



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in
INGEGNERIA BIOMEDICA

Tesi:
STIMA DELL'ATTIVAZIONE MUSCOLARE DURANTE IL
CAMMINO TRAMITE ANALISI TEMPO-FREQUENZA DEL
SEGNALE MIOELETTRICO.

EMG-BASED ASSESSMENT IN TIME-FREQUENCY
DOMAIN OF MUSCULAR RECRUITMENT DURING
WALKING

Relatore:
Prof. Sandro Fioretti

Rapporto Finale di:
Edoardo Ricci

Correlatore:
Prof. Francesco Di Nardo

Anno Accademico 2020/2021

Indice

1 INTRODUZIONE.....	I
2 LA CONTRAZIONE MUSCOLARE.....	1
2.1 Il muscolo scheletrico.....	1
2.2 La contrazione del muscolo scheletrico.....	5
2.3 Misura dei biopotenziali (EMG).....	9
2.3.1 Analisi dell'elettromiografo.....	14
3 GAIT ANALYSIS.....	19
3.1 Fasi del passo.....	20
3.2 Attivazione muscolare durante il cammino.....	24
3.2.1 Articolazione della caviglia.....	24
3.2.2 Articolazione del ginocchio.....	28

4 MATERIALE E METODI.....	31
4.1 Casistica.....	31
4.2 Acquisizione del segnale EMG.....	32
4.3 Analisi tempo frequenza di segnali biomedici	35
4.3.1 Analisi Wavelet.....	37
4.4 Processing del segnale.....	39
5 RISULTATI.....	41
5.1 Gastrocnemio laterale.....	43
5.2 Tibiale anteriore.....	52
6 DISCUSSIONE E CONCLUSIONI.....	IV
7 BIBLIOGRAFIA.....	VI

1 Introduzione

Negli ultimi decenni, l'evoluzione dell'analisi del cammino ha prodotto una serie di termini e concetti relativi alle osservazioni della deambulazione umana che hanno aumentato la comprensione dei meccanismi che regolano il cammino e la terminologia che li descrive. Gli studi di Jacquelin Perry, soprattutto, hanno portato all'uso di termini descrittivi per le fasi e le funzioni della biomeccanica che hanno ricevuto ampia accettazione da parte degli studiosi, permettendo miglioramenti nel campo della valutazione del movimento e nell'analisi del ciclo del passo [1]. Il **ciclo del passo (*Gait Cycle*)** rappresenta l'**unità funzionale di riferimento nell'analisi del cammino** e consiste nel periodo di tempo che intercorre tra due appoggi successivi del tallone dello stesso piede al suolo. Durante ogni ciclo, le gambe ripetono una sequenza di movimenti che portano avanti il corpo, mantenendo un assetto stabile. Ogni sequenza si sviluppa in una serie d'interazioni tra i vari segmenti delle gambe e la massa totale del corpo.

Negli ultimi decenni, le applicazioni dell'EMG di superficie (sEMG) hanno avuto uno sviluppo notevole, per tutta una vasta gamma di applicazioni, nei campi tradizionali (sport, analisi del movimento e del cammino) [2] ma anche nell'area diagnostica, terapeutica e riabilitativa. [3]. Essa misura l'attività elettrica durante la contrazione dei muscoli grazie ad alcune sonde posizionate sulla superficie della pelle. La registrazione dei segnali può avvenire sia in condizioni di contrazione isometrica sia in sforzo dinamico, ad esempio durante l'esecuzione di esercizi o gesti funzionali. Questa tecnica, al contrario dell'elettromiografia ad ago, fornisce informazioni globali inerenti al muscolo in esame ed è non invasiva, indolore ed applicabile a ogni tipo di paziente, anche in età pediatrica, in modo da avere una

valutazione globale che permetta di formulare una vera e propria “diagnosi funzionale”.

Di particolare importanza è lo studio delle attivazioni muscolari (on/off) durante il cammino e il rispettivo contenuto in frequenza. Gli algoritmi di on-off rappresentano la tecnica principale per reperire informazioni fondamentali per l’analisi delle task motorie. Diverse tecniche differenti sono state proposte per stimare gli istanti di onset/offset dell’attività muscolare nel dominio del tempo. Nonostante ciò, al momento non è ancora disponibile un approccio che possa essere considerato il gold standard per questa analisi. Tra i lavori più importanti abbiamo gli studi sull’operatore Teager-Kaiser di *Li et al. (2007)* [4] e *Solnik et al. (2010)* [5], quelli sull’algoritmo di massima verosimiglianza di *Stauder (2001)* [6] e *Xu et al. (2013)* [7] o, tramite l’approccio statistico, lo studio di *Bonato et al. (1998)* [8]. Diversi studi hanno introdotto anche un’analisi del segnale EMG nel dominio della frequenza, principalmente tramite l’utilizzo della trasformata di Fourier. Tuttavia, a nostra conoscenza, non sono presenti in letteratura valutazioni dell’andamento in frequenza delle singole attivazioni muscolari previste nelle strategie muscolari adottate dal sistema nervoso centrale. Come detto, sono presenti in letteratura diversi approcci in grado di fornire tramite Trasformata di Fourier il contenuto in frequenza dell’intero segnale EMG, senza avere però l’obiettivo di individuare il contenuto in frequenza della singola attivazione muscolare. Questo tipo di valutazione può essere compiuta tramite un approccio tempo-frequenza dell’analisi dei segnali sEMG. L’approccio tempo-frequenza più utilizzato è, sicuramente, quello basato sulla Trasformata Wavelet. In questo ambito ci sono ancora pochi studi; quelli di particolare rilevanza che utilizzan
questo approccio sono i lavori di *Merlo (2003)* [9] e *Vannozzi et al. (2010)* [10].

Il vantaggio principale di questa tecnica è che ci permette di avere informazioni, contemporaneamente, sul contenuto in frequenza e su quello nel tempo di qualsiasi porzione del segnale EMG, in particolare, quindi, della singola attivazione. Questo approccio può essere particolarmente significativo per approfondire la comprensione di patologie neuromotorie complesse, fornendo informazioni che ancora non sono disponibili e di possibile utilità clinica.

L'obiettivo del presente studio è, quindi, quello di testare un approccio per l'analisi in tempo-frequenza del segnale EMG tramite Trasformata Wavelet che sia in grado di restituire informazioni contemporaneamente sul contenuto nel dominio del tempo, come gli istanti di fine ed inizio attivazione, sia sul contenuto in frequenza, come la frequenza massima e minima, delle attivazioni muscolari, durante il cammino. Più nello specifico, lo studio ha l'obiettivo di stimare e confrontare il contenuto in frequenza di ognuna delle singole attivazioni muscolari di due dei principali muscoli coinvolti nel cammino umano e cioè il tibiale anteriore e il gastrocnemio laterale.

2 La contrazione muscolare

2.1 Il muscolo scheletrico

Il *muscolo scheletrico* (figura 2.1) è formato da un insieme di cellule piuttosto lunghe, cilindriche e con estremità fusiformi, chiamate fibre muscolari o *miofibre*. Le fibre muscolari scheletriche sono grandi cellule multinucleate che appaiono striate al microscopio. L'insieme delle fibre muscolari, che nel loro insieme formano i fascicoli muscolari, sono circondati da setti fibro-connettivali che costituiscono il *perimisio*. A sua volta ciascuna fibra muscolare è circondata da un esile strato di tessuto fibroso detto *endomisio*, nel quale si riconoscono i capillari sanguigni. Ciascuna fibra muscolare è rivestita da una membrana cellulare detta *sarcolemma*. All'interno del sarcolemma è contenuto il citoplasma cellulare detto *sarcoplasma*, nel quale sono presenti le strutture contrattili del muscolo rappresentate dalle miofibrille e da altri organuli, quali i mitocondri. Nel muscolo sono inoltre osservabili piccole cellule mononucleate specializzate disposte in aree subsarcolemmali, dette cellule satelliti. Esse si attivano e diventano più numerose nei processi di ipertrofia e di rigenerazione muscolare, mentre diminuiscono in caso di inattività. Nell'interstizio muscolare sono infine presenti fascicoli nervosi periferici e particolari strutture dette fusi neuromuscolari che contengono fibre muscolari specializzate nel mantenimento del tono e della coordinazione dell'attività muscolare.

Le miofibrille evidenziano nella sezione longitudinale una caratteristica struttura striata dovuta alla regolare alternanza dei filamenti delle proteine contrattili: l'actina e la miosina. [11]

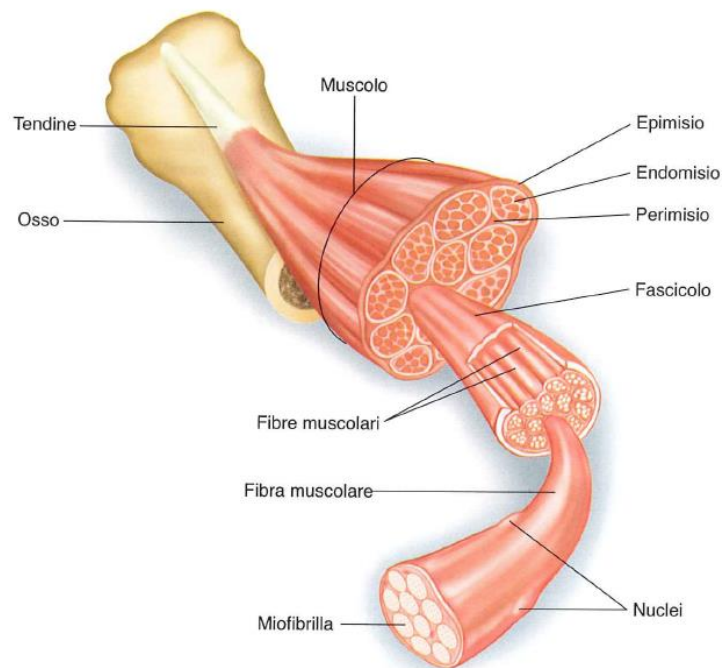


Figura 2.1 Struttura del muscolo scheletrico

L'unità funzionale delle miofibre è il *sarcomero* (figura 2.2). Entrambe le sue estremità sono delimitate da linee Z (note anche come bande Z), dischi sottili caratterizzati da un'elevata densità proteica. Una serie di bande, ordinate in sequenza - metà banda I, banda A, metà banda I-, risiedono tra le linee Z. La banda A al centro del sarcomero è densa di elettroni a causa della presenza di filamenti spessi allineati parallelamente, composti principalmente da miosina. Su entrambi i lati della banda A, è presente la banda I, intersecata dalla linea Z, in gran parte composta da actina e dalle sue proteine associate (filamenti sottili). Questi filamenti

di actina sono più sottili, più flessibili e non perfettamente allineati rispetto ai filamenti di miosina che occupano la banda A, si estendono dalla linea Z al bordo della banda H. La banda H è un'area della banda A in cui i filamenti spessi sono gli unici elementi longitudinali; tuttavia, ci sono tre segmenti distinti in questa regione, tra i quali la banda M, regione densa e molto centrale della banda H che contiene collegamenti incrociati che collegano i filamenti spessi in una rete. Immediatamente fiancheggianti la banda M ci sono bande strette più chiare chiamate zone L (note anche come zone prive di ponti), che, come nella M, non si riscontrano ponti trasversali di miosina dallo spesso filamento. Il resto della banda H è più denso della zona L a causa dei ponti trasversali di miosina che si irradiano dalla superficie dei filamenti spessi [12].

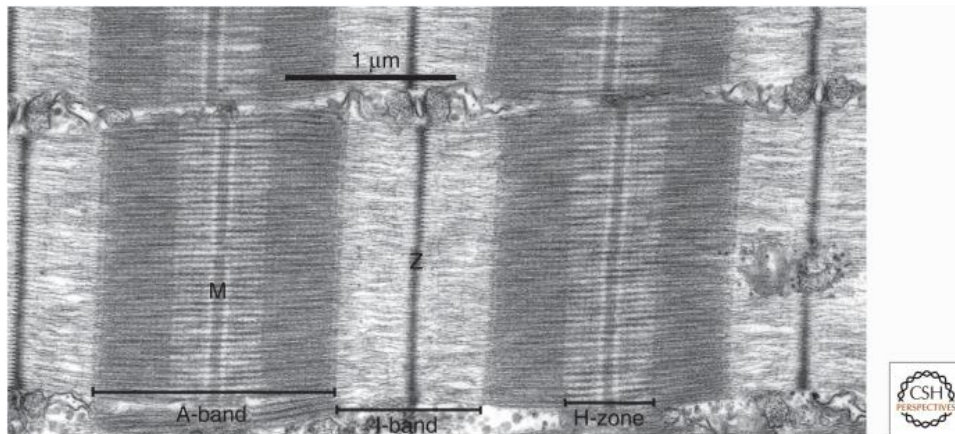


Figura 2.2 Organizzazione del sarcomero del muscolo scheletrico [12]

Il filamento sottile (figura 2.3) è costituito da una doppia elica di F-actina (derivante dalla polimerizzazione della G-actina). A livello della G-actina si trovano i siti di legame per la miosina. Il filamento di actina è associato a proteine accessorie:

- La Tropomiosina (Tm), proteina filamentosa costituita da 2 α -eliche, disposta nel solco delle due eliche di actina;
- La Troponina (Tn), costituita da tre subunità globulari (TnC, TnT ed TnI) disposte ad intervalli regolari lungo i filamenti di Tm. La TnC lega Ca^{2+} , la TnI inibisce l'ATPasi acto-miosinica e la TnT è responsabile del legame alla Tm.

Il complesso Tn-Tm, in assenza di Ca^{2+} , inibisce l'interazione actina-miosina.

Il filamento spesso è formato da una struttura di molecole di miosina. La miosina è composta da due catene pesanti di circa 2000 amminoacidi ciascuna. Le estremità N-terminali del filamento spesso vanno a formare la regione globulare, dotata di due teste, mentre le code C-terminali del filamento si sviluppano come due code intrecciate (due α -eliche super avvolte tra loro). Quattro catene leggere di amminoacidi con funzione regolatoria si uniscono alla struttura nella regione di confine tra testa e coda.

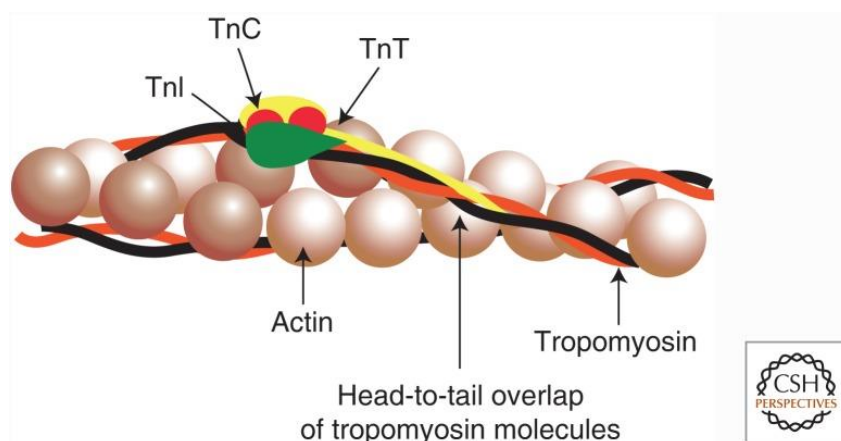


Figura 2.3 Struttura del filamento sottile [12]

2.2 La contrazione del muscolo scheletrico

Le molecole di miosina possiedono l'abilità di idrolizzare l'adenosina trifosfato (ATP) in adenosina difosfato (ADP) e un fosfato inorganico (P). La molecola di ATP utilizzando l'energia di ossidazione del glucosio e degli acidi grassi, è la fonte immediata di energia chimica nel muscolo. Quando viene scissa, una notevole quantità di energia chimica viene rilasciata e convertita in energia meccanica [13], il risultato di questa reazione endoergonica è la contrazione muscolare.

Durante la contrazione il sarcomero si accorcia comportando lo scorrimento di filamenti sottili oltre i filamenti spessi nella banda A, in modo tale che le bande I e H si accorciano, mentre le larghezze della linea Z, della banda A, della linea M e della zona L rimangono invariate [12]. Questo è dovuto allo scorrimento dei filamenti sottili sui filamenti spessi.

Il segnale di innesco della contrazione muscolare è rappresentato da un incremento della concentrazione intracellulare di Ca^{2+} . Il legame del Ca^{2+} alla Tn determina un cambiamento conformazionale della troponina che si ripercuote sulla Tm la quale viene spostata più profondamente nel solco del doppio filamento di actina, rendendo liberi i siti di attacco dell'actina per la miosina. Quattro ioni Ca^{2+} si legano alla TnC inducendone un cambiamento conformazionale, in seguito alla quale la Tm si sposta e scopre il sito sull'actina di legame per la miosina. L'ATPasi miosinica idrolizza l'ATP liberando l'energia necessaria per consentire la rotazione della testa di miosina che spinge l'actina verso il centro del sarcomero. La testa si stacca, torna alla posizione di partenza e si attacca ad un'altra molecola di actina. Il ciclo procede per tutta la durata della contrazione.

