



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

**Caratterizzazione in tempo-frequenza
dell'attività muscolare durante il cammino**

**Assessment in time-frequency domain of
muscular recruitment during walking**

Relatore:
**Prof. Francesco
Di Nardo**

Tesi di Laurea di:
Riccardo Casagrande

Correlatore:
Prof. Sandro Fioretti

A.A. 2019/2020

Indice

1 Introduzione	7
2 La contrazione muscolare	10
2.1 Fisiologia del muscolo scheletrico	10
2.1.1 Le sue funzioni	10
2.1.2 Le miofibrille	11
2.1.3 Proprietà meccaniche del muscolo	13
2.1.4 Tipologia delle fibre muscolari	13
2.1.5 Contrazione e rilassamento	14
2.2 Il tessuto nervoso	15
2.2.1 La stimolazione	15
2.2.1 L'unità motoria	16
2.2.3 L'eccitabilità del muscolo	17
2.3 Elettromiografia	20
2.3.1 Che cos'è	20
2.3.2 Tipi di EMG	20
2.3.3 Gli elettrodi	20
2.3.4 Preamplificatore	22
2.3.5 Filtri	22
2.3.6 Amplificatore	23
2.3.7 Convertitore A/D	23
2.3.8 Optoisolatore (isolatore ottico)	23
3 Gait Analysis.....	25
3.1 Gait Cycle	25
3.2 Le fasi del ciclo del passo	27
3.3 I muscoli impiegati nel gait cycle	29
3.4 Muscoli coinvolti nella fase di appoggio	31
3.5 Muscoli coinvolti nella fase di oscillazione	33
4 Analisi in tempo-frequenza del segnale EMG	36
4.1 Acquisizione del segnale EMG	36
4.1.1 Il tracciato EMG	36
4.2 Analisi in Tempo-Frequenza	37
4.2.1 La trasformata di Fourier	37
4.2.2 La Short Time Fourier Trasformat	37
4.3 Wavelet.....	39
4.3.1 Passaggio dalla STFT alla Wavelet	39
4.3.2 La Trasformata Wavelet Continua (CWT)	39
5 Materiali e metodi.....	43
5.1 Introduzione.....	43
5.2 Posizionamento degli elettrodi	44
5.3 Acquisizione dei segnali.....	45
5.4 Analisi dei segnali	46
5.5 Denoising del segnale EMG	47
5.5 Calcolo della trasformata Wavelet continua e dello scalogramma	48

5.6 Individuazione zone di attivazione.....	49
6 Risultati.....	51
6.1 Basografico.....	51
6.2 Segnali EMG grezzo e denoising.....	53
6.4 Contenuto energetico.....	56
6.5 Attivazione muscolare.....	60
7 Discussione e conclusioni.....	64
Bibliografia e fonti.....	66

1 Introduzione

I muscoli giocano un ruolo fondamentale sia nel mantenimento della postura che in qualunque tipo di azioni che svolgiamo, dalla più semplice e comune (come camminare) alla più complessa. Durante la gait analysis si prendono in considerazione i muscoli degli arti inferiori.

Il segnale elettromiografico (EMG) è la registrazione di potenziali elettrici che si generano nel muscolo in seguito all'attività elettrica delle cellule nervose. L'analisi del segnale EMG di superficie (sEMG) può essere utile in vari ambiti e per varie applicazioni, quali diagnosi di patologie del sistema neuromotorio, studio del sistema neuromuscolare psicomotorio, sport agonistico e riabilitazione [1-3]. In particolare, la misura di questi segnali è di larghissimo impiego sia nella pratica clinica che nella ricerca grazie alla facilità di acquisizione, alla non invasività, al costo relativamente basso della strumentazione necessaria alla loro misurazione. Uno dei principali campi di utilizzo dell'elettromiografia rimane comunque l'Analisi del Cammino (gait analysis).

Tipicamente durante la gait analysis, lo studio delle strategie di reclutamento muscolare, tramite sEMG, viene condotto nel dominio del tempo. Questo viene fatto in modo da evidenziare i patterns di attivazione muscolare durante il ciclo del passo, al fine di estrarre informazioni sulle modalità con cui gli arti inferiori (anca, coscia, ginocchio, gamba, caviglia e piede) vengono posizionati. Numerosi sono anche gli studi sul contenuto in frequenza delle strategie di reclutamento muscolare, compiuti tramite la Trasformata di Fourier, che permettono di evidenziare il contenuto spettrale delle attivazioni. 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. Esistono solo approcci in grado di fornire tramite Trasformata di Fourier il contenuto in frequenza dell'intero segnale EMG (segnale vero e rumore insieme), senza riuscire a individuare cosa succede nella singola attivazione muscolare. Questo tipo di valutazione può essere compiuta tramite un approccio tempo-frequenza dell'analisi dei segnali sEMG. Inoltre, la caratterizzazione in tempo-frequenza dei segnali EMG è importante non solo per avere informazioni su eventuali disordini o patologie, ma anche per una migliore comprensione della fisiologica.

L'obiettivo del presente lavoro di tesi è stato quello di sviluppare un algoritmo in MATLAB basato sulla trasformata Wavelet che fosse in grado di fornire contemporaneamente il contenuto nel dominio del tempo e nel dominio della frequenza riguardo le attivazioni muscolari identificate durante il cammino. Il primo passo è quello di acquisire i suddetti segnali sEMG, e ciò è possibile grazie ad un laboratorio debitamente attrezzato ed un sistema di acquisizione appropriato che permettono di eseguire alcuni esperimenti ad hoc con soggetti volontari sani su cui misurare i segnali EMG. Il secondo passo consiste nell'analisi di tali segnali, attraverso una loro opportuna elaborazione. A tale

scopo è opportuno avere a disposizione un sistema software che permetta di caricare i dati acquisiti precedentemente, eseguire le elaborazioni su di essi, sulla base dei quali trarre conclusioni significative per l'esperimento realizzato.

