Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges, cap. 18, InTech, anno 2012, doi: 10.5772/52556
- [3] Barzilay O., Wolf A. “*A fast implementation for EMG signal linear envelope computation*”, Journal of Electromyography and Kinesiology, volume 21, no. 4, pp. 678-682, anno 2012, doi: 10.1016/j.jelekin.2011.04.004
- [4] Olstad B.H. “*Muscle activation and kinematics in contemporary breaststroke swimming*”, Tesi della Norwegian School of Sport Sciences, cap. 2, pp. 21-26, anno 2015
- [5] Moreira L., Figueiredo J., Fonseca P., Vilas-Boas J.P., Santos C.P. “*Lower limb kinematic, kinetic, and EMG data from young healthy humans during walking at controlled speeds*”, Sci Data, volume 8, no 103, anno 2021, doi: 10.1038/s41597-021-00881-3.
- [6] Campanini I., Merlo A., Degola P., Merletti R., Vezzosi G., Farina D. “*Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait*”, Journal of Electromyography and Kinesiology, volume 17, no 4, pp. 515-526, anno 2007, doi: 10.1016/j.jelekin.2006.06.001
- [7] Di Nardo F., Basili T., Meletani S., Scaradozzi D. “*Wavelet-Based Assessment of the Muscle-Activation Frequency Range by EMG Analysis*”, IEEE Access, volume 10, pp. 9793-9805, anno 2022, doi: 10.1109/ACCESS.2022.3141162
- [8] Saladin K. “*Anatomia umana*”, Piccin-Nuova Libreria, Italia, cap. 10 e 13, pp. 236-251, 353-363, anno 2017
- [9] Bracale M. “*Elettromiografia*”, Appunti del Corso di Elettronica Biomedica, pp. 1-21, anno 2002
- [10] Scalise L. “*La misura dei biopotenziali e l'elettrocardiografo*”, Slide del corso di Misure Meccaniche e Strumentazione Biomedica, pp. 1-24, anno 2019
- [11] Silverthorn Dee U. “*Fisiologia umana. Un approccio integrato*”, Pearson, Italia, cap.8, anno 2020

- [12] Marchetti M., Pillastrini P. “*Neurofisiologia del movimento: anatomia, biomeccanica, chinesologia, clinica*”, Piccin-Nuova Libreria, Italia, pp 28-32, anno 1998
- [13] Parola A. “*Valutazione delle modifiche nell’attivazione dei muscoli lombari indotte dall’uso di un esoscheletro durante attività lavorativa simulata*”, Tesi di Laurea Magistrale, Politecnico di Torino, pp. 10-12, A.A. 2017/2018
- [14] Fioretti S. “*ELECTROMYOGRAPHY*”, Slide Biomedical Engineering Bioengineering of Motor Rehabilitation, A.A. 2017/2018
- [15] <<chinesiogroup.it- *Il Cammino: Fasi, Analisi Ed Elettromiografia*>>, available at: <https://chinesiogroup.it/cammino-fasi-analisi-ed-elettromiografia/>
- [16] Di Nardo F., Morbidoni C., Fioretti S. “*Surface electromyographic signals collected during long-lasting ground walking of young able-bodied subjects*” (version 1.0.0), PhysioNet, anno 2022, doi: 10.13026/bwvb-ht51
- [17] Goldberger A., Amaral L., Glass L., Hausdorff J., Ivanov P.C., Mark R., Mietus J.E., Moody G.B., Peng C.K., Stanley H.E. “*PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals*”, Circulation [Online], volume 101, no. 23, pp. e215–e220, anno 2000, doi: 10.1161/01.CIR.101.23.e215
- [18] Di Nardo F., Morbidoni C., Cucchiarelli A., Fioretti S. “*Influence of EMG-Signal Processing and Experimental Set-up on Prediction of Gait Events by Neural Network*”, Biomedical Signal Processing and Control, volume 63, no. 102232, anno 2021, doi: 10.1016/j.bspc.2020.102232
- [19] <<medicaltec.it- *Medical Technology s.r.l. - STEP32*>>, available at: [Medical Technology s.r.l. - STEP32](#)
- [20] Agostini V., Balestra G., Knaflitz M. “*Segmentation and Classification of Gait Cycles*”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 22, no. 5, pp. 946-952, anno 2014, doi: 10.1109/TNSRE.2013.2291907
- [21] Strazza A. “*Time-frequency analysis of biomedical signals*”, Slide di Biomedical Engineering, A.A 2017/2018
- [22] Canal M. R. “*Comparison of Wavelet and Short Time Fourier Transform Methods in the Analysis of EMG Signals*”, Springer Science + Business Media, anno 2008, doi: 10.1007/s10916-008-9219-8

[23] Strazza A., Di Nardo F., Verdini F., Burattini L., Fioretti S., “*Time-frequency analysis of surface EMG signal for maximum energy localization during walking*”, IFMBE Proceedig, volume 65, pp. 1-4, anno 2017, doi: 10.1007/978-981-10-5122-7\_124

# RINGRAZIAMENTI

Ringrazio anzitutto il mio relatore, il Professor Sandro Fioretti, colui che mi ha trasmesso interesse verso quest'appassionante materia.

Un ringraziamento particolare va al Professor Francesco Di Nardo, correlatore di tesi, per avermi accompagnato durante questo percorso in maniera impeccabile, per la disponibilità e la comprensione dimostrate e soprattutto per le conoscenze che mi ha trasmesso e che sono fiera di portare ora con me.

Grazie di cuore alla mia famiglia che, nonostante le difficoltà, mi è sempre stata vicina e non ha mai smesso di credere in me e di gioire per i miei successi anche più di quanto facessi io stessa. Spero siate fieri di me. In particolare, grazie mamma e grazie papà, il mio primo pensiero è rivolto a voi e non potrebbe essere altrimenti. Questo traguardo è anche vostro.

Grazie a Federica, la mia compagna di viaggio di tutta una vita, senza di te questi tre anni non avrebbero avuto lo stesso sapore. Sapere di aver raggiunto questo traguardo assieme a te lo rende ancora più bello.

Grazie a Valentina, una delle persone migliori incontrate durante questo percorso, mi auguro che questo nuovo legame ci accompagni a lungo.

Grazie a Stefano per essere stato, forse senza nemmeno saperlo, la persona che più di tutte mi è stata d'aiuto. Sei da sempre il mio più grande sostenitore e so di poter fare pieno affidamento su di te, non ti ringrazierò mai abbastanza per questo.

Infine, grazie a tutti i miei amici di sempre, siete stati indispensabili e avete reso questi anni molto più belli e leggeri. Mi sento fortunata nel poter condividere con voi questo grande passo, vi voglio bene. Voglio menzionare nel particolare due persone, Gaia e Roberto, siete due amici meravigliosi e sono grata di avervi al mio fianco.