Il Ca^{2+} necessario per l'innesco della contrazione muscolare deriva dal reticolo endoplasmico (detto sarcoplasmatico). Esso si estende come un sistema di tubuli, a sviluppo prevalentemente longitudinale, delimitati da membrana, che circonda le miofibrille delle fibrocellule muscolari. L'incremento della concentrazione intracellulare di Ca^{2+} , che innesca la contrazione muscolare, è determinato dalla stimolazione della fibrocellula muscolare da parte del motoneurone. Il Ca^{2+} , pertanto, consente di mediare l'accoppiamento tra contrazione muscolare (evento meccanico) ed evento elettrico, ossia il potenziale d'azione della fibrocellula muscolare, che a sua volta è innescato dal potenziale di placca a livello della sinapsi neuromuscolare. L'arrivo del potenziale d'azione nel motoneurone determina a livello della sinapsi neuromuscolare il rilascio di acetilcolina e la genesi del potenziale di placca, il quale a sua volta determina l'insorgere del potenziale d'azione nella membrana plasmatica della fibrocellula muscolare. Il potenziale d'azione, propagandosi lungo la membrana della fibra muscolare, causa l'apertura dei canali diidropiridinici a livello dei tubuli T. Per gran parte della loro lunghezza, questi tubuli trasversali sono fiancheggiati su entrambi i lati da vescicole appartenenti al reticolo sarcoplasmatico, note come cisterne laterali [14]. I canali diidropiridinici sono canali del Ca^{2+} voltaggiodipendenti. Tali canali hanno un legame fisico con i recettori rianodinici, ossia canali del Ca^{2+} situati a livello del reticolo sarcoplasmatico. L'apertura dei canali diidropiridinici causa, tramite il cambiamento del potenziale di membrana nei tubuli del sistema T, l'apertura dei recettori rianodinici e conseguentemente il rilascio del Ca^{2+} dalle cisterne laterali reticolo sarcoplasmatico [4]. Il Ca^{2+} uscito si lega con la Tn innescando la contrazione muscolare (figura 2.4). Il rilassamento muscolare è determinato dal trasporto attivo del calcio negli elementi longitudinali del reticolo sarcoplasmatico, abbassando la concentrazione di calcio libero in modo che il calcio si dissocia dalla troponina e viene ripristinato lo stato di riposo del materiale contrattile [14].

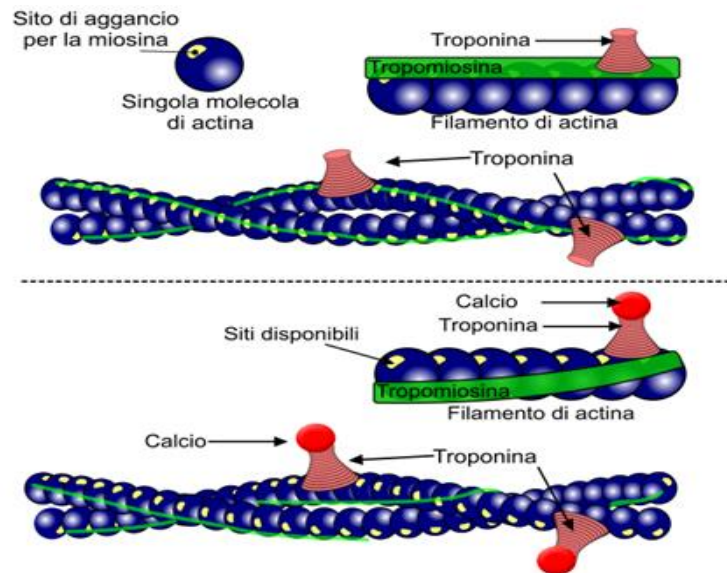


Figura 2.4 Ruolo del calcio nella contrazione muscolare

Ogni molecola della miosina presenta due siti di legame, uno per una molecola di ATP ed uno per l'actina (figura 2.5). Come visto, la sua attività ATPasica le consente di idrolizzare l'ATP ad ADP + fosfato inorganico e di utilizzare l'energia così sviluppata per generare il movimento. Il tutto avviene con un ciclo di eventi molecolari. L'ancoraggio dell'ATP nella specifica sede di legame sulla testa della miosina porta al distacco di quest'ultima dalla molecola di G-Actina. L'ATP, legata alla testa miosinica, viene idrolizzata ad ADP e fosfato inorganico (P_i); entrambi i prodotti rimangono ancorati in questa sede, per consentire tale reazione sembra necessaria la presenza di magnesio. L'energia liberata dall'idrolisi dell'ATP induce una rotazione della testa della miosina che, caricandosi di energia potenziale, si lega debolmente ad una molecola di G-actina con un angolo di 90° . Il rilascio del fosfato inorganico provoca un cambiamento conformazionale nella testa della miosina, generando il cosiddetto colpo di frusta. Il filamento di actina viene così tirato verso il centro del sarcomero, vale a dire verso la linea M. La testa della miosina rilascia

anche la molecola di ADP e rimane strettamente ancorata all'actina, in uno stato di rigor che dura soltanto pochi istanti, prima che il ciclo ricominci con l'ennesimo legame miosina-ATP.

L'ATP, quindi, svolge quattro ruoli importanti nella contrazione muscolare:

1. Consente il distacco della miosina dall'actina
2. Consente il trasferimento di energia alla testa della Miosina
3. Permette il trasporto attivo del Ca^{2+} nel reticolo sarcoplasmatico
4. Consente la costante attività della $\text{Na}^{+}\text{-K}^{+}\text{-ATPasi}$ che genera e mantiene i gradienti di concentrazione del Na^{+} e del K^{+} , fondamentali per la genesi del potenziale d'azione.

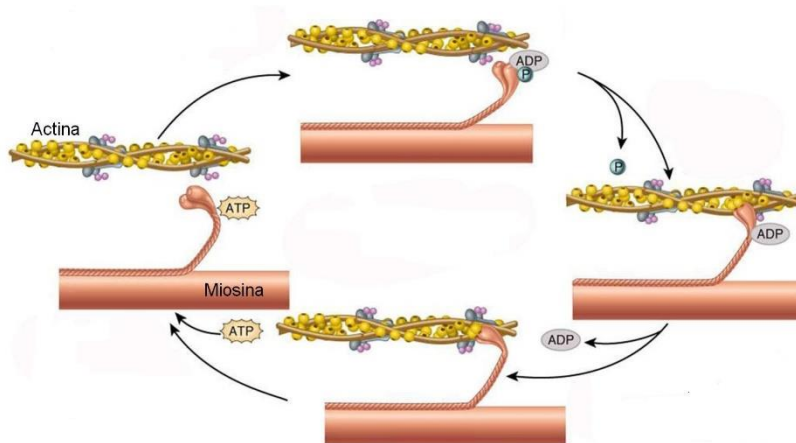


Figura 2.5 Ciclo della contrazione muscolare

2.3 Misura dei biopotenziali (EMG)

L'osservazione che molti dei fenomeni relativi all'attività fisiologica umana (attività muscolare e neurologica) sono associati a fenomeni elettrici risale al 18° secolo ad opera di Galvani. Le due principali "sorgenti" di potenziali elettrici sono i muscoli ed i nervi (in alcuni casi anche il tessuto ghiandolare) ed in particolare le cellule che li compongono. Alcune cellule (note come cellule eccitabili) generano tipici pattern di potenziali elettrici che possono essere registrati ed analizzati per la valutazione della loro funzionalità (EMG). I potenziali bioelettrici sono generati a livello cellulare e la sorgente è di natura ionica

Dal punto di vista elettrico una cellula può essere vista come un conduttore ionico separato dall'esterno da una membrana semipermeabile. Intorno alla cellula i fluidi che la circondano sono composti da ioni sodio (Na^+), potassio (K^+) e cloro (Cl^-). A riposo la membrana semipermeabile (7-15 nm di spessore, formata da lipoproteine) è impermeabile alle proteine intracellulari ed ad altri anioni organici (A^-), moderatamente permeabile agli ioni Na^+ e completamente permeabile agli ioni K^+ e Cl^- . La membrana permette, quindi, la fuoriuscita di K^+ , per diffusione, generando uno sbilanciamento tra interno ed esterno della cellula. Gli ioni K^+ all'esterno della membrana e gli ioni Cl^- all'interno della membrana generano così una barriera di potenziale (-70/-90 mV) che non permette più agli ioni di attraversare la membrana (potenziale a riposo) [15].

All'equilibrio, la membrana della cellula eccitabile, presenta un potenziale (potenziale di equilibrio) di circa -70/90 mV e si dice polarizzata. Se adeguatamente stimolata (variazione di potenziale che superi una soglia) la cellula si depolarizza ed temporaneamente aumenta la sua permeabilità agli ioni Na^+ che entrano nella cellula in gran numero portando, per un breve intervallo di tempo (~1 ms) il potenziale a + 20/40 mV (figura 2.6) [15].

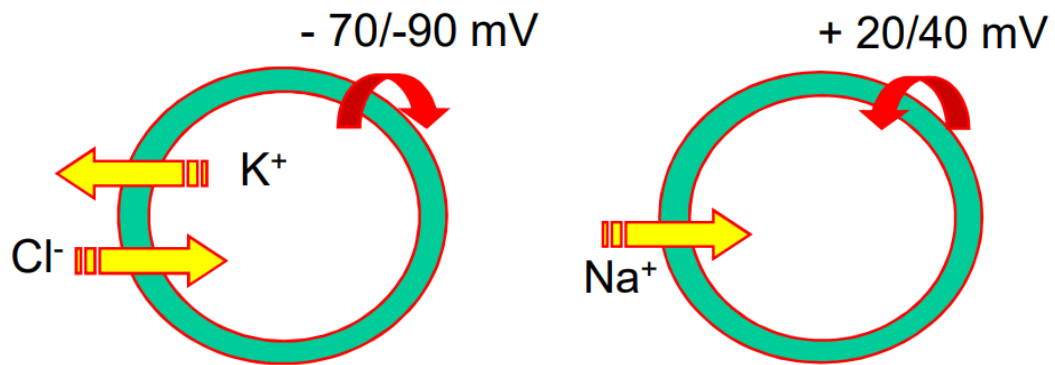


Figura 2.6 Depolarizzazione della cellula

Durante la fase iniziale del processo di depolarizzazione la membrana diventa completamente permeabile e totalmente refrattaria agli stimoli (1 ms). Questo periodo è seguito da un periodo refrattario relativo (2 ms) dove solo uno stimolo adeguatamente intenso (superstimolo) può innescare un'ulteriore depolarizzazione.

Quando un neurone (figura 2.7) viene eccitato esso diviene sede di un campo elettrico che viaggia lungo l'assone (parte terminale della membrana che garantisce la connessione con altre cellule). Questo campo elettrico consiste in una temporanea inversione del potenziale ai capi della membrana del neurone (potenziale d'azione), che parte localmente lungo la membrana e si propaga lungo la medesima. L'inversione della polarizzazione è detta depolarizzazione e genera l'apertura dei canali ionici per Na^+ , che dà inizio ad una corrente ionica entrante nella membrana che, apportando cariche positive all'interno della membrana, la depolarizza ulteriormente, innescando un processo che porta all'inversione di segno del potenziale di membrana. Essendo i nervi immersi in un fluido conduttore, si generano delle correnti ioniche all'esterno di questi e sono proprio queste correnti

che permettono di rendere evidente esternamente la presenza di uno stato di depolarizzazione.

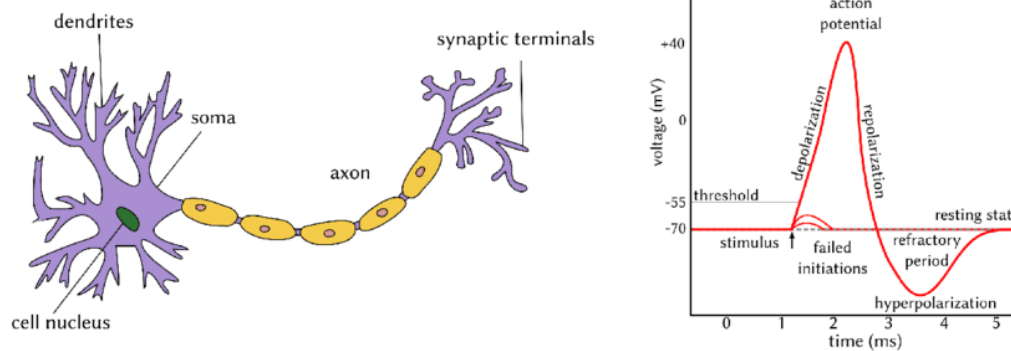


Figura 2.7 Morfologia del neurone e potenziale d'azione

I segnali bioelettrici di interesse clinico, sono prodotti dall'azione coordinata di gruppi di cellule che si propaga attraverso i fluidi che le circondano, generando delle correnti ioniche e conseguentemente delle differenze di potenziale tra regioni diverse del corpo [15]. Si misurano proprio tali differenze di potenziale utilizzando elettrodi di misura a contatto con tali gruppi di cellule (elettrodi ad ago) o posizionandoli sulla pelle (elettrodi cutanei).

La contrazione muscolare genera dei potenziali d'azione in ciascuna singola fibra muscolare. La misura di tali potenziali è detta elettromiogramma (EMG). Un esame EMG viene effettuato sia per misurare il potenziale d'azione di singole unità motorie che per verificare la capacità muscolare di interi gruppi muscolari (somma di numerosi potenziali d'azione), osservandone la forma (pattern) e l'intensità del segnale. Per contrazioni volontarie, l'ampiezza tipica di un segnale EMG è: 20–2000 mV, per una durata di 3–15 ms [15].

L'elettromiografia di superficie (sEMG) è una tecnica utilizzata per registrare l'attività muscolare in modo non invasivo [16] che permette mediante l'utilizzo di elettrodi posizionati sulla cute sovrastante il muscolo lo studio dei segnali elettrici generati durante le contrazioni muscolari. È una distribuzione bidimensionale (2D) del potenziale elettrico sulla superficie della pelle. Questa potenziale distribuzione è una “immagine elettrica” che evolve nel tempo. Questo segnale analogico 2D viene campionato nello spazio e nel tempo fornendo una sequenza di intervalli di tempo campionati. Il numero di elettrodi può variare da un minimo di due (un elettrodo di rilevamento e un elettrodo di riferimento nel sistema monopolare a canale singolo) a centinaia, come in sEMG ad alta densità (o sEMG multicanale) che porta a un'immagine 3D sEMG con due dimensioni nello spazio e una in tempo. I generatori di queste mappe evolutive del potenziale elettrico di superficie sono i potenziali d'azione delle unità motorie (MUAP), comprendono le migliaia di potenziali d'azione (AP) generati dalle singole fibre di tali delle unità motorie attive (MU) nel muscolo.

Un motoneurone α e le fibre muscolari da esso innervate formano una MU, le cui fibre si attivano insieme ad ogni scarica del motoneurone, e generano un MUAP propagante, che è la somma algebrica (nello spazio e nel tempo) degli AP generati dal motoneurone e le singole fibre di quella MU. La sua forma e la sua grandezza dipendono dall'orientamento geometrico delle fibre in relazione alla posizione degli elettrodi. Da decine a centinaia di motoneuroni vengono attivati a velocità di scarica medie che vanno da 5-6 impulsi/s a 30-40 impulsi/s, a seconda della forza richiesta e della velocità di contrazione. I segnali risultanti sono treni MUAP la cui somma algebrica in ogni punto della pelle, sopra e vicino al muscolo, è il segnale sEMG monopolare interferenziale in quel punto specifico, in funzione del tempo misurato rispetto a un elettrodo di riferimento. Le misure differenziali si ottengono prendendo la differenza tra due segnali monopolari adiacenti nella direzione della propagazione del MUAP, cioè la direzione delle fibre muscolari. Il segnale sEMG monopolare (o differenziale) è la somma di molti MUAP [2].

2.3.1 Analisi dell'elettromiografo

Schema a blocchi

Un possibile schema a blocchi riassuntivo di un elettromiografo può essere rappresentato come in figura 2.8.

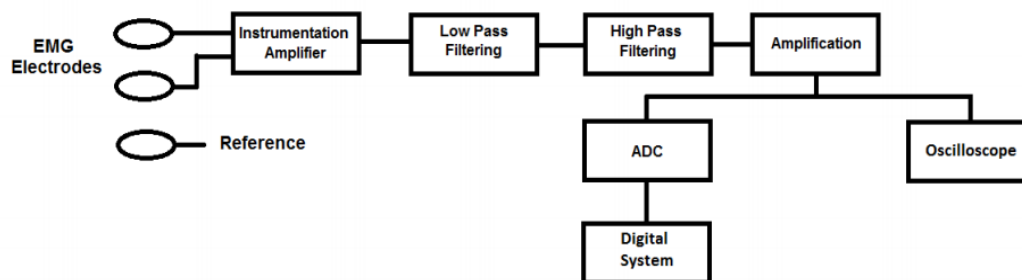


Figura 2.8 Schema a blocchi di un elettromiografo

I sensori sono rappresentati dagli elettrodi; filtri, amplificatori e sistemi di conversione A/D appartengono al blocco di manipolazione del segnale; l'oscilloscopio o sistemi digitali quali PC o microcontrollori costituiscono il blocco di visualizzazione.

Gli elettrodi

A seconda dell'indagine che si vuole fare vengono utilizzati differenti tipi di elettrodi: gli elettrodi di superficie, per muscoli superficiali, sono posizionati a diretto contatto con la pelle e non invasivi; per muscoli più profondi sono necessari elettrodi ad ago, per permettere il diretto contatto col gruppo muscolare d'interesse e quindi effettuare un'indagine invasiva.