2 La contrazione muscolare

2.1 Fisiologia del muscolo scheletrico

2.1.1 Le sue funzioni

I muscoli scheletrici conosciuti anche come muscoli striati e costituiscono la maggior parte della massa muscolare corporea e sono responsabili della postura, stabilità e movimento del nostro corpo. Ogni muscolo è formato da un insieme di cellule muscolari o fibre muscolari. Ogni fibra è circondata dall'endomisio, un sottile strato di tessuto connettivo, ed ognuna di esse è collegata all'altra attraverso un altro tessuto, di tipo connettivale, detto perimisio. L'intero muscolo è infine circondato dall'epimisio, un tessuto molto resistente allo stiramento, ben più resistente delle fibre stesse. L'epimisio è quel tessuto che, in caso di danno delle fibre muscolari, va a sostituire la porzione danneggiata in modo da collegare le parti distaccate.

Le fibre sono organizzate in una struttura gerarchica, dove ogni cellula è contenuta in una membrana, detta sarcolemma, e nel suo citoplasma, detto sarcoplasma. La principale struttura intracellulare, nonché unità contrattile, è rappresentata dalle miofibrille, disposte longitudinalmente lungo il sarcoplasma e di forma cilindrica. Intorno alle miofibrille vi è presente un elemento reticolare che le avvolge, il reticolo sarcoplasmatico (RS). Organizzato in triadi da un tubulo trasversale (tubulo T) e due cisterne terminali, l'insieme di questi elementi è responsabile della propagazione del potenziale d'azione e della contrazione che ne segue. Le membrane dei tubuli T sono una continuazione della membrana della fibra muscolare, così il lume dei tubuli T è in comunicazione con il liquido extracellulare e ne causa la rapida propagazione del segnale, mentre le cisterne terminali contengono grandi concentrazioni di ioni calcio (Ca^{2+}), responsabili dell'avvio e dell'arresto del meccanismo di contrazione.

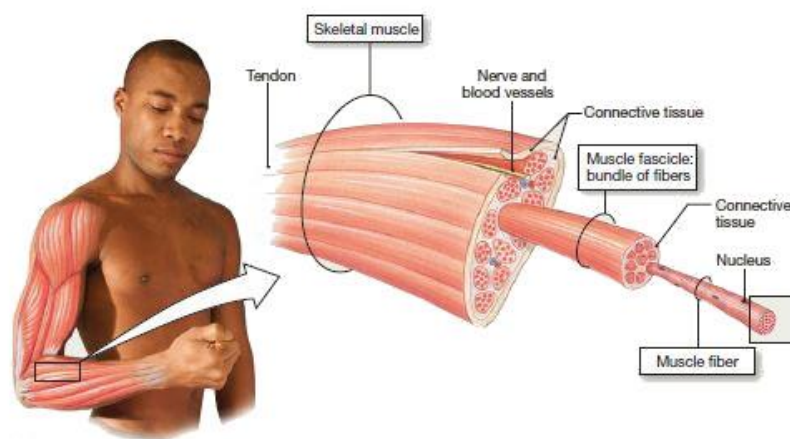


Figura 2.1 Struttura del muscolo scheletrico

2.1.2 Le miofibrille

Le miofibrille sono costituite da 3 tipi differenti di proteine:

- le proteine contrattili miosina e actina;
- le proteine regolatrici troponina e tropomiosina;
- le proteine strutturali titina e nebulina.

La miosina è il motore del muscolo, in quanto è la proteina in grado di generare movimento, ed è costituita da due parti: la coda, parte rigida, e la testa, parte elastica che è il cardine del movimento; un insieme di molecole di miosina costituisce un filamento spesso della fibra muscolare.

L'actina è la proteina a cui la testa della miosina si attacca per effettuare la contrazione (complesso actomiosina) della fibra ed un insieme costituisce il filamento sottile della fibra muscolare.

Le proteine regolatrici permettono l'unione tra miosina e actina, nella fase iniziale della contrazione. Il sarcoplasma libera il calcio che si lega alla troponina e questa, a sua volta, regola la posizione on/off della tropomiosina, che libera o chiude il sito dell'actina, cioè dove la testa della miosina si legherà.

Un insieme di filamenti spessi e sottili alternati tra loro costituisce il sarcomero, che rappresenta l'unità strutturale e funzionale (contrattile) della miofibrilla, sul quale si può evidenziare un alternarsi di aree di colore più chiare e più scure (bande A e I, zona H) e delle linee di demarcazione del sarcomero (linea M e disco Z). I filamenti durante la contrazione scorrono gli uni rispetto gli altri, con forze dirette verso il centro del sarcomero, i quali a cascata accorciano il sarcomero, le miofibrille e le fibre muscolari.

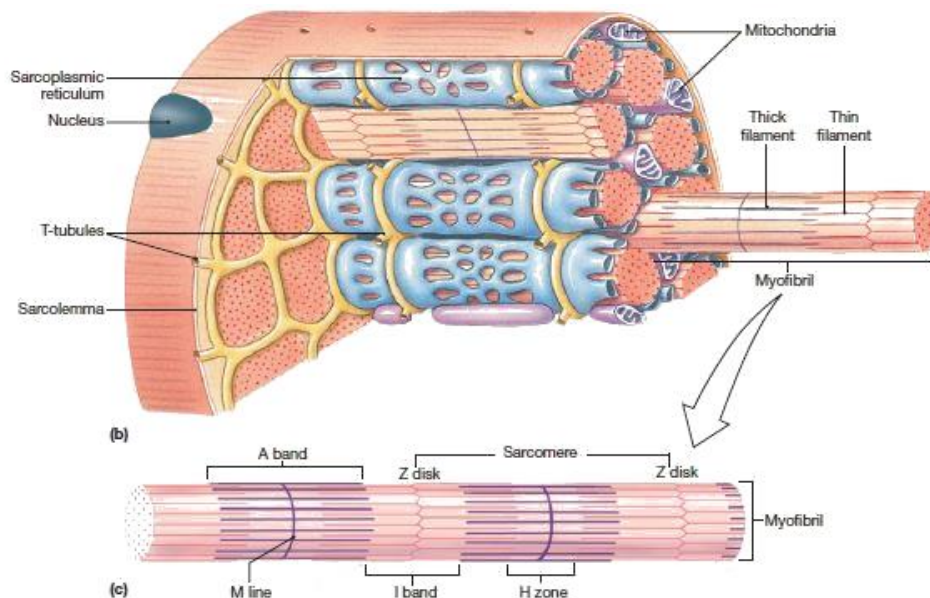


Figura 2.2 La cellula muscolare nelle sue unità strutturali

Da [4], l'energia per il processo di contrazione è ricavata dalle molecole di ATP (adenosintrifosfato), fornita per la maggior parte dai mitocondri. Il processo (ciclico) può essere descritto in 6 fasi:

1. Stato di rigor, l'actina è unita fortemente alla miosina, però non c'è ATP unito alla miosina.
2. Una molecola di ATP si unisce alla testa di miosina e si modifica l'affinità della miosina per l'actina, in maniera tale che la miosina si libera dell'actina.
3. La zona della testa di miosina nella quale si trova il punto di unione all'ATP circonda l'ATP e si produce l'idrolisi del nucleotide per l'attività ATPasa.
4. La testa di miosina, che è rimasta libera, ruota, torna ad unirsi debolmente a una nuova molecola di actina G, una o due posizioni da quella precedente, insieme ai prodotti dell'idrolisi. Questa è la situazione nella quale si trova il muscolo quando è rilassato. In questo momento, la testa di miosina è preparata per il colpo di potenza (sempre e quando la tropomiosina permetta l'unione tra actina e miosina, il che è possibile all'aumentare della concentrazione citoplasmatica di calcio)
5. Al liberarsi del Pi, prodotto dall'idrolisi dell'ATP, la testa di miosina genera il colpo di potenza, producendo la maggior parte del movimento.
6. A continuazione, si libera l'altro prodotto dell'idrolisi dell'ATP, l'ADP. In questo momento, si stabilizza l'unione forte tra actina e miosina, e da luogo all'inizio di un nuovo ciclo.

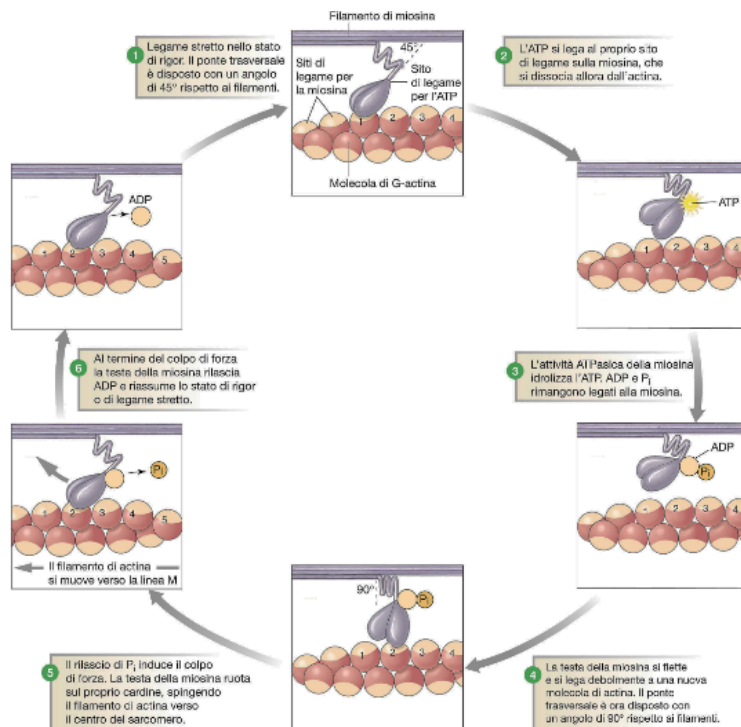


Figura 2.3 Ciclo della contrazione muscolare

2.1.3 Proprietà meccaniche del muscolo

I muscoli sono formati da numerose fibre, ciascuna posta in parallelo ed è composta da numerose miofibrille, ognuna delle quali posta in parallelo e di lunghezza uguale a quella del muscolo. Ciascuna miofibrilla è formata da un certo numero di sarcomeri, che costituisce l'unità morfo funzionale del muscolo, di lunghezza uguale tra loro e posti in serie. La contrazione di ogni singola miofibrilla sviluppa una tensione uguale a quella del singolo sarcomero. La forza complessiva del muscolo generata durante la contrazione è data dalla somma delle forze sviluppate da ogni elemento posto in parallelo. In definitiva, la forza prodotta da un muscolo con la contrazione, è proporzionale al numero di miofibrille poste in parallelo, cioè alla sua sezione trasversa.

L'accorciamento totale è dato dalla somma degli accorciamenti dei singoli sarcomeri, pertanto è proporzionale al numero di sarcomeri posti in serie, cioè alla sua lunghezza. Poiché ciascun sarcomero, contraendosi, si accorcia di un'unità nel tempo 't', la velocità di accorciamento della miofibrilla, e quindi del muscolo, è uguale alla velocità di accorciamento di un sarcomero, l/t , moltiplicata per il numero di sarcomeri in serie: la velocità di accorciamento di un muscolo è proporzionale alla sua lunghezza.

2.1.4 Tipologia delle fibre muscolari

Le fibre muscolari sono contraddistinte da una diversa velocità di contrazione e resistenza alla fatica, si possono classificare nelle tre seguenti categorie:

- Fibra ossidativa (tipo I) = fibre muscolari rosse a contrazione lenta e grande resistenza alla fatica. Sono innervate da piccoli motoneuroni e possiedono una ricca vascolarizzazione capillare, sono utilizzate soprattutto per la postura;
- Glicolitiche rapide (tipo II B) = fibre muscolari bianche a contrazione rapida e poco resistenti alla fatica. Sono innervate da grossi motoneuroni e caratterizzate da una attività intensa ma per un tempo breve, sono usate per l'ortostatismo e il cammino;
- Glicolitiche ossidative rapide (tipo II A) = fibre muscolari rosse a contrazione rapida, dotate di una maggiore resistenza all'affaticamento rispetto a quelle di tipo II B. Sono le meno usate e servono maggiormente per il salto, i movimenti rapidi e gli sforzi intensi.