Gli elettrodi di superficie (figura 2.9) più comunemente utilizzati sono quelli di tipo Ag-AgCl, in gel, adesivi e usa e getta. L'area conduttiva, costituita dal disco argentato ricoperto di AgCl, deve essere di circa 1 cm o minore [3].

Elettricamente ogni elettrodo può essere rappresentato da un generatore di tensione, dato dal potenziale dell'elettrodo, e un'impedenza, data dalle caratteristiche elettriche dei suoi componenti, assimilabili ad una resistenza (dell'elettrolita) in serie ad un parallelo fra una resistenza ed una capacità [3].



Figura 2.9 Elettrodi di superficie

Preamplificatore

Lo stadio amplificatore è una delle parti più complesse di una macchina diagnostica, ma il concetto su cui si basa è molto semplice: un amplificatore ha il compito di amplificare il segnale in modo tale da renderlo visualizzabile. Il preamplificatore rende il segnale utilizzabile per i dispositivi a valle (i filtri in primo luogo) e migliorare il rapporto segnale rumore. il segnale EMG viene posto in ingresso ad un amplificatore per strumentazione. L'amplificatore per strumentazione chiamato così perché spesso utilizzato negli strumenti di misura deve avere una alta impedenza di ingresso (idealmente tendente a infinito) ed una bassa impedenza di uscita (idealmente tendente a zero) ed è, tipicamente, realizzato tramite tre amplificatori operazionali. Questo è reso possibile semplicemente attraverso una appropriata scelta dei resistori ed elevata banda passante utilizzando appropriate capacità nelle catene di controreazione dell'amplificatore A3 (figura 2.10) [15].

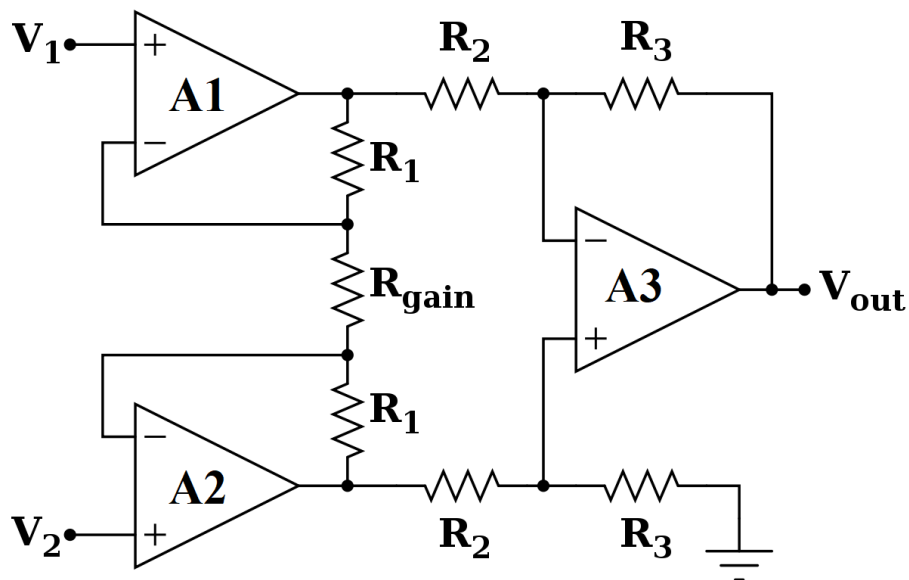


Figura 2.10 Amplificatore per strumentazione

Filtri

Una volta che gli elettrodi sono stati correttamente posizionati ed il segnale acquisito, l'elemento che maggiormente deteriora il segnale EMG rimane il rumore. Successivamente allo stadio amplificatore differenziale vengono quindi aggiunti degli elementi di filtraggio. Il rumore ad alte frequenze può essere causato dalla conduzione del segnale nei nervi e da interferenze dovute a strumenti elettronici come radio, computer o cellulari e può essere rimosso con un filtro passa basso. Il rumore a basse frequenze può essere causato dal DC offset dell'amplificatore, movimenti del sensore sulla pelle e variazioni di temperatura e può essere rimosso tramite un filtro passa alto. La frequenza di taglio f_c per i filtri passa-basso (PB) si attesta intorno ai 400-450 Hz. La frequenza di taglio f_c per i filtri passa-alto (PA), invece, si attesta intorno ai 15-20 Hz [3].

Convertitore A/D

L'indagine elettromiografica moderna è effettuata tramite personal computer e l'hardware e software ad esso integrati, per questo il segnale EMG va convertito in segnale digitale in modo tale da renderlo compatibile ai dispositivi digitali a cui si collega, sia che siano dispositivi di visualizzazione del segnale, sia microcontrollori. Lo strumento usato per questo processo è il convertitore analogico-digitale (ADC). L'ADC non fa altro quindi che convertire il segnale analogico in dei bit attraverso due processi: il campionamento e la quantizzazione. Il campionamento consiste nel trasformare il segnale dal dominio tempo-continuo al dominio tempo-discreto. La frequenza di campionamento deve essere scelta in modo tale da rispettare il teorema di Nyquist ($f_c \geq 2f_{max}$, f_c =frequenza di campionamento, f_{max} =frequenza massima contenuta nel segnale). Nel caso ciò non

si verificasse nel dominio delle frequenze andrebbe a verificarsi il fenomeno di “aliasing”, ovvero di sovrapposizione dello spettro. La quantizzazione provvederà a suddividere il segnale analogico campionato in un insieme di livelli che identificano ognuno un range diverso (di tensione), dove ad ogni livello è associata una codifica binaria. Il numero di bit di quantizzazione utilizzato si chiama risoluzione e per la maggior parte delle applicazioni EMG è di 12 bit [3].

Optoisolatore ed accoppiatore elettromagnetico

L’isolamento si rende necessario per isolare elettricamente il dispositivo EMG e altri dispositivi non medicali ad esso connessi. Il circuito per l’accoppiamento ottico tra la parte flottante dell’ECG viene realizzata da un apposito circuito integrato chiamato Isolatore Optoelettronico (figura 2.11), ossia un componente elettronico che permette di trasferire un segnale fra due circuiti mantenendo l’isolamento galvanico fra gli stessi. Si utilizzano anche accoppiatori elettro-magnetici [15].

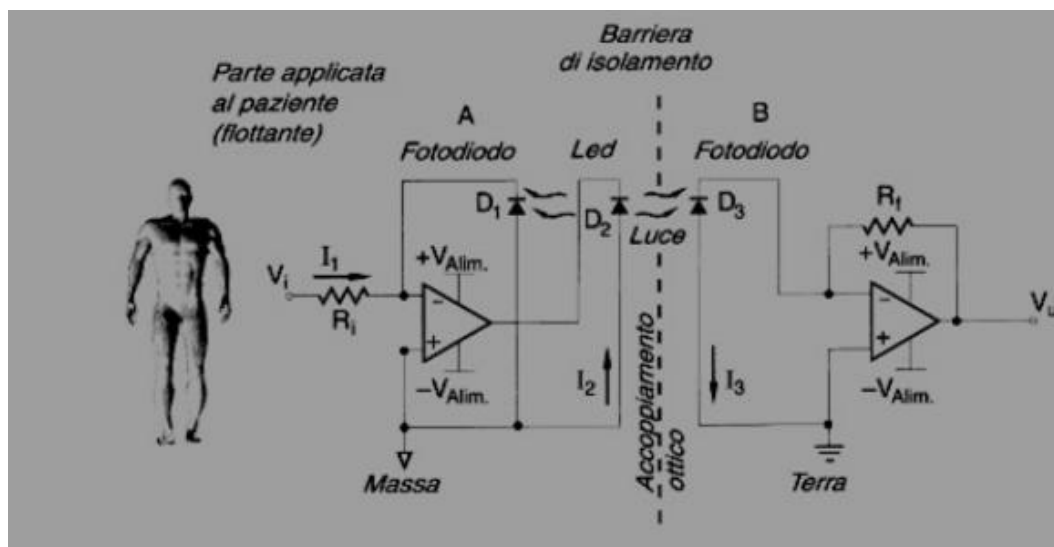


Figura 2.11 Isolatore optoelettronico

3 Gait Analysis

Il compito motorio noto come cammino utilizza una sequenza ripetuta del movimento degli arti inferiori per spostare il corpo in avanti mentre mantiene una postura stabile. Le principali funzioni svolte dall'apparato locomotore sono:

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

Questa serie di eventi viene ripetuta dagli arti inferiori in modo alternato, fino al termine del task motorio. Una singola sequenza di queste funzioni per ogni arto è definita ciclo del passo (gait cycle). Il primo contatto tra piede e terreno viene identificato come l'istante di inizio del ciclo del passo ed è tipicamente noto come heel strike (HS). Il ciclo del passo termina con il successivo contatto dello stesso piede con il terreno [1].

3.1 Fasi del passo

Ogni ciclo del passo (figura 3.1) può essere diviso in due periodi: fase di appoggio (stance) e fase di oscillazione (swing). La fase di stance è il termine usato per indicare l'intero periodo durante il quale il piede è in contatto con il suolo. Il termine swing viene applicato al periodo in cui il piede è in aria per l'avanzamento dell'arto e inizia quando il piede viene sollevato da terra. Il periodo di stance è suddiviso in tre intervalli secondo la sequenza di contatto al suolo dei due piedi.

Double stance

Sia l'inizio che la fine dello stance coinvolge un periodo di contatto di entrambi i piedi che viene definito double stance [1].

Single limb support

Inizia quando il piede opposto è sollevato per lo swing, durante questo periodo l'intero corpo pesa quell'estremità [1].

Terminal double stance

È la terza suddivisione, inizia con il contatto a terra dell'altro piede e continua fino a quando l'arto in appoggio originale viene sollevato per lo swing [1].

La distribuzione normale dei periodi di contatto al suolo è 60% per lo stance e 40% per lo swing. Per la fase di stance 10% per ogni double stance e 40% per il single limb support.

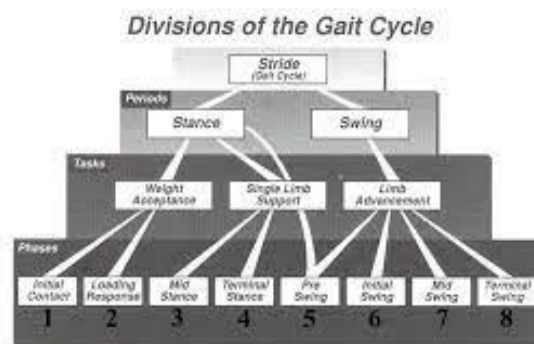


Figura 3.1 Divisione del ciclo del passo [1]

All'inizio dello sviluppo della gait analysis è stato riconosciuto che ogni pattern del movimento è relazionato a diverse esigenze funzionali e divise come fasi del passo. Ulteriori dati hanno progressivamente aumentato il numero di fasi del passo fino ad otto pattern funzionali (figura 3.2). Tecnicamente questi sono sotto-fasi della divisione del passo ma è pratica comune chiamarli fasi.

Ognuna di queste otto fasi del passo ha un obiettivo funzionale e un modello critico di movimento sinergico selettivo per raggiungere l'obiettivo. La combinazione sequenziale delle fasi permette all'arto di raggiungere tre compiti di base.

Weight acceptance

Questo è il compito più esigente del ciclo del passo, c'è bisogno di tre modelli funzionali: l'assorbimento degli urti, stabilità iniziale dell'arto e conservazione della progressione. La sfida è il trasferimento brusco del peso del corpo su un arto che ha appena finito l'oscillazione in avanti ed è in allineamento instabile [1].

1. *Initial Contact* (0-2% GC), questa fase include il momento in cui il piede tocca il suolo [1].
2. *Loading Response* (0-10% GC), rappresenta l'inizio del double stance [1].

Single limb support

Sollevare l'altro piede per lo swing dà inizio al single limb support, questo continua finché il piede opposto tocca di nuovo il suolo. Durante questo periodo un arto ha la totale responsabilità per il supporto del peso del corpo sia sul piano sagittale che coronale, inoltre, la progressione deve essere mantenuta.

3. *Mid Stance* (10-30% GC), comprende la prima parte del single limb support [1].
4. *Terminal Stance* (30-50% GC), rappresenta la parte finale del single limb support [1].

Limb advancement

Per soddisfare le elevate esigenze di avanzamento dell'arto la postura preparatoria inizia nella fase di appoggio, successivamente l'arto oscilla, avanza e si prepara per il successivo intervallo di appoggio.

5. *Pre Swing* (50-60%), questa è la fase finale dello stance [1].

6. *Initial Swing* (60-73%), inizia con il sollevamento del piede dal suolo e termina quando il piede oscillante è opposto a quello di appoggio [1].

7. *Mid Swing* (73-87%), è la seconda fase dello swing. Termina quando l'arto oscillante è avanti e la tibia è verticale [1].

8. *Terminal Swing* (87-100%), fase finale dello swing. Termina quando il piede entra in contatto con il terreno [1].

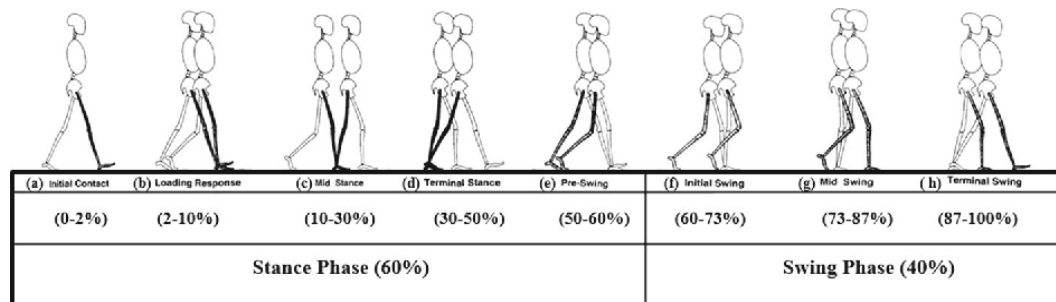


Figura 3.2 Fasi del passo [1]

3.2 Attivazione muscolare durante il cammino

3.2.1 Articolazione della caviglia

I muscoli coinvolti nell'articolazione della caviglia sono i flessori plantari e i muscoli dorsiflessori. I flessori plantari sono attivi costantemente nel periodo di stance. Al contrario, i muscoli dorsiflessori sono muscoli della fase di swing. Un'eccezione a questa regola si verifica con i dorsiflessori che partecipano durante la fase di loading response per controllare la percentuale di flessione plantare della caviglia.

Dorsiflessori

Tre grandi muscoli si trovano anteriormente all'articolazione della caviglia: *tibialis anterior* (TA), *extensor digitorum longus* e *extensor hallucis longus* (figura 3.3). Tutti i potenziali dorsiflessori hanno leve di simile lunghezza, ma le loro dimensioni variano marcatamente. Il TA ha la sezione trasversale più grande. L'inizio dell'attività muscolare dei dorsiflessori è nel pre-swing. Per primo si contrae l'*hallucis longus*, subito seguito da TA e *extensor digitorum longus* nel mid-swing. Il TA aumenta prontamente la sua intensità raggiungendo il 35% del valore massimo del test muscolare manuale (MMT).

Durante la fase di mid swing l'attività muscolare diventa minima (10% MMT). Nel terminal swing l'intensità aumenta di nuovo gradualmente per posizionare il piede per la fase di appoggio.

Nella fase di initial contact tutti i muscoli sono significativamente attivi e terminano la loro azione alla fine della loading response [1].

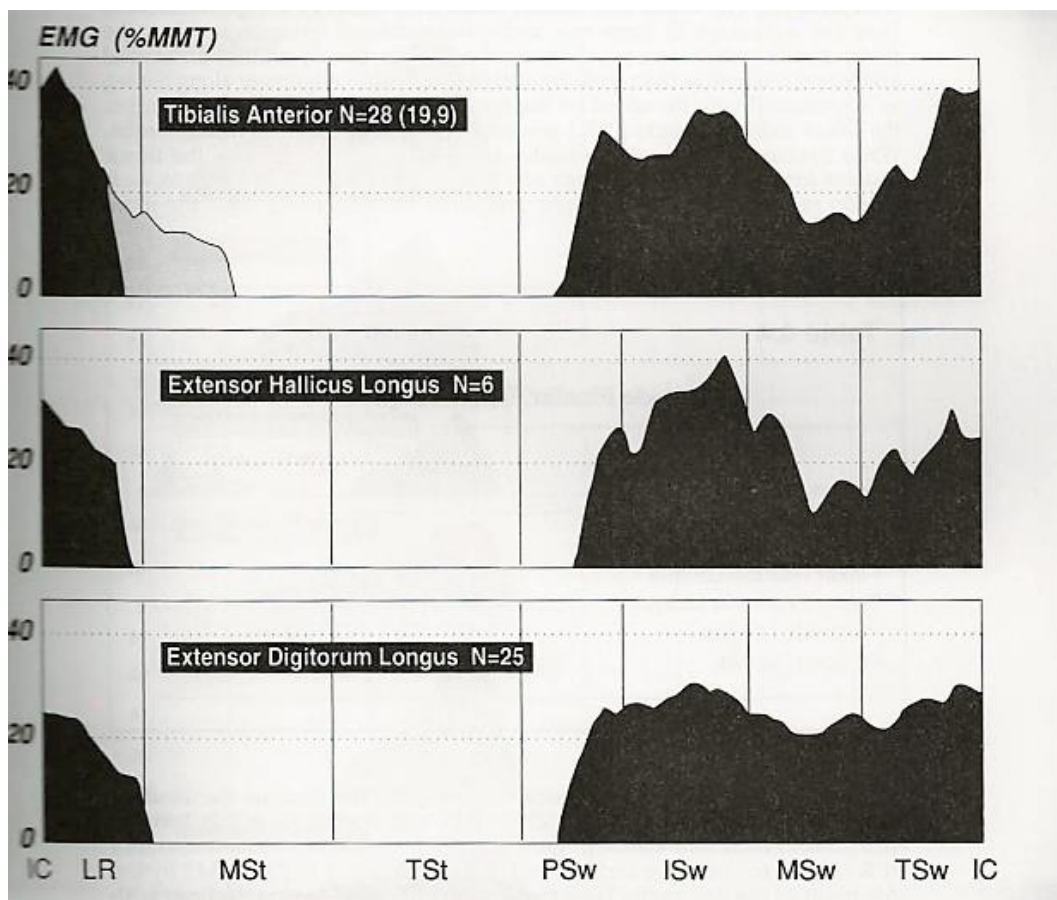


Figura 3.3 Muscoli dorsiflessori della caviglia

Flessori plantari

Sette muscoli passano posteriormente alla caviglia (figura 3.4). Il *solus* e *gastrocnemius* rappresentano il 93% del momento torcente teorico del flessore plantare, mentre i cinque muscoli *perimalleolari* forniscono il 7%. Questo vuol dire che ci sono due gruppi funzionali dei flessori plantari: il *triceps surae* e i muscoli perimalleolari.

L'azione del soleus inizia alla fine della loading response (25% MMT). Con l'inizio del terminal stance c'è un rapido e veloce aumento in ampiezza fino a 70% MMT. Successivamente l'intensità dell'azione del soleus diminuisce fino a zero all'inizio della double stance. L'inizio dell'azione del gastrocnemio segue velocemente quella del soleus (12% GC), cessando l'attività all'inizio del pre-swing. Una breve contrazione del gastrocnemius nella fase di mid swing è una scoperta comune, ma la ragione non è ancora chiara [1].

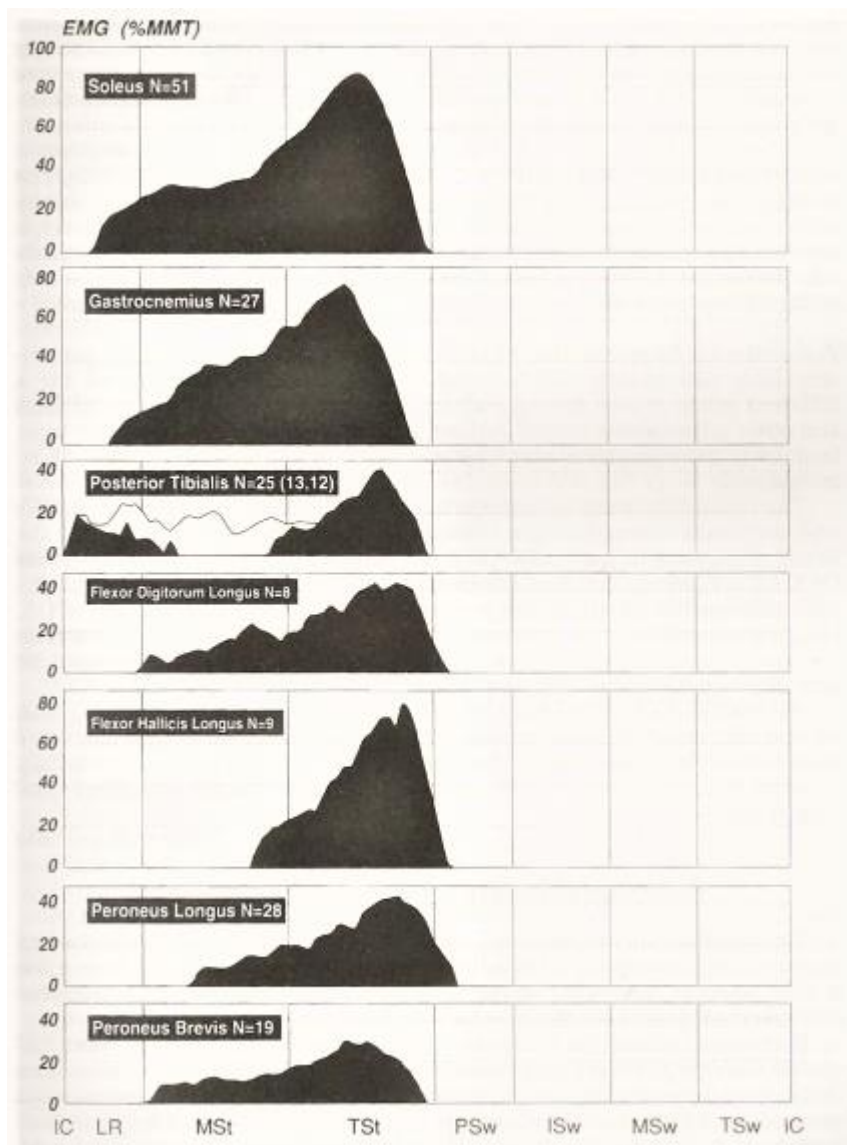


Figura 3.4 Muscoli flessori plantari della caviglia

3.2.2 Articolazione del ginocchio

Quattordici muscoli contribuiscono al controllo del ginocchio contraendosi ad intervalli selezionati del gait cycle. il loro scopo è fornire la stabilità e la mobilità necessarie per camminare.

Durante lo stance gli estensori agiscono per decelerare la flessione del ginocchio. Nello swing sia i flessori che gli estensori contribuiscono all'avanzamento dell'arto.

Estensione del ginocchio

Il *quadricipite* è il gruppo muscolare dominante del ginocchio. Quattro teste attraversano solo l'articolazione del ginocchio (*vastus intermedius*, *vastus lateralis*, *vastus medialis oblique*, *vastus medialis longus*). La quinta testa (*rectus femoris*) include sia il ginocchio che l'anca (figura 3.5). L'attività dei vasti inizia nel terminal swing. L'intensità dei muscoli aumenta rapidamente (25% MMT) all'inizio del loading response (5% GC). Con l'inizio del mid stance, il quadricipite riduce il suo contributo. L'attività del retto ha un breve periodo di azione tra il tardo pre swing (56% GC) e l'inizio dell'initial swing (65% GC). Un muscolo estensore dell'anca inoltre contribuisce all'estensione del ginocchio all'inizio del periodo di stance, il *gluteus maximus superiore*. La sua attività inizia durante la fine del terminal swing (90% GC) e termina nella metà della mid stance (20% GC). Durante questo periodo si registra un significativo livello di sforzo (30% MMT) [1].

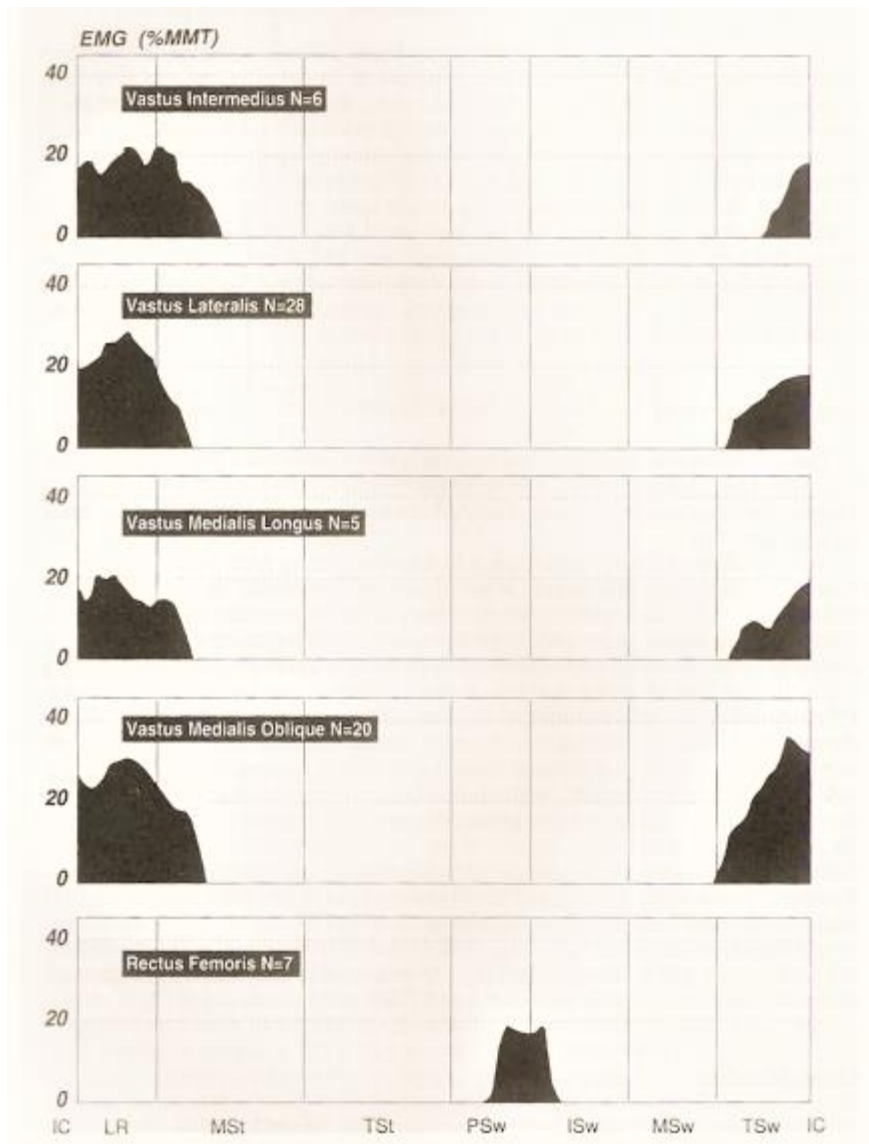


Figura 3.5 Muscoli estensori del ginocchio

Flessione del ginocchio (figura 3.6)

Due muscoli articolari singoli, *popliteus* e il *capo corto del bicipite femorale* (BFSH) fornisce una flessione diretta del ginocchio. Il BFSH è inizialmente attivo nell'initial e mid swing (65-85% GC). Meno frequentemente, potrebbe esseri attività nel terminal stance (32-45% GC). La registrazione EMG del popliteus non mostra un modello costante. Il gastrocnemius è anche un muscolo flessore del ginocchio. Aumenta progressivamente la sua intensità dall'inizio (15% GC) alla metà del terminal stance (75% MMT al 50% GC). Successivamente segue un rapido declino in corrispondenza dell'inizio del pre-swing [1].

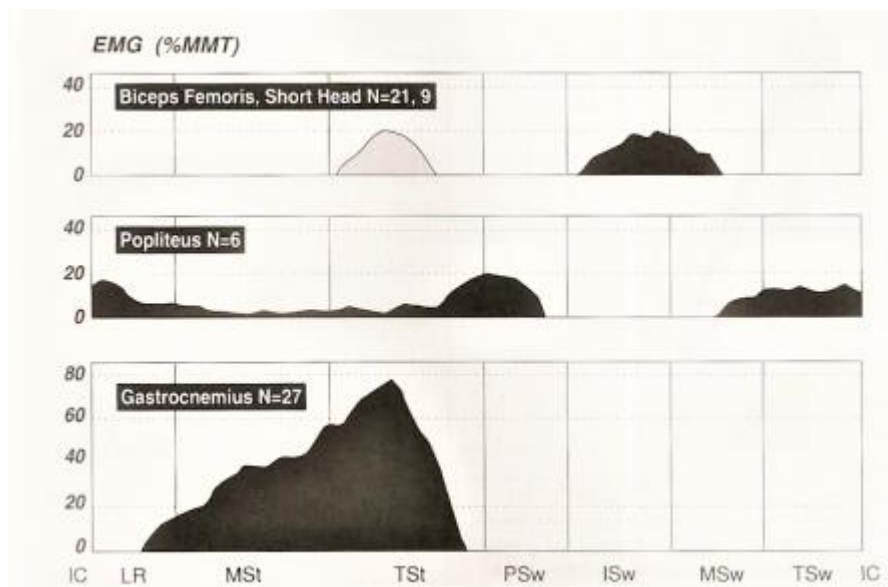


Figura 3.6 Muscoli flessori del ginocchio

4 Materiale e metodi

4.1 Casistica

Il segnale è stato acquisito nel Laboratorio di Analisi del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università Politecnica delle Marche su 16 soggetti sani, criterio di esclusione comprendeva anamnesi di patologia neurologica, chirurgia ortopedica, dolore o patologia del ginocchio acuto/cronico, piedi piatti e $BMI \geq 25$, o andatura anormale. I soggetti erano divisi in 10 femmine e 6 maschi. Età media, altezza e peso sono riportati nella Tabella 1.

Tabella 1 Caratteristiche dei soggetti (i valori sono medie \pm SD).

	età	altezza	peso
soggetti	24.1 \pm 1.7	169 \pm 6	60.8 \pm 3.5

Ai soggetti è stato chiesto di camminare a piedi nudi sopra il pavimento per 5 min a velocità e cadenza naturali, seguendo il percorso schematizzato in Fig. 4.1.

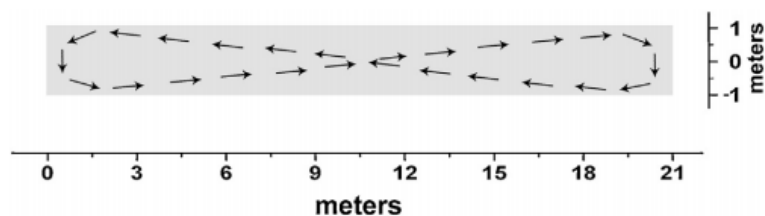


Figura. 4.1 Rappresentazione schematica del tratto percorso dai soggetti durante l'esperimento

4.2 Acquisizione del segnale EMG

I segnali sono stati acquisiti secondo [17], (frequenza di campionamento: 2 kHz; risoluzione: 12bit) ed elaborati dal sistema di registrazione multicanale Step32, Medical Technology, Italia. Ogni soggetto è stato strumentato con interruttori a pedale e sonde sEMG su entrambi arti inferiori. I segnali plane.sEMG sono stati rilevati con singole sonde differenziali a geometria fissa costituita da dischi Ag/Ag-Cl (produttore: Medical Technology, dimensioni: 7 mm × 27 mm × 19 mm; diametro elettrodo: 4 mm; distanza interelettrodi: 8 mm, guadagno: 1000, passa alto filtro:10 Hz, impedenza di ingresso >1.5 G , CMRR > 126 dB, ingresso riferito rumore ≤ 1 Vrms), e con geometria variabile costituita da dischi Ag/Ag Cl (produttore: Medical Technology, distanza minima interelettrodo:12 mm, guadagno:1000, filtro passa-alto:10 Hz, impedenza di ingresso > 1.5 G , CMRR > 126 dB, rumore riferito in ingresso ≤ 200 nVrms). I segnali sEMG sono stati ulteriormente amplificati e filtrati passa-basso (450 Hz) dal sistema di registrazione. Un guadagno complessivo, che va da 1000 a 50.000, potrebbe essere scelto in base alle esigenze del muscolo specifico osservato. Prima di posizionare le sonde, la pelle è stata rasata, pulita con pasta abrasiva e poi bagnare con un panno imbevuto. Per garantire il corretto contatto elettrodo-pelle, gli elettrodi sono stati rivestiti con gel altamente conduttivo. Per l'acquisizione dei segnali sEMG sono state applicate sonde a geometria fissa su gastrocnemio laterale GL, tibiale anteriore TA e bicipite femorale BF e sonde con geometria variabile sono state applicate su retto femorale RF e vasto laterale VL, seguendo le raccomandazioni SENIAM [18] (Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles) per la posizione degli elettrodi e orientamento sui muscoli rispetto ai tendini, punto motorio e direzione delle fibre (figura 4.2).

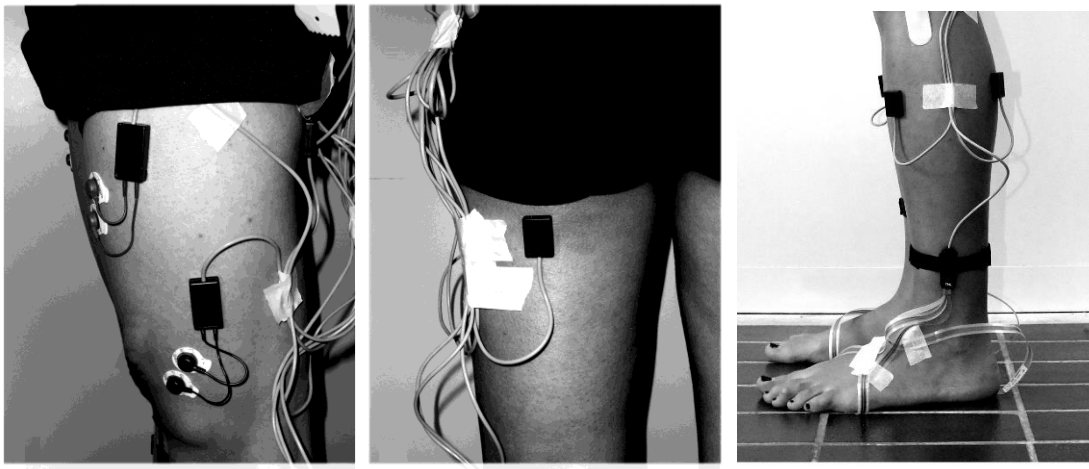


Figura 4.2 Posizionamento degli elettrodi EMG sulla gamba

Per consentire una completa analisi delle fasi del passo i tre interruttori basografici (dimensioni: 11 mm × 11 mm × 0,5 mm; forza di attivazione: 3 N) sono stati posizionati sotto il tallone (T), il primo (M) e le quinte (L) teste metatarsali di ciascun piede. Si ha come risultato 8 fasi del passo, solitamente rotte a 4: heel strike (T), foot contact(T-L, T-M, T-L-M), push-off (L, M, L-M), swing (-) [19].