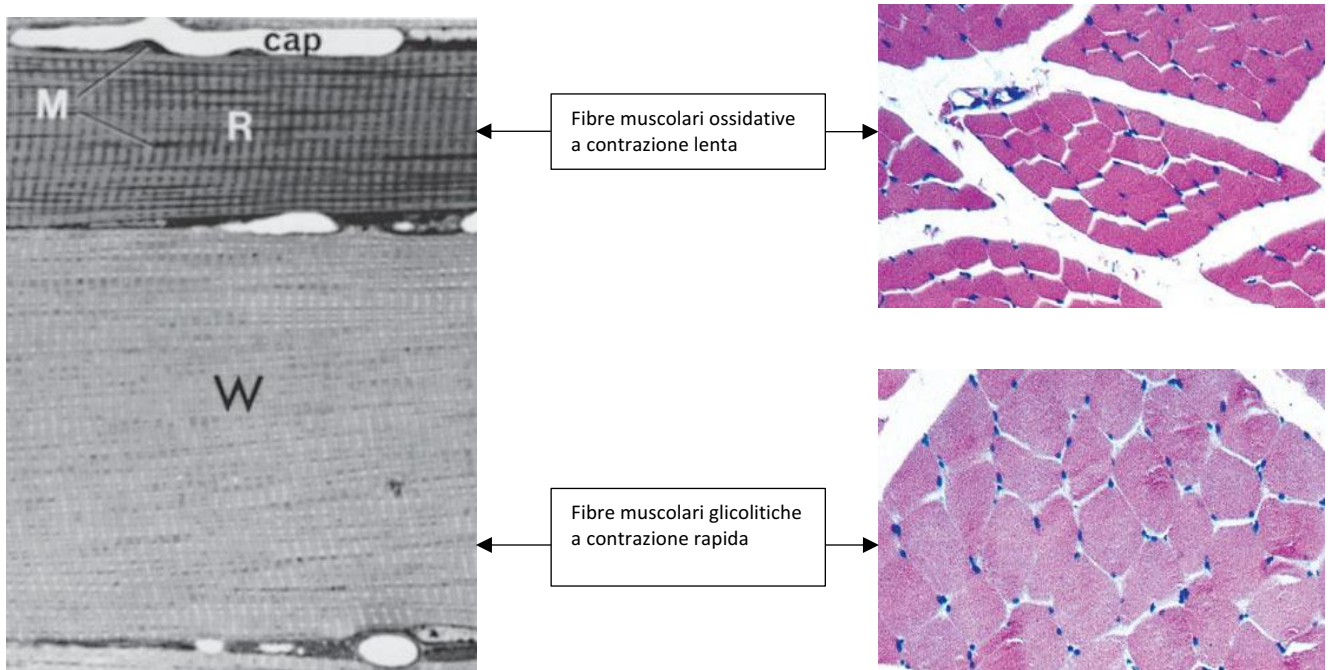


Figura 2.5 Rappresentazione delle fibre muscolari glicolitiche a contrazione rapida e fibre muscolari ossidative a contrazione lenta

2.1.5 Contrazione e rilassamento

Da [5], i muscoli in seguito alla contrazione generano forza per ottenere movimento, ma possono anche generare forza senza produrre movimento. Si parla quindi di:

- contrazione isotonica quando c'è generazione di forza (costante) e movimento di carico;
- contrazione concentrica quando un muscolo si accorcia;
- contrazione eccentrica quando un muscolo si estende (allunga);
- contrazione isometrica quando c'è generazione di forza, ma non spostamento di carichi.

Il rilassamento è, invece, un meccanismo completamente passivo, che non genera alcun tipo di forza, anzi inizia con la cessazione della produzione di forza ed il ritorno elastico delle fibre.

La forza contrattile è condizionata dal tipo di stimolo, dalla lunghezza del muscolo al momento dello stimolo e dalla velocità con cui il muscolo si contrae.

2.2 Il tessuto nervoso

2.2.1 La stimolazione

I muscoli scheletrici sono innervati da grosse fibre nervose, che hanno origine nei motoneuroni alfa, situati nelle corna anteriori del midollo spinale. Questi nervi si portano al muscolo tramite i loro prolungamenti assionali (fibra nervosa), le cui ramificazioni terminali (sinapsi) prendono ciascuna contatto con una singola fibra muscolare.

Da [6], il neurone rappresenta l'unità morfo funzionale del sistema nervoso ed è costituito da una parte centrale che costituisce il corpo cellulare, detto soma, in cui risiedono il nucleo e gli organuli. Dal soma hanno origine numerosi dendriti, i quali formano l'organo di entrata del neurone, e l'assone, il quale costituisce l'organo di uscita del neurone (e via dei neurotrasmettitori). L'assone può essere rivestito da una guaina, detta mielina, e lungo esso sono presenti i nodi di Ranvier (se l'assone è mielinizzato).