Il sensore basografico consiste in un interruttore a membrana rettangolare, posizionato alla fine di una striscia di materiale plastico flessibile e isolato (figura 4.3). All'estremità opposta è applicato un connettore per la connessione al preamplificatore. consentono di raccogliere i dati temporali relativi alla fase di contatto piede-pavimento [19].

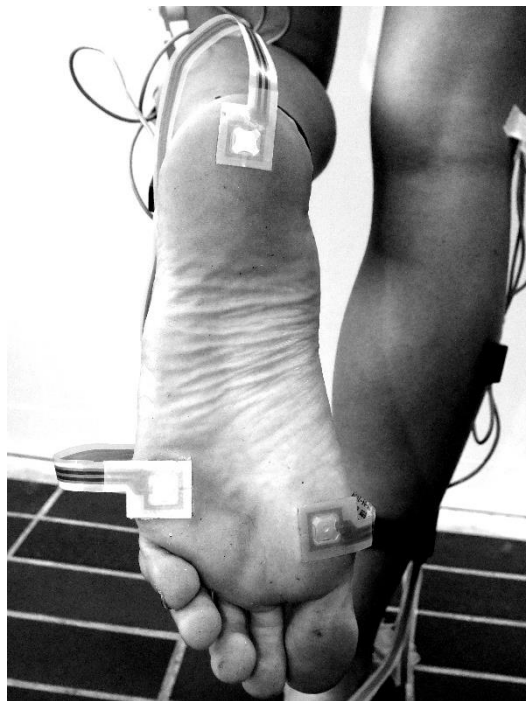


Figura 4.3 Posizionamento interruttori basografici

4.3 Analisi tempo frequenza di segnali biomedici

Lo scopo di qualsiasi trasformazione matematica è migliorare alcune caratteristiche dei dati originali, renderli più di facile interpretazione o rendere più facili alcuni calcoli. Alcune operazioni nel dominio della frequenza sono molto più facili da eseguire rispetto al dominio del tempo (la convoluzione che richiede il calcolo degli integrali nel dominio del tempo diventa una semplice moltiplicazione nel dominio di Fourier). Uno dei principali svantaggi della manipolazione matematica nel dominio della frequenza è la perdita di tutte le informazioni temporali e la generazione di un alto livello di rumore durante la moltiplicazione o la divisione nel dominio della frequenza [20]. Invece di studiare un segnale in uno dei due (unidimensionali) domini, è spesso più utile studiarne le proprietà nel tempo e nella frequenza simultaneamente. Questo approccio dà la possibilità di seguire l'evoluzione del contenuto in frequenza nel tempo, che è particolarmente adatto per l'analisi di serie temporali multicomponenti e non stazionarie, caratterizzato da proprietà spettrali variabili nel tempo [21], il che è uno scenario molto comune per i segnali della vita reale [22].

L'analisi tempo-frequenza è dedicata al problema di identificare e quantificare le componenti oscillatorie presenti in un segnale. Questo viene fatto proiettando il segnale sul piano tempo-frequenza. Tali proiezioni sono chiamate rappresentazioni tempo-frequenza (TFR) e sono di diverso tipo, a seconda del modo esatto in cui viene eseguita la proiezione.

Queste variazioni sono difficili da analizzare nel dominio del tempo, o usando la trasformata di Fourier (FT), in quanto fornisce un segnale localizzato solo nel dominio del tempo e, di conseguenza, non possono essere estratte informazioni sulla posizione e sul tempo [19]. Ma possono essere facilmente tracciate nel piano

tempo-frequenza come con la Short Time Fourier Transform (STFT) e la trasformata wavelet (WT) [22].

La STFT (Formula 1) fu introdotta Dennis Gabor (1946) che adattò la trasformata di Fourier per analizzare solo una piccola sezione del segnale alla volta. Una mappatura del segnale in una funzione bidimensionale di tempo e frequenza [19].

$$STFT_f^u(t', u) = \int_t [f(t) \cdot W(t - t')] \cdot e^{-j2\pi ut} dt \quad (1)$$

I suoi limiti sono che sia il tempo che la frequenza sono rappresentati con una precisione limitata, la quale è determinata dalla dimensione della frequenza, la dimensione è uguale per tutte le frequenze (figura 4.4) [14].

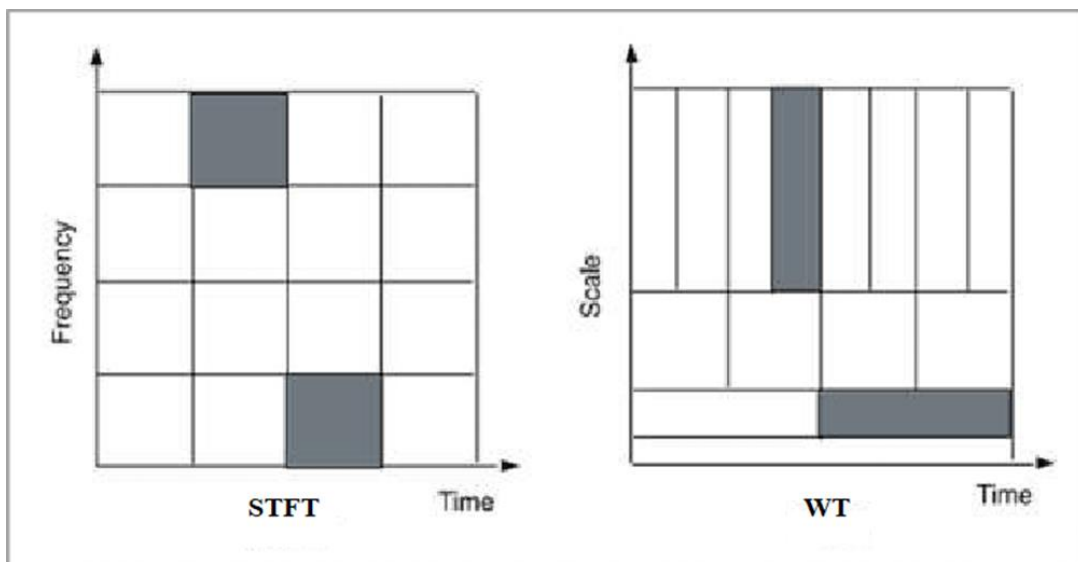


Figura 4.4 STFT vs WT [23]

4.3.1 Analisi Wavelet

Da quanto detto nel paragrafo precedente si può concludere che la STFT risulta essere inadeguata per l'elaborazione di segnali naturali, dato che non è possibile localizzare con la stessa precisione fenomeni che evolvono rapidamente e fenomeni che invece evolvono lentamente. Per ottenere un'analisi a risoluzione variabile occorre far in modo che all'aumentare della frequenza f la banda Δf aumenti in modo proporzionale. Ciò si può ottenere costruendo un insieme di funzioni base mediante traslazione e cambiamento di scala di un'unica funzione, $\psi(t)$, detta *mother wavelet* [24].

La *trasformata wavelet continua* (CWT) è stata adottata per analizzare i segnali EMG di superficie, inclusi nel presente studio. CWT è una tecnica adatta per gestire i bio-segnali nel dominio della frequenza e del tempo. CWT permette di quantificare le variazioni temporali del contenuto in frequenza del segnale non stazionario, preservando la risoluzione dell'elaborazione del segnale nel dominio del tempo e della frequenza. Il CWT di un dato segnale $x(t)$ può essere definito come nella seguente formula (2):

$$X(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (2)$$

dove b è un operatore di traslazione che indica la località nel tempo, a è un operatore di scala che indica la località in frequenza, $\psi(t)$ è la funzione wavelet madre di analisi e l'apice $*$ è un coniugato complesso [25].

Matematicamente, una trasformata wavelet (WT) è la convoluzione del segnale dato con la funzione wavelet. Poiché la wavelet è localizzata nello spazio o nel tempo, una funzione wavelet deve essere traslata per passi di b per coprire l'intero segnale. Una volta che una data wavelet è stata interamente traslata sull'intero segnale, la stessa funzione wavelet può ora essere compressa o dilatata dalla scala a . Questo processo è sempre chiamato dilatazione nella letteratura wavelet per indicare dilatazione o compressione. Qualitativamente, si può comprendere la trasformazione wavelet come segue. La wavelet madre o originale (figura 4.5) viene posta all'inizio del segnale con una scala $a=1$. Questa wavelet madre viene moltiplicata e integrata nell'intervallo di tempo disponibile. Ora la wavelet viene traslata di b unità di tempo sul segnale e i valori di trasformazione vengono calcolati per la scala $a=1$. La wavelet madre continua a essere traslata e la sua trasformata calcolata fino a raggiungere la fine del segnale. Successivamente, la scala a viene modificata (aumentata o diminuita) e tutti i passaggi di integrazione precedenti vengono ripetuti per tutti i valori di traslazione [20].

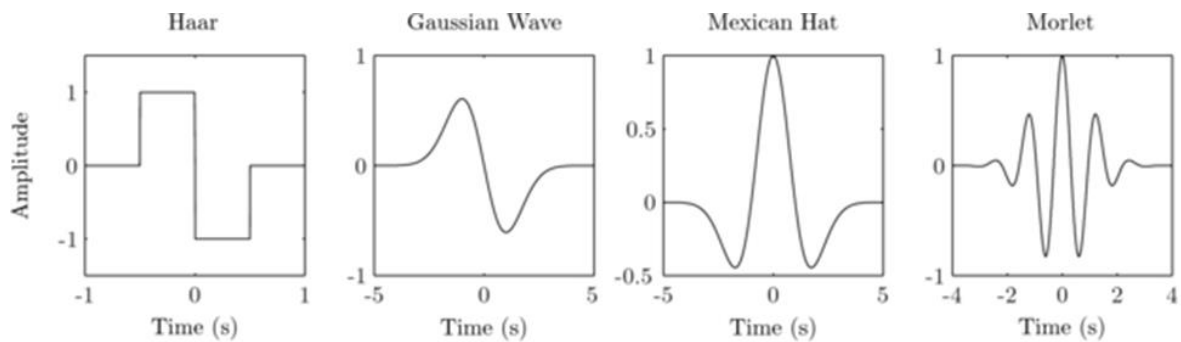


Figura 4.5 Esempi di Wavelet Madre

4.4 Processing del segnale

Nel presente studio come da [26] è stata implementata la trasformata wavelet adottando come wavelet madre Daubechie di ordine 4 con 6 livelli di decomposizione (db4). Questa scelta si basa sul fatto che Daubechies è stato riconosciuto come la wavelet madre adatta per rilevare cambiamenti di segnale e perché la sua forma è simile alla forma dell'azione dell'unità motoria. CWT scompone un segnale in diversi componenti multirisoluzione (coefficienti) ed esegue una serie di operazioni di filtro passa alto e passa basso seguite da down-sampling. In questo modo, il segnale sEMG viene scomposto nella sua forma di contenuto in frequenza e poi ricostruita. CWT è stato utilizzato per rimuovere il rumore dal segnale sEMG e fornendo la localizzazione dell'energia in tempo-frequenza. CWT denoising si basa sulla scomposizione del segnale, modifica dei coefficienti di dettaglio rispetto ad una soglia morbida (soglia di Donoho) e quindi ricostruzione del segnale rispetto ai nuovi coefficienti. È stato raggiunto applicando l'algoritmo di denoising incluso in Wavelet Toolbox Matlab. Il segnale sEMG è stato ricostruito da coefficienti WT rivisti. La localizzazione dell'energia del segnale sEMG nel dominio tempo-frequenza è stata identificata mediante la funzione scalogramma CWT. La funzione (P_{sEMG}) definita come il quadrato del valore assoluto dei coefficienti CWT, W_{sEMG} , come evidenziato nell'equazione (3):

$$P_{sEMG}(a, b) = |W_{sEMG}(a, b)|^2 \quad (3)$$

Lo scalogramma del segnale sEMG denoizzato è stato calcolato per ogni singolo passo e per ogni muscolo durante la camminata. Quindi, gli eventi di inizio e offset vengono identificati come l'intervallo in cui lo scalogramma supera l'1% del valore di picco della densità di energia in ciascun segnale sEMG.

Nel presente studio, l'intervallo di attivazione medio nel dominio del tempo è stato definito come il valor medio (\pm deviazione standard) degli intervalli di attivazione associati a una specifica attivazione funzionale, individuati in tutti i passi e in tutti i soggetti. Nello stesso modo, l'attivazione media nel dominio della frequenza è stata quantificata come range medio di frequenza (min e max) associato a tutti gli intervalli di attivazione associati a quella specifica attivazione funzionale nel dominio del tempo.

5 Risultati

Il presente studio è concentrato sull'analisi delle attivazioni del gastrocnemio laterale (GL) e del tibiale anteriore (TA) della gamba sinistra di ogni soggetto.

Nel dataset in esame viene fornita la traccia del segnale basografico e quella del segnale elettromiografico da processare per essere utilizzati nell'algoritmo.

Il segnale basografico è stato filtrato tramite la funzione *midfilt1* che permette l'eliminazione degli spike dovuti all'acquisizione e successivamente quantizzato in quattro livelli che rappresentano le quattro fasi del passo, viste in presenza, denotate dagli interruttori posizionati sotto la pianta del piede.

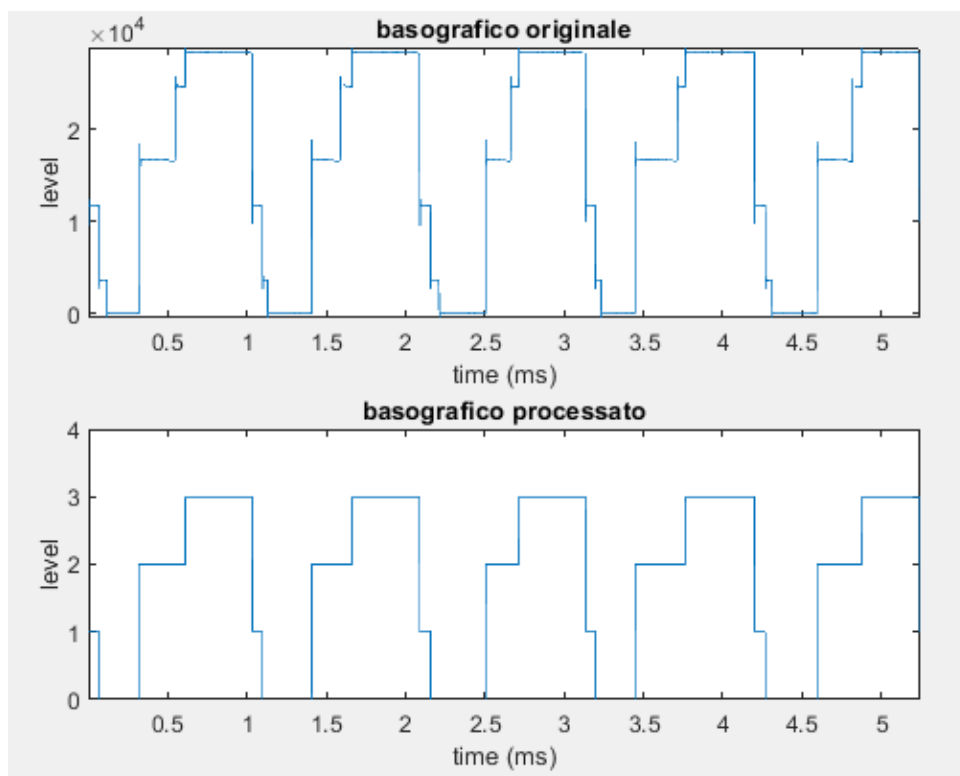


Figura 5.1 Segnale basografico originale e processato

Il segnale elettromiografico, invece, è stato filtrato con un filtro Butterworth (20-450Hz) per eliminare i disturbi.