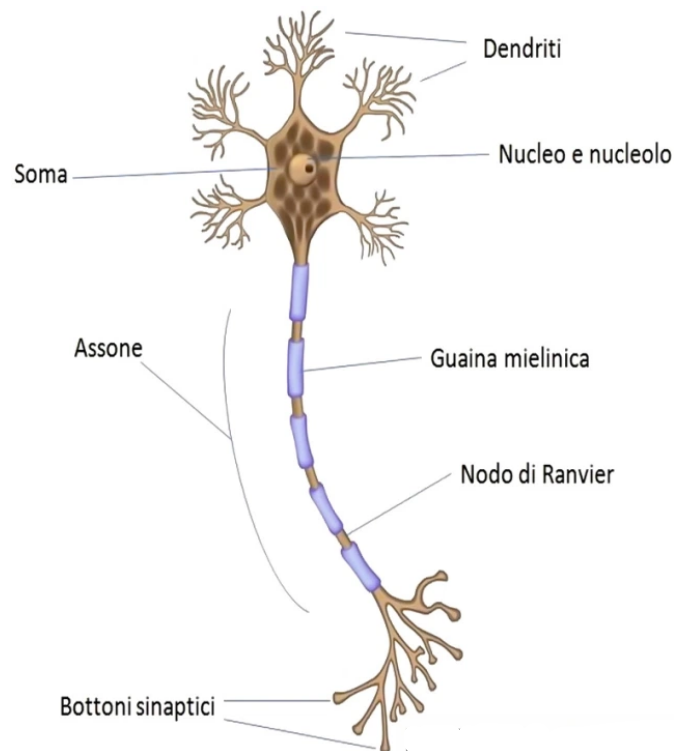


Figura 2.6 Struttura di un neurone

La cellula nervosa è caratterizzata dalla presenza di due caratteristiche che ne contraddistinguono la trasmissione delle informazioni:

- l'eccitabilità, cioè la capacità di generare un potenziale d'azione qualora la si ecciti con uno stimolo di ampiezza e durata opportuni
- la conduttività, cioè la capacità di propagare tale potenziale per una distanza rilevante e ad una velocità praticamente costante.

Gli stimoli sono raccolti dal corpo cellulare e dai dendriti e trasmessi all'assone. I singoli neuroni sono funzionalmente connessi tra loro mediante particolari zone di contatto, dette sinapsi, preposte alla trasmissione dell'impulso nervoso. In ogni caso, la trasmissione dell'impulso nervoso avviene in una sola direzione, il che permette di distinguere, in una sinapsi, la componente pre e post-sinaptica. La componente pre-sinaptica si presenta espansa, costituendo il bulbo pre-sinaptico, caratterizzata dalla presenza di numerosi mitocondri e di vescicole, queste ultime contenenti il mediatore chimico, acetilcolina per i muscoli scheletrici [7], responsabile della trasmissione dello stimolo e dell'avvio dell'accoppiamento eccitazione-contrazione delle fibre sulle placche motrici.

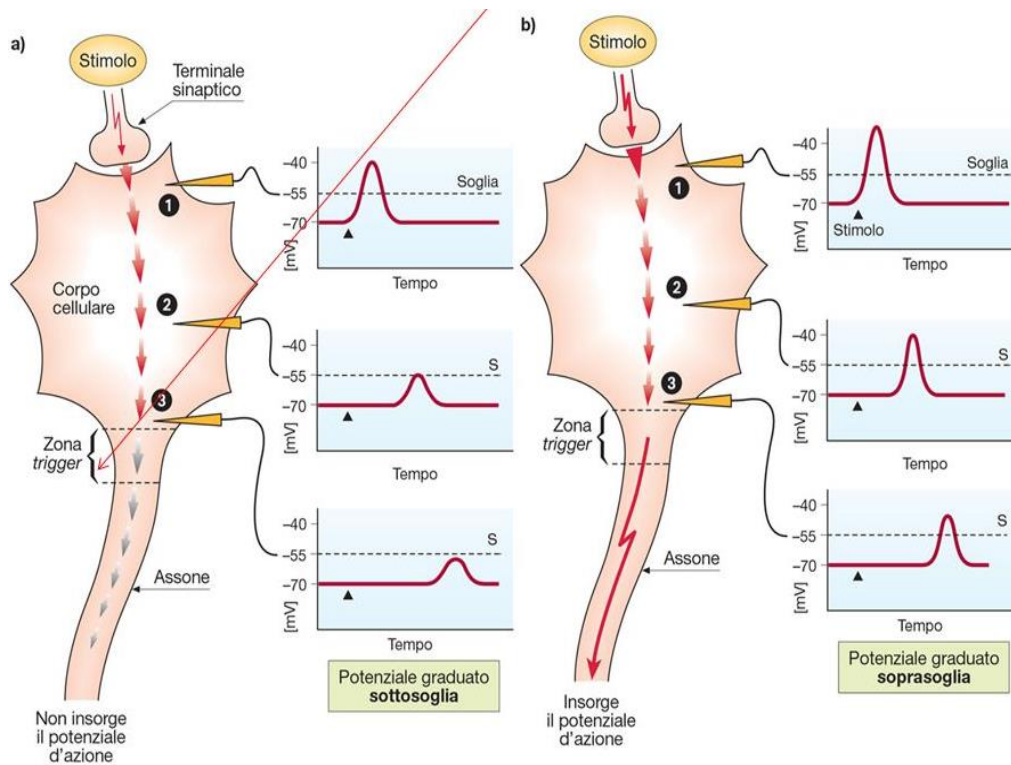


Figura 2.7 Potenziale d'azione nel neurone

2.2.1 L'unità motoria

L'unità motoria, dal punto di vista fisiologico rappresenta la più piccola unità funzionale del sistema neuromuscolare. Essa è adibita al processo di contrazione del muscolo (scheletrico), e risulta essere formata da un motoneurone somatico, che origina dal midollo spinale, e dalle fibre muscolari che questo innerva [4]. Il termine unità evidenzia il comportamento: tutte le fibre muscolari di una data unità motoria agiscono come se fossero una con il processo di innervazione, mentre un motoneurone può innervare più fibre, una fibra può essere innervata da un solo motoneurone.

Il segnale che questo motoneurone genera è detto "potenziale d'azione" e sarà questo segnale a causare la contrazione delle fibre innervate.

Quando un singolo impulso adeguato è applicato all'interno del muscolo tutte le fibre innervate si attivano (diversamente non se ne attiva nessuna, "potenziale del tutto o del nulla"). Aumentare l'ampiezza dello stimolo non significa aumentare l'intensità della risposta delle fibre (necessitano soltanto di superare la soglia di attivazione).

A seconda di quante e quali unità motorie sono reclutate l'intensità (forza) e la durata della contrazione possono variare notevolmente.

Generalmente nei muscoli utilizzati per movimenti non precisi, come la postura o il cammino, le unità motorie sono costituite da centinaia o anche migliaia di fibre muscolari, mentre per movimenti più fini il numero di fibre coordinate per unità motoria si riduce notevolmente [4].

I motoneuroni hanno dimensioni diverse: quelli che innervano le unità motorie composte da fibre muscolari a contrazione rapida sono più grandi di quelli delle unità motorie composte da fibre muscolari a contrazione lenta. Il potenziale post-sinaptico eccitatorio ha un'intensità inversamente proporzionale alla grandezza del soma del motoneurone.

I motoneuroni delle UM di tipo lento raggiungono prima la soglia di eccitabilità. Dato che la tensione sviluppata da ogni singola fibra muscolare è direttamente proporzionale all'area della sua sezione trasversa, la stimolazione di una unità motoria di tipo veloce, a parità di numero di fibre muscolari, comporta lo sviluppo di una forza maggiore di quella prodotta dalle UM di tipo lento.

Il punto di innesto o terminazione della fibra nervosa motrice è detto placca motrice o sinapsi neuromuscolare. La placca motrice è composta da due componenti: una pertinente alla cellula muscolare, l'altra alla fibra nervosa. La componente muscolare risulta di piccole invaginazioni del sarcolemma, dette fessure sinaptiche secondarie. La componente spettante alla fibra nervosa è costituita dalla porzione terminale dell'assone e ramificata nelle fessure sinaptiche primarie.

2.2.3 L'eccitabilità del muscolo

L'eccitabilità delle fibre muscolari attraverso il controllo neurale rappresenta un fattore importante nella fisiologia muscolare. Il modello utilizzato per spiegare questo fenomeno è il modello di membrana semi-permeabile, il quale descrive le proprietà elettriche del sarcolemma.

L'equilibrio ionico mantenuto nelle fasi non attive fra interno ed esterno della cellula muscolare causa un potenziale di membrana detto "potenziale di riposo".

Questo potenziale andrà quindi ad essere perturbato da due fattori: i gradienti di concentrazione dei diversi ioni passanti attraverso la membrana e la permeabilità della membrana a quegli ioni. Un cambio di permeabilità della membrana determinerà una variazione del potenziale. Gli ioni di interesse al potenziale di membrana sono Na^+ , Ca^{2+} , Cl^- e K^+ . I primi tre sono più concentrati nel

liquido extracellulare rispetto al liquido intracellulare e la cellula a riposo è scarsamente permeabile ad essi. La differenza di potenziale viene mantenuta dai processi fisiologici (pompa ionica) che risulta in una carica negativa intracellulare e una positiva e positiva extracellulare. Quando il neurotrasmettitore acetilcolina arriva alle placche motrici, questo causa una variazione della permeabilità della membrana agli ioni Na^+ .

Durante il potenziale d'azione entrano ioni Na^+ e la cellula si depolarizza. Nella successiva ripolarizzazione, tramite la pompa Na^+/K^+ , più comunemente chiamata pompa sodio-potassio, vengono portati fuori dalla cellula contemporaneamente 3 ioni Na^+ e 2 ioni K^+ sono riportati internamente alla cellula, in modo da ristabilire l'equilibrio che determina il potenziale di riposo.