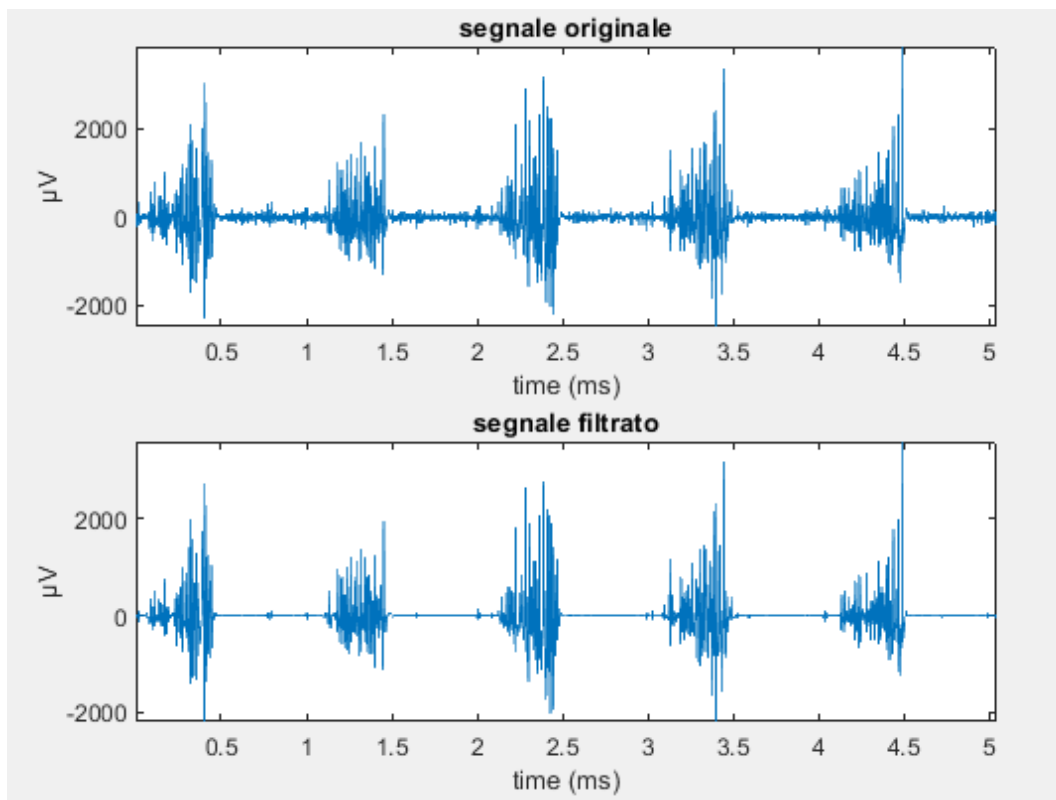


Figura 5.2 Segnale EMG originale e filtrato

5.1 GASTROCNEMIO LATERALE

Di seguito vengono riportati i risultati sull'attivazione del GL di alcuni passi dei 16 soggetti presi in esame.

Soggetto 1

La figura riporta l'elettromiogramma processato e definito in percentuale del ciclo del passo (%GC) con le attivazioni del muscolo in esame.

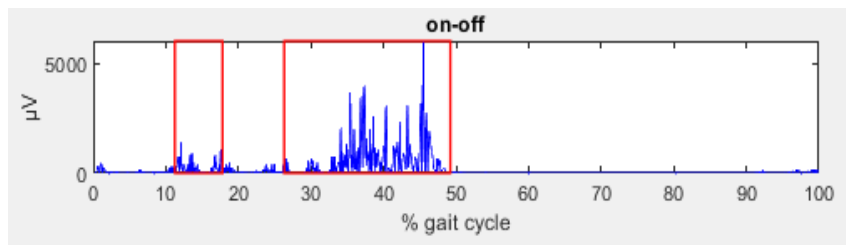


Figura 5.3 Tracciato EMG del GL del secondo passo del soggetto 1

La seguente figura riporta lo scalogramma espresso in funzione della frequenza e del %GC.

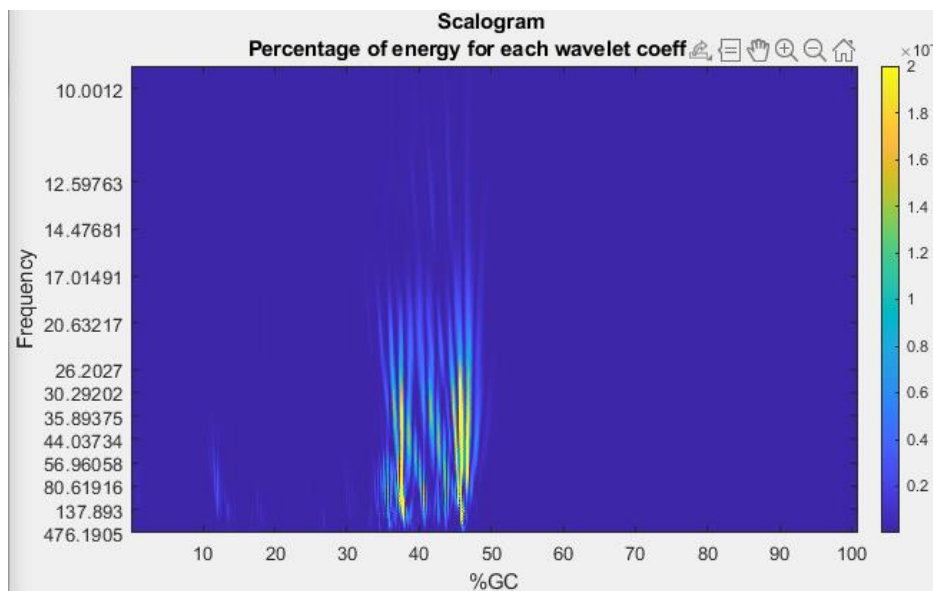


Figura 5.4 Scalogramma del GL relativo al secondo passo del soggetto 1

La seguente tabella riporta i valori delle attivazioni del GL sinistro definite in % di ciclo del passo (%GC) e il loro rispettivo contenuto in frequenza.

Tabella 2 Attivazioni del GL del secondo passo del soggetto1

	On 1	Off 1	On 2	Off 2
%GC	11.2	17.8	26.3	49.2
Frequenza (Hz)	44.0	366.3	11.2	476.2

Come si può evincere per ispezione visiva, lo scalogramma (figura 5.4) è coerente con l'andamento del segnale nel tempo riportato nella figura precedente (figura 5.3) ed è in linea con gli intervalli di attivazione riportati dalla letteratura.

Soggetto 3

La figura riporta l'EMG processato e definito in %GC con le attivazioni del muscolo in esame.

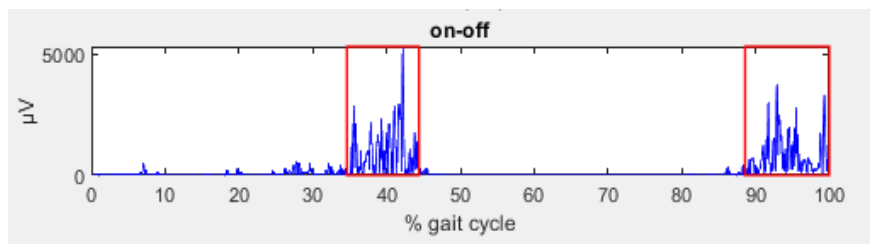


Figura 5.5 Tracciato EMG del GL del secondo passo del soggetto3

La seguente figura riporta lo scalogramma espresso in funzione della frequenza e del %GC.

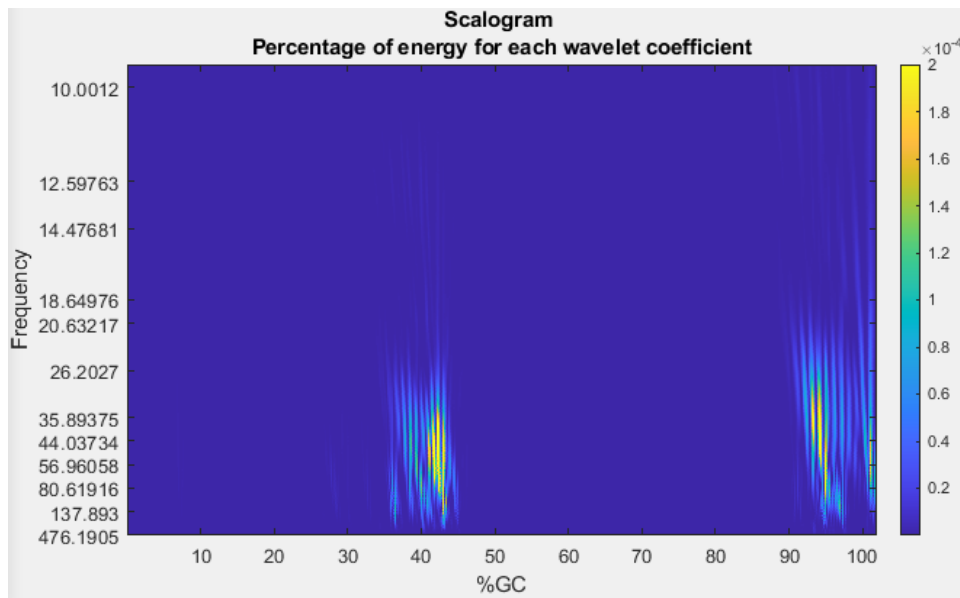


Figura 5.6 Scalogramma del GL relativo al secondo passo del soggetto3

Come si può evincere per ispezione visiva, lo scalogramma (figura 5.6) è coerente con l'andamento del segnale nel tempo riportato nella figura precedente (figura 5.5) ed è in linea con gli intervalli di attivazione riportati dalla letteratura.

La tabella riporta i valori delle attivazioni del GL sinistro definite in % di ciclo del passo (%GC) e il loro rispettivo contenuto in frequenza.

Tabella 3 Attivazioni del GL del secondo passo del soggetto3

	On 1	Off 1	On 2	Off 2
%GC	34.6	44.4	88.6	100
Frequenza (Hz)	17.9	476.2	9.8	476.2

Soggetto 4

La figura riporta l'elettromiogramma processato e definito in %GC con le attivazioni del muscolo in esame.

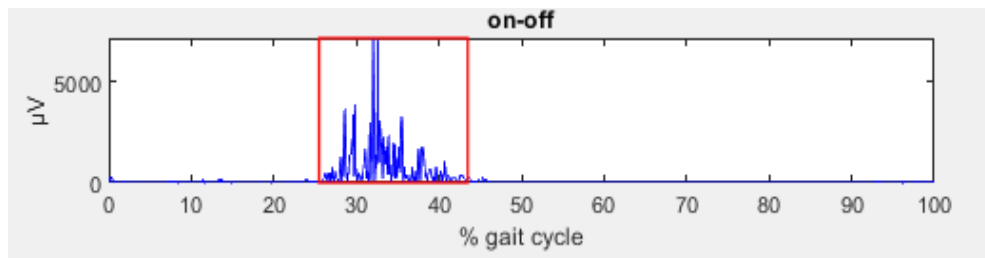


Figura 5.7 Tracciato EMG del GL del secondo passo del soggetto4

La seguente figura riporta lo scalogramma espresso in funzione della frequenza e del %GC.

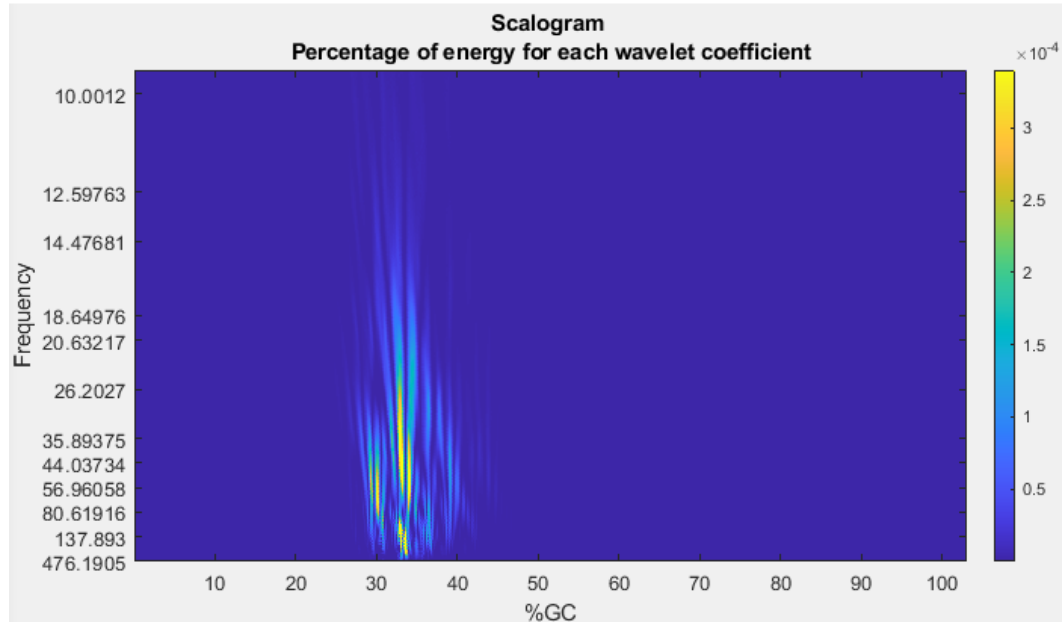


Figura 5.8 Scalogramma del GL relativo al secondo passo del soggetto4

Come si può evincere per ispezione visiva, lo scalogramma (figura 5.8) è coerente con l'andamento del segnale nel tempo riportato nella figura precedente (figura 5.7) ed è in linea con gli intervalli di attivazione riportati dalla letteratura.

La tabella riporta i valori delle attivazioni del GL sinistro definite in % di ciclo del passo (%GC) e il loro rispettivo contenuto in frequenza.

Tabella 4 Attivazioni del GL del secondo passo del soggetto4

	On 1	Off 1
T%GC	34.6	44.4
Frequenza (Hz)	17.9	476.2

Soggetto 7

La figura riporta l'elettromiogramma processato e definito in %GC con le attivazioni del muscolo in esame.

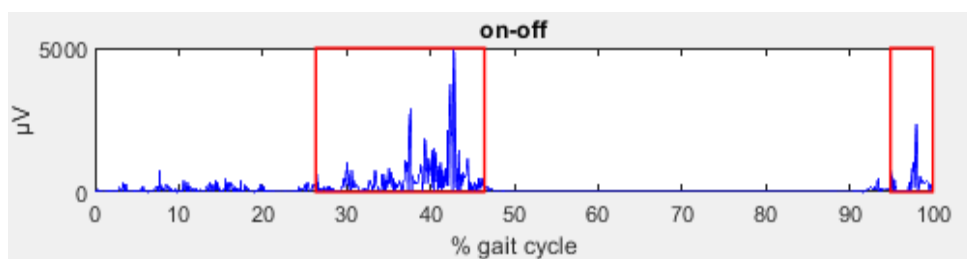


Figura 5.9 Tracciato EMG del GL del terzo passo del soggetto7

La seguente figura riporta lo scalogramma espresso in funzione della frequenza e del %GC.

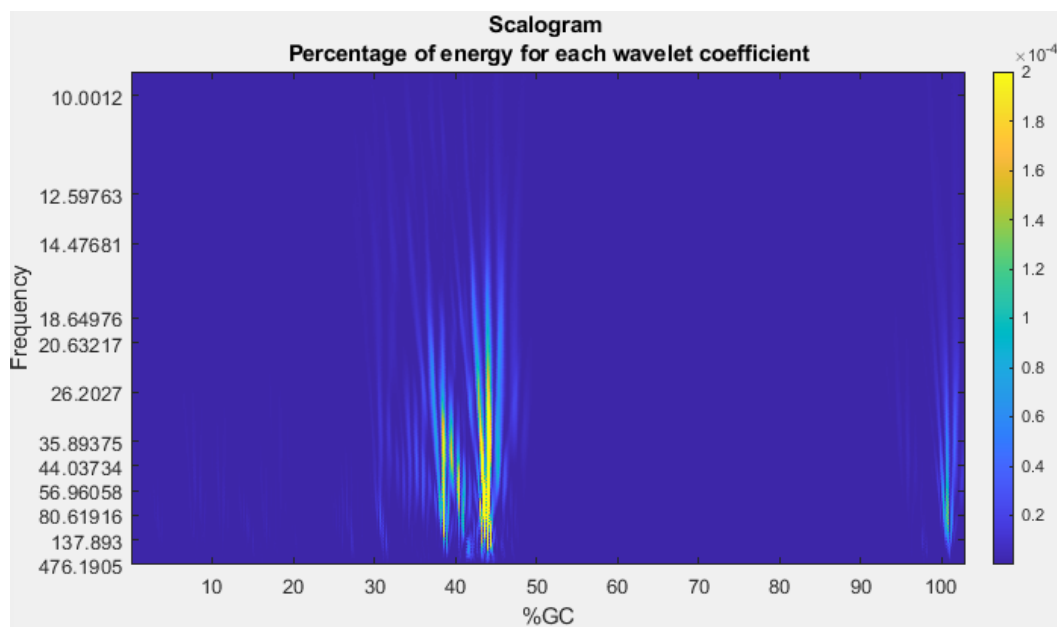


Figura 5.10 Scalogramma del GL relativo al terzo passo del soggetto7

Come si può evincere per ispezione visiva, lo scalogramma (figura 5.10) è coerente con l'andamento del segnale nel tempo riportato nella figura precedente (figura 5.9) ed è in linea con gli intervalli di attivazione riportati dalla letteratura.

La tabella riporta i valori delle attivazioni del GL sinistro definite in % di ciclo del passo (%GC) e il loro rispettivo contenuto in frequenza.

Tabella 5 Attivazioni del GL del terzo passo del soggetto7

	On 1	Off 1	On 2	Off 2
%GC	26.3	46.4	94.8	99.9
Frequenza (Hz)	13.0	456.4	13.0	456.4

Soggetto 8

La figura riporta l'elettromiogramma processato e definito in %GC con le attivazioni del muscolo in esame.