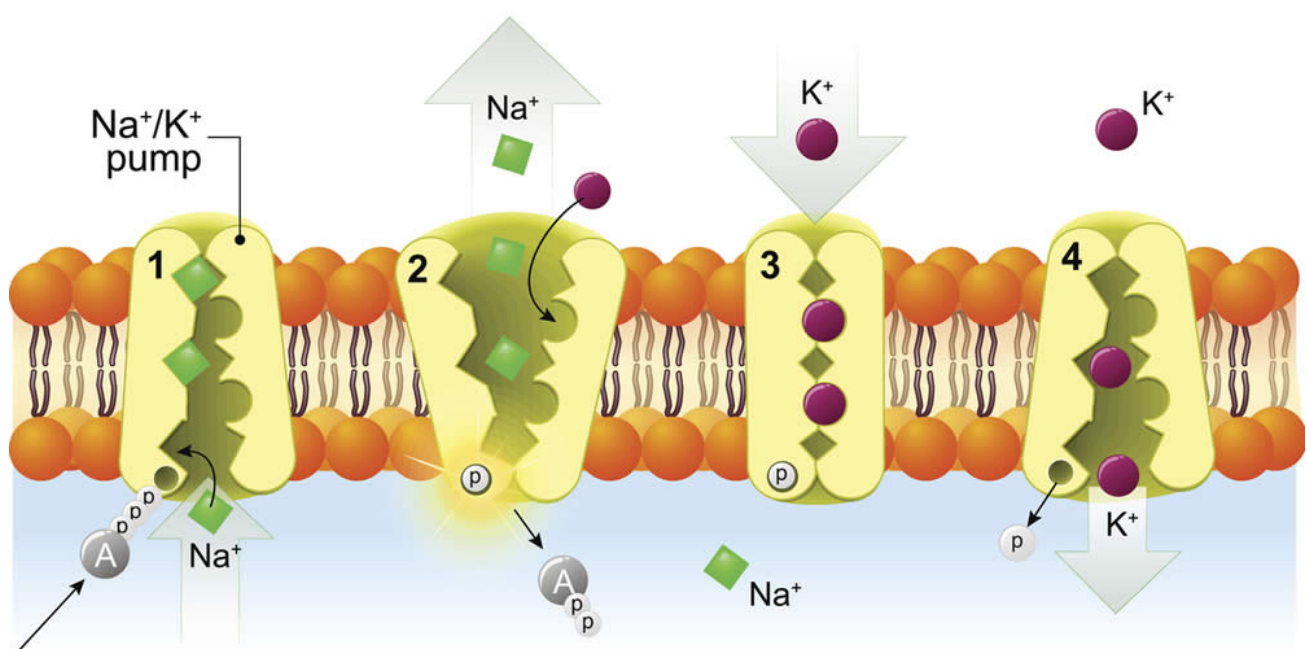


Figura 2.8 Pompa sodio-potassio

2.2.4 Il potenziale d'azione

Il potenziale d'azione, come recita l'enciclopedia Treccani, “è un potenziale elettrico capace di produrre un'inversione di polarità elettrica della membrana delle cellule nervose”. Infatti, partendo dal potenziale di riposo, che nelle cellule muscolari è tra -80 e -90 mV, un potenziale d'azione varia la permeabilità di membrana e si passa rapidamente ad un potenziale positivo di circa +30 mV. Il segnale elettrico è rapidamente ristabilito (ripolarizzato) e seguito da un'iperpolarizzazione (il potenziale di membrana è più negativo del potenziale di riposo). Dalle placche motrici il potenziale si propaga nel muscolo e nelle sue fibre.

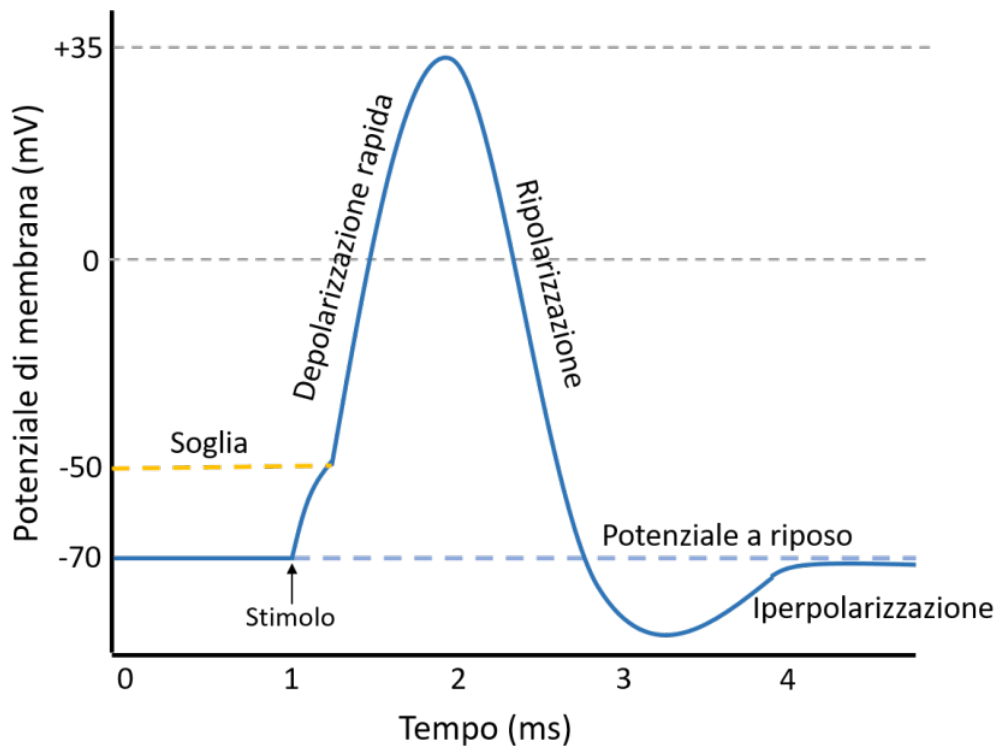


Figura 2.9 Potenziale d'azione

2.3 Elettromiografia

2.3.1 Che cos'è

L'elettromiografia (EMG) rappresenta una tecnica diagnostica che permette di effettuare un'analisi dell'attività muscolare, prendendo in considerazione tutti gli stati del muscolo, sia quando è a riposo sia quando è contratto, ovvero quando viene generato il segnale mioelettrico, o biopotenziale elettrico.

2.3.2 Tipi di EMG

Da [8], con il termine elettromiografia si intende erroneamente l'impiego sia dell'EMG sia dell'ENG. L'elettroencefalografia è lo studio dei potenziali evocati dalla stimolazione elettrica dei nervi periferici sia motori che sensitivi, mentre l'elettromiografia analizza i potenziali elettrici che si generano in seguito alla contrazione delle fibre muscolari. L'elettromiografia può essere effettuata con diversi tipi di elettrodi che determinano anche il tipo di EMG che viene effettuato:

- sEMG prevede il prelievo del segnale tramite degli elettrodi posti sulla pelle (elettrodi superficiali), e risulta essere un metodo non invasivo;
- EMG ago prevede l'utilizzo di aghi sottocutanei posti in diretto contatto con il muscolo di interesse (l'ago sarà tanto più lungo quanto più il muscolo è profondo), e risulta essere un metodo leggermente invasivo.

I potenziali registrati andranno quindi ad evidenziare un gruppo di unità motorie (nervi) e la loro velocità di conduzione con gli elettrodi superficiali, mentre con gli elettrodi ad ago si potrà analizzare una singola unità motoria (l'EMG permette di “guardare” direttamente nel muscolo).

2.3.3 Gli elettrodi

Da [9], Esistono differenti tipi di elettrodi:

- gli elettrodi di superficie per muscoli superficiali, 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 più comunemente utilizzati sono quelli di tipo Ag-AgCl, in gel, adesivi e usa e getta. Presentano tipicamente una forma circolare a singolo bottone o duali, a seconda della distanza a cui si vogliono posizionare. L'area conduttiva, costituita dal disco argentato ricoperto di AgCl, deve essere di circa 1 cm o minore.

Possono essere ulteriormente divisi in elettrodi passivi ed attivi:

- gli elettrodi passivi necessitano di un circuito di amplificazione esterna;
- mentre gli elettrodi attivi hanno già integrato il circuito di pre-amplificazione, i quali già permettono di ridurre il rumore in ingresso, come tensioni parassite dovute ad accoppiamenti capacitivi o al movimento degli elettrodi.