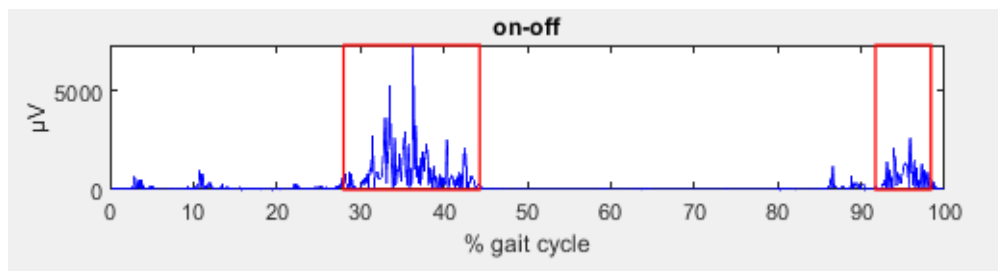


Figura 5.11 Tracciato EMG del GL del quarto passo del soggetto8

La seguente figura riporta lo scalogramma espresso in funzione della frequenza e del %GC.

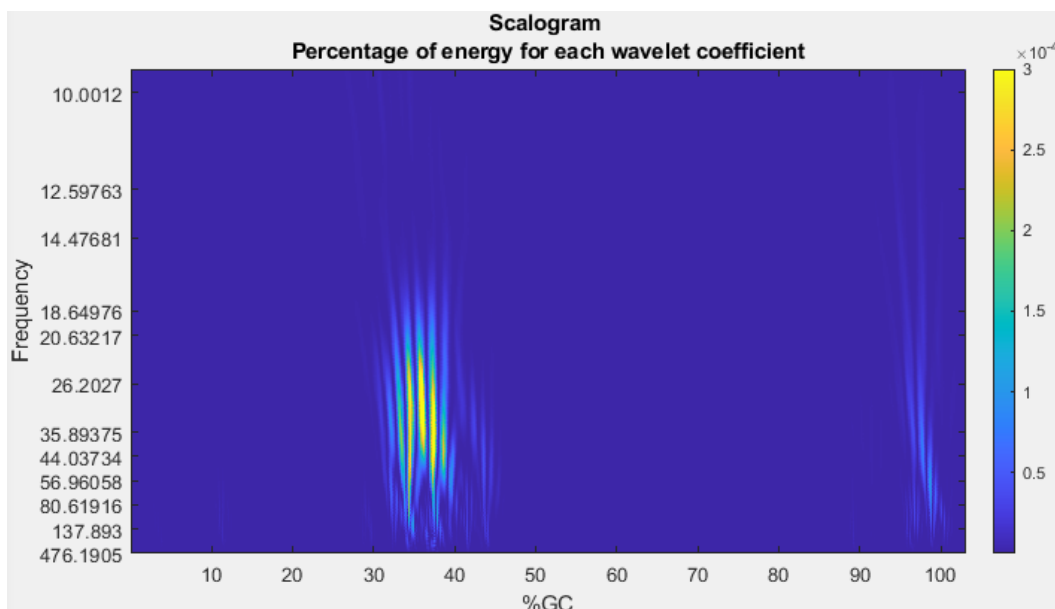


Figura 5.12 Scalogramma del GL del quarto passo del soggetto8

Come si può evincere per ispezione visiva, lo scalogramma (figura 5.12) è coerente con l'andamento del segnale nel tempo riportato nella figura precedente (figura 5.11) ed è in linea con gli intervalli di attivazione riportati dalla letteratura.

La tabella riporta i valori delle attivazioni del GL sinistro definite in % di ciclo del passo (%GC) e il loro rispettivo contenuto in frequenza.

Tabella 6 Attivazioni del GL del quarto passo del soggetto8

	On 1	Off 1	On 2	Off 2
%GC	27.9	44.3	91.7	98.3
Frequenza (Hz)	9.5	476.2	9,5	476.2

Valori medi risultanti

Di seguito sono riportati i valori medi delle attivazioni del GL sinistro per tutti i cinque passi presi in analisi per ognuno dei 16 soggetti in esame.

Dall'analisi del GL si notano quattro diversi intervalli di attivazione medi nel dominio del tempo. L'attivazione principale, presente in tutti i soggetti, è quella che va dalla fine della double stance all'inizio del pre-swing (24-45% GC). Troviamo poi altre attivazioni, meno frequenti, durante la loading response e nella parte finale del passo (mid e terminal swing). Il contenuto in frequenza ha un range ampio, più omogeneo per le attivazioni della seconda metà del GC con un range minimo massimo che va da 10Hz a 475 Hz, un po' più variabile per le attivazioni della double stance (28-384 Hz).

Tabella 7 Valori medi (\pm deviazione standard) delle attivazioni del GL sinistro di tutti i passi in esame

MEDIA	On 1	Off1	On 2	Off 2	On 3	Off 3	On 4	Off 4
%GC	3.9 \pm 3.9	13.1 \pm 4.6	23.7 \pm 5.9	44.9 \pm 2.5	58.0 \pm 4.	64.8 \pm 2.	92.8 \pm 2.	99.4 \pm 0.
Frequenza (Hz)	28.6 \pm 414	384.2 \pm 90	11,5533 \pm 2	443.4 \pm 47	9.5 \pm 0.	476.2 \pm 0	11.6 \pm 3.	473.7 \pm 6
	.2	.8	.6	.0	0	.0	4	.9

5.2 Tibiale Anteriore

Soggetto 1

La figura riporta l'elettromiogramma processato e definito in %GC con le attivazioni del muscolo in esame.

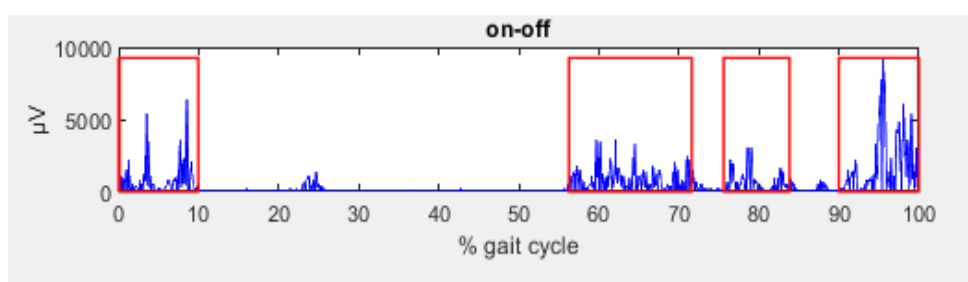


Figura 5.13 Tracciato EMG del TA del secondo passo del soggetto1

La seguente figura riporta lo scalogramma espresso in funzione della frequenza e del %GC.

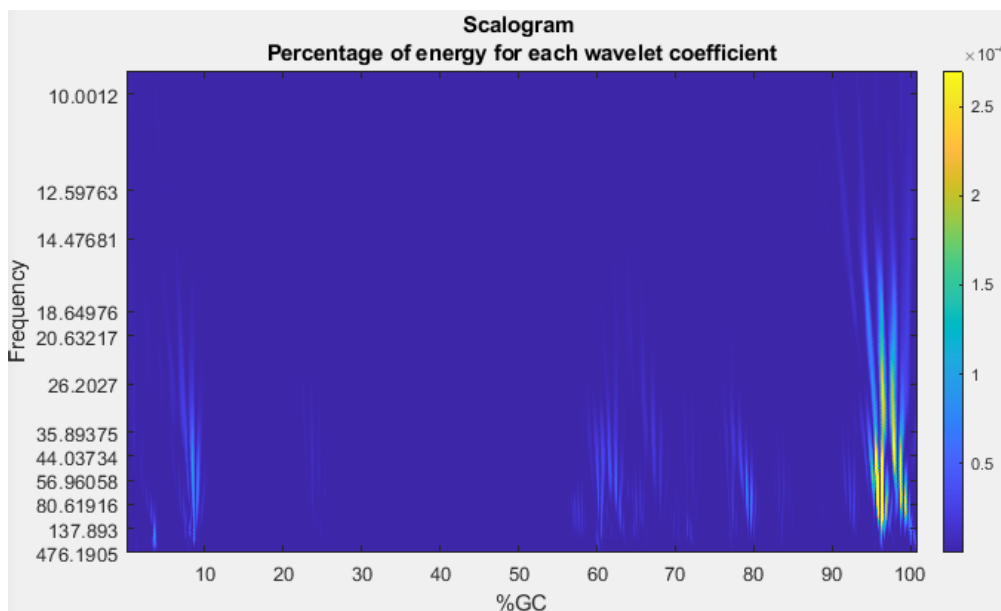


Figura 5.14 Scalogramma del TA relativo al secondo passo del soggetto1

Come si può evincere per ispezione visiva, lo scalogramma (figura 5.14) è coerente con l'andamento del segnale nel tempo riportato nella figura precedente (figura 5.13) ed è in linea con gli intervalli di attivazione riportati dalla letteratura.

La tabella riporta i valori delle attivazioni del TA sinistro definite in % di ciclo del passo (%GC) e il loro rispettivo contenuto in frequenza.

Tabella 8 Attivazioni del TA del primo passo del soggetto1

	On 1	Off 1	On 2	Off 2	On 3	Off 3	On 4	Off 4
%GC	0.1	9.9	56.7	71.6	75.6	83.8	89.9	100.0
Frequenza (Hz)	17.6	457.9	17.6	457.9	17.6	457.9	9.8	457.9

Soggetto 2

La figura riporta l'elettromiogramma processato e definito in %GC con le attivazioni del muscolo in esame.

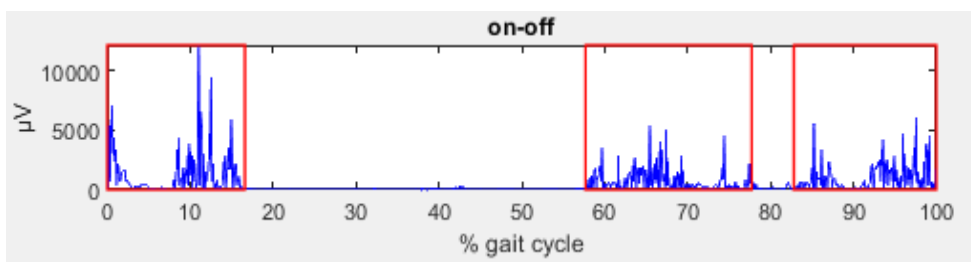


Figura 5.15 Tracciato EMG del TA del primo passo del soggetto2

La seguente figura riporta lo scalogramma espresso in funzione della frequenza e del %GC.

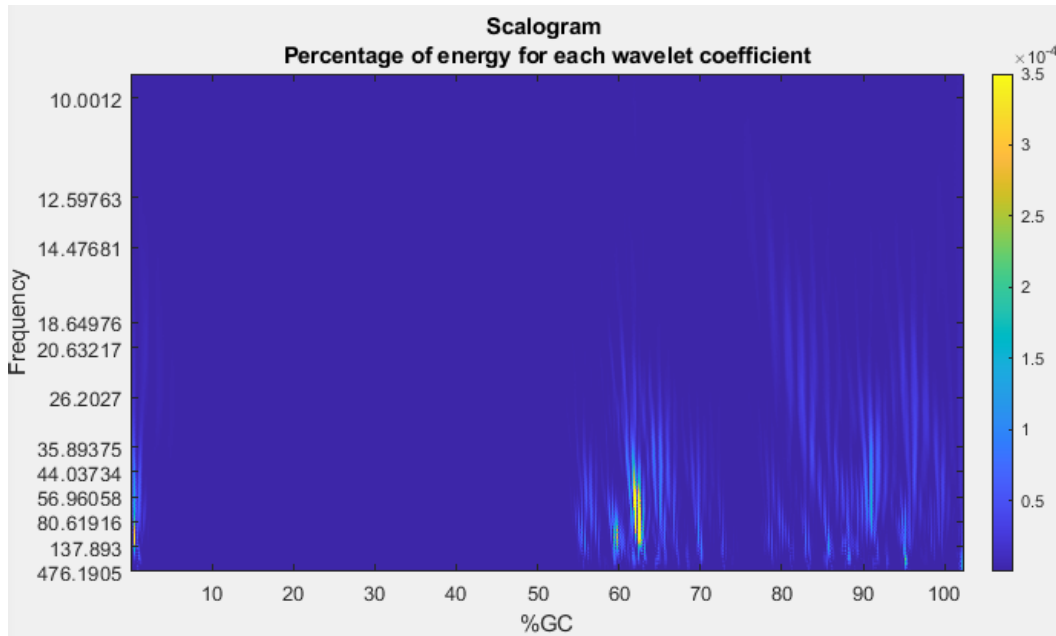


Figura 5.16 Scalogramma del TA relativo al primo passo del soggetto2

Come si può evincere per ispezione visiva, lo scalogramma (figura 5.16) è coerente con l'andamento del segnale nel tempo riportato nella figura precedente (figura 5.15) ed è in linea con gli intervalli di attivazione riportati dalla letteratura.

La tabella riporta i valori delle attivazioni del TA sinistro definite in % di ciclo del passo (%GC) e il loro rispettivo contenuto in frequenza.

Tabella 9 Attivazioni del TA del primo passo del soggetto2

	On 1	Off 1	On 2	Off 2	On 3	Off 3
%GC	0.0	16.6	57.7	77.7	82.8	100.0
Frequenza (Hz)	9.5	476.2	9.5	476.2	9.5	476.2

Soggetto 3

La figura riporta l'elettromiogramma processato e definito in %GC con le attivazioni del muscolo in esame.

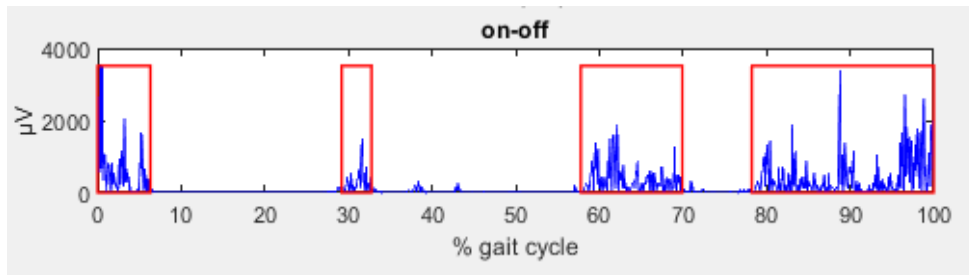


Figura 5.17 Tracciato EMG del TA del secondo quinto del soggetto3

La seguente figura riporta lo scalogramma espresso in funzione della frequenza e del %GC.

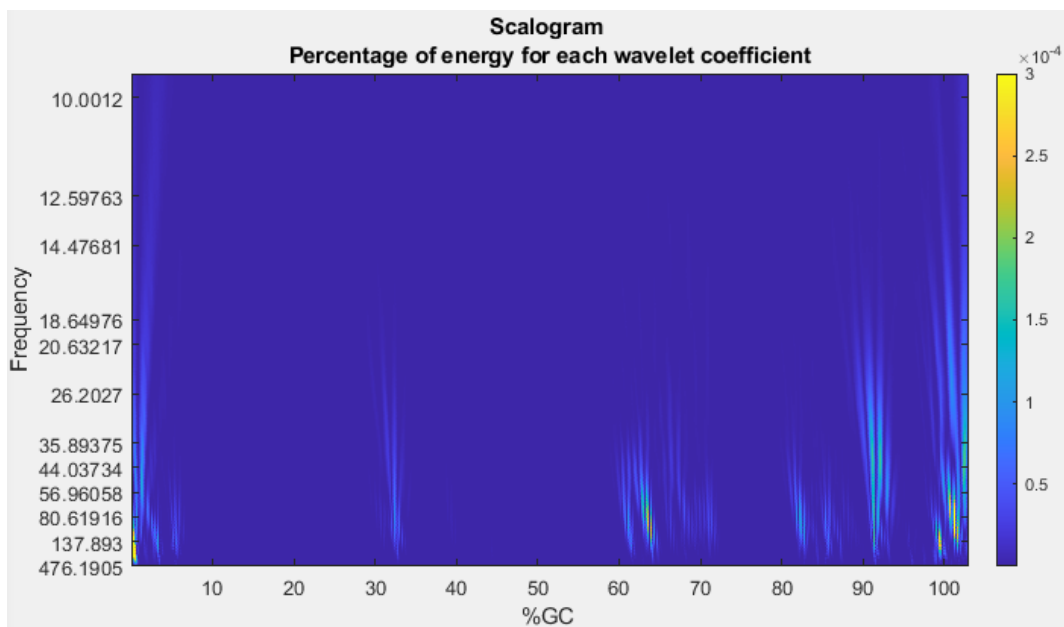


Figura 5.18 Scalogramma del TA del secondo quinto del soggetto3

Come si può evincere per ispezione visiva, lo scalogramma (figura 5.18) è coerente con l'andamento del segnale nel tempo riportato nella figura precedente (figura 5.17) ed è in linea con gli intervalli di attivazione riportati dalla letteratura.

La tabella riporta i valori delle attivazioni del TA sinistro definite in % di ciclo del passo (%GC) e il loro rispettivo contenuto in frequenza.

Tabella 10 Attivazioni del TA del secondo quinto del soggetto3

	On 1	Off 1	On 2	Off 2	On 3	Off 3	On 4	Off 4
%GC	0.0	6.3	29.2	32.7	57.8	69.9	78.2	100.0
Frequenza (Hz)	9.5	476.2	9.5	476.2	9.5	476.2	9.5	476.2

Soggetto 6

La figura riporta l'elettromiogramma processato e definito in %GC con le attivazioni del muscolo in esame.

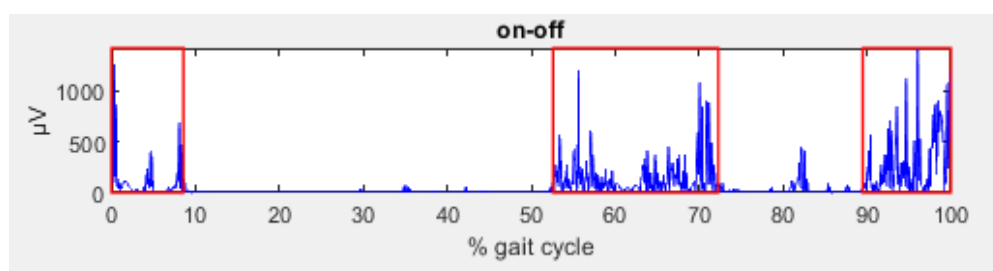


Figura 5.19 Tracciato EMG del TA del quinto passo del soggetto6

La seguente figura riporta lo scalogramma espresso in funzione della frequenza e del %GC.

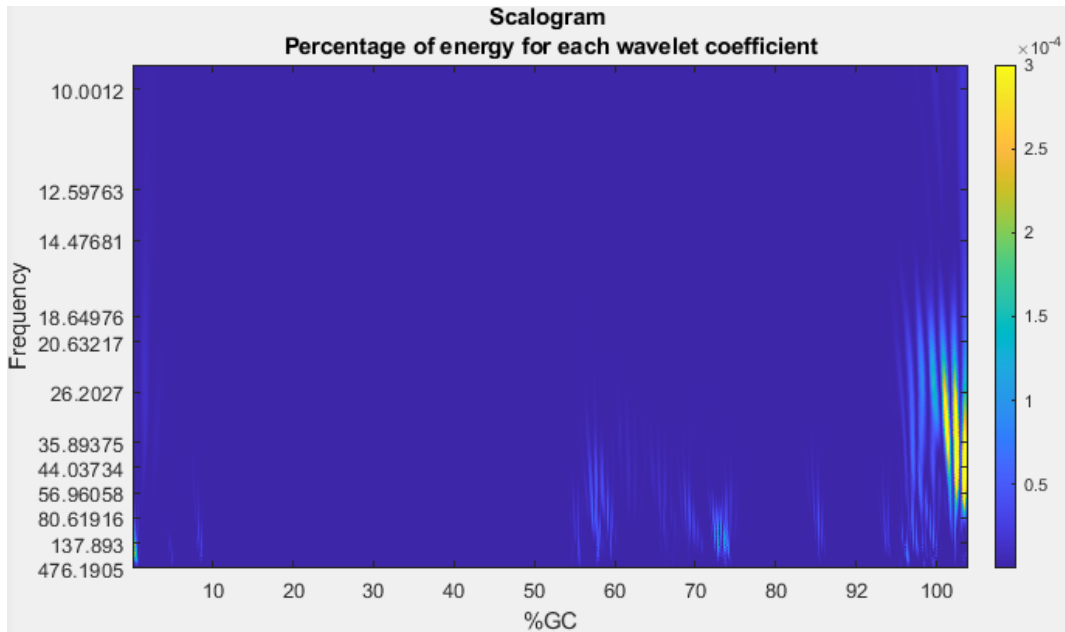


Figura 5.20 Scalogramma del TA del quinto passo del soggetto6

Come si può evincere per ispezione visiva, lo scalogramma (figura 5.20) è coerente con l'andamento del segnale nel tempo riportato nella figura precedente (figura 5.19) ed è in linea con gli intervalli di attivazione riportati dalla letteratura.

La tabella riporta i valori delle attivazioni del TA sinistro definite in % di ciclo del passo (%GC) e il loro rispettivo contenuto in frequenza.

Tabella 11 Attivazioni del TA del quinto passo del soggetto6

	On 1	Off 1	On 2	Off 2	On 3	Off 3
%GC	0.0	8.6	52.6	72.3	89.57	100.0
Frequenza (Hz)	15.1	476.2	15.1	476.2	9.55	476.2

Soggetto 10

La figura riporta l'elettromiogramma processato e definito in %GC con le attivazioni del muscolo in esame.

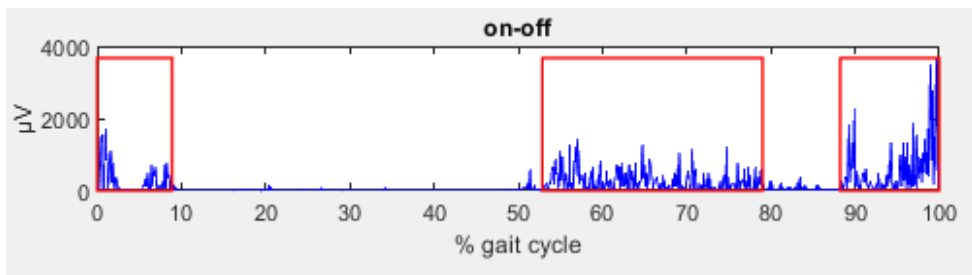


Figura 5.21 Tracciato EMG del TA del quarto passo del soggetto10

La seguente figura riporta lo scalogramma espresso in funzione della frequenza e del %GC.

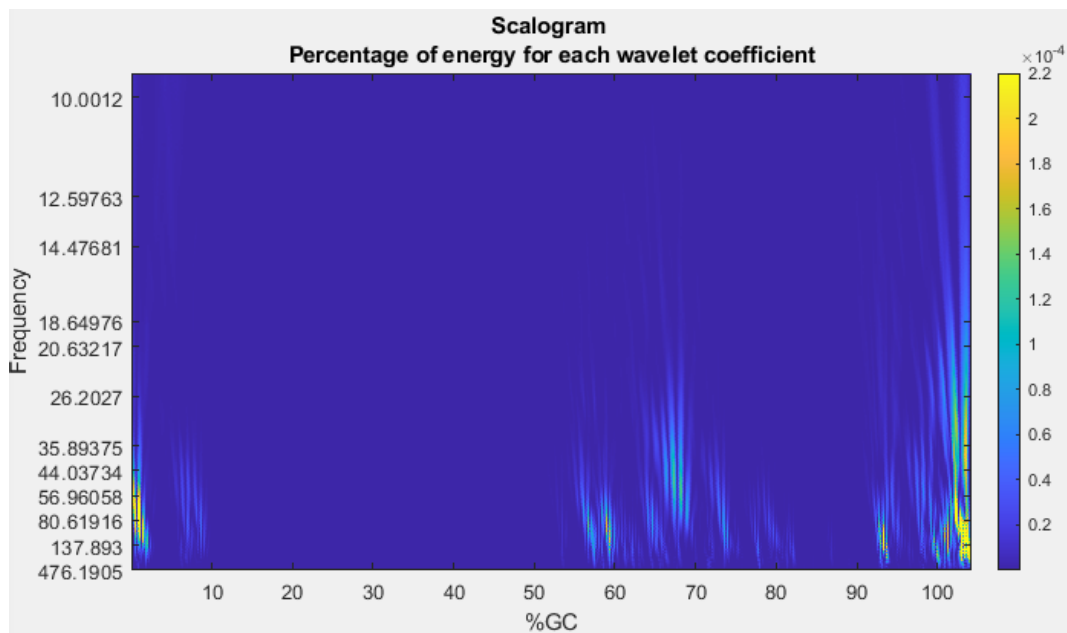


Figura 5.23 Scalogramma del TA del quarto passo del soggetto10

Come si può evincere per ispezione visiva, lo scalogramma (figura 5.23) è coerente con l'andamento del segnale nel tempo riportato nella figura precedente (figura 5.22) ed è in linea con gli intervalli di attivazione riportati dalla letteratura.

La tabella riporta i valori delle attivazioni del TA sinistro definite in % di ciclo del passo (%GC) e il loro rispettivo contenuto in frequenza.

Tabella 12 Attivazioni del TA del quarto passo del soggetto10

	On 1	Off 1	On 2	Off 2	On 3	Off 3
%GC	0.0	8.9	52.8	79.0	88.2	100.0
Frequenza (Hz)	19.0	397.9	19.0	445.0	9.5	476.2

Valori medi risultanti

Di seguito sono riportati i valori medi delle attivazioni del GL sinistro per tutti i cinque passi presi in analisi per ognuno dei 16 soggetti in esame.

Per il TA troviamo più intervalli di attivazione medi nel dominio del tempo durante il ciclo. Le attivazioni principali sono nella fase di initial contact in cui il TA è attivo e termina la sua azione alla fine della loading response (1-14% GC) e durante la fase di pre-swing (57-75% GC), con una diminuzione dell'azione muscolare durante la mid swing che risale nel terminal swing per posizionare il piede durante la fase di appoggio (79%-100% GC). Il contenuto in frequenza, come anticipato, è meno variabile rispetto al GC con un range da 16 Hz a 461 Hz durante l'initial contact e da 12 Hz ai 470 Hz per le attivazioni durante il periodo di swing.

Tabella 13 Valori medi (\pm deviazione standard) delle cinque attivazioni del TA sinistro di tutti i passi in esame

MEDIA	On 1	Off1	On 2	Off 2	On 3	Off 3
%GC	0.9 \pm 2.8	13.8 \pm 9.8	13.1 \pm 5.4	23.3 \pm 7.6	44.7 \pm 10.0	54.0 \pm 13.2
Frequenza (Hz)	16.0 \pm 7.11	461.4 \pm 33.6	13.8 \pm 4.9	450.7 \pm 38.9	16.1 \pm 5.6	437.0 \pm 75.7

MEDIA	On 4	Off 4	On 5	Off 5
%GC	57.3 \pm 6.0	75.0 \pm 5.5	78.9 \pm 14.0	99.6 \pm 1.9
Frequenza (Hz)	13.9 \pm 4.3	463.7 \pm 33.2	11.8 \pm 2.9	474.7 \pm 7.3

6 Discussione e conclusioni

La complessità del compito motorio data dalla sequenza ripetuta del movimento degli arti inferiori per spostare il corpo in avanti mentre mantiene una postura stabile, sviluppando una serie d'interazioni tra i vari segmenti delle gambe e la massa totale del corpo, rende difficile un'analisi completa nel dominio tempo-frequenza. Tuttavia, questo approccio può essere particolarmente significativo perché in grado di fornire informazioni non raggiungibili con approcci più tradizionali e di possibile utilità clinica.

L'obiettivo del presente lavoro è stato quello di testare un algoritmo che permettesse di localizzare, sia nel tempo che in frequenza, il contenuto informativo delle singole attivazioni muscolari presenti nel segnale EMG considerato all'interno del ciclo del passo, concentrandosi in particolare sulla variabilità del contenuto in frequenza. I risultati ottenuti nel presente studio mostrano come l'algoritmo sviluppato sia in grado di individuare correttamente tutte le attivazioni presenti nel segnale e di localizzarle sia temporalmente che nel dominio della frequenza, mantenendo un giusto equilibrio tra risoluzione temporale e spettrale. In particolare, l'algoritmo testato ha permesso di estrarre il range in frequenza, definito dalla frequenza massima e minima dell'attivazione, e l'intervallo temporale, definito dall'istante di inizio e di fine dell'attivazione, della singola attivazione muscolare individuata. Dai risultati ottenuti nel dominio del tempo si evince che l'attività muscolare stimata per tibiale anteriore e gastrocnemio laterale segue quanto riportato in letteratura [1], a conferma della robustezza del presente approccio, supportando così l'affidabilità dei risultati nel dominio della frequenza. Nel dominio della frequenza, invece, si è riscontrata una certa variabilità, seppure contenuta, soprattutto nel caso del tibiale anteriore e in

particolar modo nelle frequenze massime. Questo risultato sembra indicare la possibilità che in un soggetto sano le differenti attivazioni di uno stesso muscolo durante lo stesso ciclo del passo possano essere caratterizzate da un diverso contenuto (range) in frequenza. Questo sembra poter essere legato al compito funzionale (propulsione, controllo, lavoro su piani diversi da quello sagittale) della specifica attivazione. Per quanto, come mostrato, i risultati siano affidabili, questa variabilità alle alte frequenze può essere dovuta anche all'approccio utilizzato che, come si può evincere dagli scalogramma riportati nel capitolo precedente, presenta una risoluzione che alle alte frequenze, può risentire dell'effetto dei livelli di quantizzazione selezionati. Per questo motivi, ulteriori studi saranno necessari per confermare i presenti risultati e le presenti considerazioni.

In conclusione, i risultati di questo lavoro rappresentano un primo passo verso un'analisi più approfondita del ciclo del passo nel dominio tempo-frequenza tramite l'uso di algoritmi che ne permettano lo studio con una elevata risoluzione. Questi risultati sono comunque già in grado di fornire le prime utili indicazioni, tramite l'uso della trasformata wavelet, sulla correlazione tra contenuto in frequenza e il corrispondente contenuto temporale dell'attivazione di due dei principali muscoli coinvolti nel cammino umano. Un contributo importante per l'analisi del cammino e per la comprensione delle numerose e complesse attivazioni muscolari che svolgono diversi, alcuni non ancora ben chiari, compiti per permettere l'avanzamento del corpo e il mantenimento di una postura stabile.

Bibliografia

- [1] Perry J. (1992). The Gait cycle, Gait Analysis Normal and pathological Function. Slack Inc.
- [2] Merletti, R., & Muceli, S. (2019). Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 49, 102363.
- [3] Lannocca, M., Pascucci, G., Mangia, A. L., & Seconda, S. L'ELETTROMIOGRAFIA: PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO E APPLICAZIONI IN AMBITO SPORTIVO.
- [4] Li, X., Zhou, P., & Aruin, A. S. (2007). Teager-Kaiser energy operation of surface EMG improves muscle activity onset detection. *Annals of biomedical engineering*, 35(9), 1532–1538. <https://doi.org/10.1007/s10439-007-9320-z>
- [5] Solnik, S., Rider, P., Steinweg, K., DeVita, P., & Hortobágyi, T. (2010). Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European journal of applied physiology*, 110(3), 489–498.
- [6] Staude, G. H. (2001). Precise onset detection of human motor responses using a whitening filter and the log-likelihood-ratio test. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 11, pp. 1292-1305, doi: 10.1109/10.959325.
- [7] Xu, Q., Quan, Y., Yang, L. and He, J. (2013). An Adaptive Algorithm for the Determination of the Onset and Offset of Muscle Contraction by EMG Signal Processing. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 21, no. 1, pp. 65-73, doi: 10.1109/TNSRE.2012.2226916.
- [8] Bonato, P., D'Alessio, T., & Knaflitz, M. (1998). A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 45(3), 287–299.

[9] Merlo, A., Farina, D., & Merletti, R. (2003). A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 50(3), 316–323.

[10] Vannozzi, G., Conforto, S., & D'Alessio, T. (2010). Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method. *Journal*

[11] Scelsi, R. (2007). Morfologia del muscolo scheletrico normale e patologia muscolare nella paraplegia da lesione del primo motoneurone. *Basic Appl Myol*, 1, 8-18.

[12] Sweeney, H. L., & Hammers, D. W. (2018). Muscle Contraction. *Cold Spring Harbor perspectives in biology*, 10(2).

[13] Squire, J. (2012). *The structural basis of muscular contraction*. Springer Science & Business Media.

[14] Huxley, A. F. (1974). Muscular contraction. *The Journal of physiology*, 243(1), 1-43.

[15] Scalise, L. (2020). Dispense del Corso di Misure Meccaniche e Strumentazione Biomedica. Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica_Università Politecnica delle Marche

[16] Sebastian, R. V., Estefania, P. G., & Andres, O. D. (2020). Scalogram-energy based segmentation of surface electromyography signals from swallowing related muscles.

[17] Di Nardo, F., Mengarelli, A., Maranesi, E., Burattini, L., & Fioretti, S. (2015). Gender differences in the myoelectric activity of lower limb muscles in young

healthy subjects during walking. *Biomedical Signal Processing and Control*, 19, 14-22.

[18] Hermens H.J. et al., (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensors placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.

[19] Fioretti, S. (2018). Dispense del Corso di Bioengineering of Motor Rehabilitation. Laurea Magistrale in Biomedical Engineering_Università Politecnica delle Marche

[20] Wahab, M. F., & O'Haver, T. C. (2020). Wavelet transforms in separation science for denoising and peak overlap detection. *Journal of separation science*, 43(9-10), 1998–2010.

[21] Wang, Z., Zhu, J., Yan, T., & Yang, L. (2019). A new modified wavelet-based ECG denoising. *Computer assisted surgery (Abingdon, England)*, 24(sup1), 174–183.

[22] Iatsenko, D., McClintock, P. V., & Stefanovska, A. (2013). Linear and synchrosqueezed time-frequency representations revisited. Part I: Overview, standards of use, related issues and algorithms. *arXiv preprint arXiv:1310.7215*.

[23] Kumar, P & Pan, Mingmin & Yung, Yang & Hu, Wenli. (2018). Promise and Risks Tangled in Hybrid Wavelet Medical Image Fusion Using Firefly Optimization Algorithm in the Diagnosis of Alzheimer's Disease.

[24] Verdoliva, L. (2018). Appunti di Elaborazione di Segnali Multimediali.

[25] Dziejach, K., Nowak, A., Hasse, A., Uhl, T., & Staszewski, W. J. (2018). Wavelet-based analysis of time-variant adaptive structures. *Philosophical*

transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences, 376(2126), 20170245.

[26] Romanato M., Spolaor F., Sawacha Z., Strazza A., Fioretti S., Di Nardo F., Piatkowska W. J., Volpe D. Characterization of EMG time-frequency content during Parkinson walking: a pilot study.

of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 20(4), 767–772.