Gli elettrodi ad ago sono costituiti da fili sottili, resistenti e flessibili, tipicamente in leghe di platino, argento, nichel e cromo. A seconda del muscolo che si vuole analizzare avranno una punta più o meno lunga (da 25 a 70 mm) e spessa (diametro medio che varia tra 0,30 e 0,45 mm).



Figura 2.10 Elettrodo ad ago



Figura 2.11 Elettrodi attivi



Figura 2.12 Elettrodi passivi: 1- singolo 2- doppio

In base alla superficie di posizionamento si possono osservare tre configurazioni:

- monopolare, in cui si usa un singolo elettrodo di detezione del segnale ed uno di riferimento. Questo metodo è usato per la sua semplicità, ma è sconsigliato, in quanto rileva tutti i segnali elettrici nelle vicinanze della superficie in esame;
- bipolare, in cui si usano due elettrodi di detezione, sulla superficie di interesse, ed un terzo di riferimento, in un'area non attiva rispetto l'indagine. È la configurazione più frequente;
- multipolare, usa più elettrodi, equidistanti tra loro più quello di terra. Tale configurazione è usata per ridurre maggiormente il crosstalk tra i segnali e il rumore, quindi ottenere un segnale EMG più significativo.

2.3.4 Preamplificatore

Il preamplificatore è un componente indispensabile senza il quale il segnale registrato non potrebbe poi essere ripulito dai filtri, e poi successivamente analizzato. Infatti, rende il segnale utilizzabile per i dispositivi a valle (i filtri in primo luogo) e migliorare il rapporto segnale rumore di modo comune. Il preamplificatore da strumentazione 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 3 amplificatori operazionali. Grazie a tale configurazione si ha la possibilità di eliminare il rumore di modo comune degli ingressi o artefatti di acquisizione, che si vengono a generare durante la registrazione del segnale.

2.3.5 Filtri

L'elemento che maggiormente deteriora il segnale EMG rimane il rumore. Successivamente allo stadio amplificatore differenziale, quindi all'uso del preamplificatore, vengono impiegati dei filtri, per operare un filtraggio del segnale e ripulirlo dai vari rumori. 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.

Nel caso si volesse filtrare la componente della tensione di rete, che si attesta tra i 50 e 60 Hz, ossia all'interno della banda significativa del segnale, si ricorre all'utilizzo del filtro passa-banda, o filtro Notch, il cui utilizzo è però sconsigliato perché tende ad eliminare troppe componenti significative del segnale.

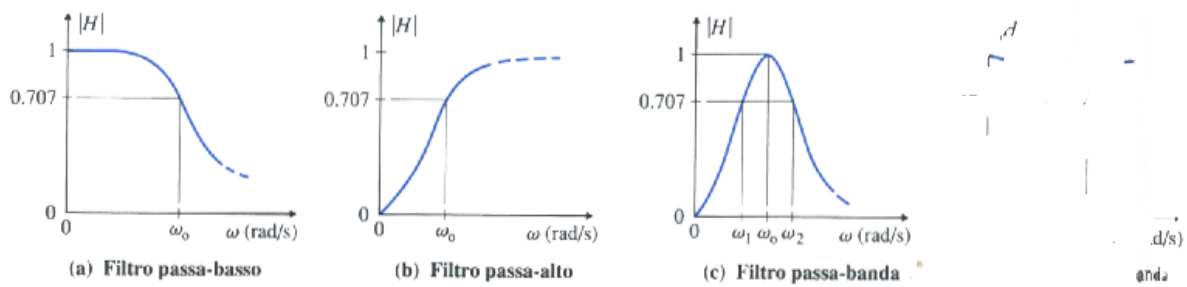


Figura 2.13 Filtri

2.3.6 Amplificatore

Gli amplificatori sono circuiti ad altissimo guadagno, realizzati sotto forma di circuito integrato, i quali sfruttano una retroazione esterna per il controllo della funzione di trasferimento, in modo da amplificare il segnale e renderlo visualizzabile. Nel caso ideale, la funzione di trasferimento è esclusivamente determinata dalla rete esterna.

La scelta di quanto amplificare dipende anche dai muscoli che si analizzano, per muscoli con una risposta intrinsecamente alta, per esempio il bicipite brachiale, non serve un grandissimo guadagno; mentre per muscoli con risposta molto debole, per esempio in corrispondenza delle dita, possono servire guadagni, molto alti, intorno alle 10000 unità.

2.3.7 Convertitore A/D

Un convertitore analogico-digitale è un circuito elettronico in grado di convertire un segnale analogico con andamento continuo, tipo una tensione, in una serie di valori discreti, ovvero in segnale digitale, in modo tale da renderlo compatibile ai dispositivi digitali a cui si collega.

2.3.8 Optoisolatore (isolatore ottico)

L'isolamento è necessario per separare elettricamente il dispositivo EMG e altri dispositivi non medicali ad esso connessi.

L'isolamento può essere ottenuto tramite un optoisolatore, ossia un componente elettronico che permette di trasferire un segnale fra due circuiti mantenendo seppur queste siano isolate.

3 Gait Analysis

Il Gait Analysis, o analisi del cammino, è una analisi computerizzata della deambulazione, attraverso il quale si riesce a svolgere una analisi del cammino, da un punto di vista tridimensionale e andando a considerare vari fattori. Da [10], il movimento che determina il cammino viene visto come una locomozione che coinvolge i due arti inferiori, in cui uno dei due piedi ha contatto con il terreno in ciascun istante di tempo. Attraverso l'analisi del cammino è possibile misurare quantitativamente non solo gli aspetti di cinematica del movimento umano ma anche aspetti dinamici ed elettromiografici.

3.1 Gait Cycle

Da [11], il Gait Cycle, o ciclo del passo, riguarda l'intervallo tra due eventi successivi del cammino ed in genere, si considera si fa riferimento alla fase di appoggio del piede al terreno.

Si può affermare che il ciclo del passo inizia quando un piede appoggia al terreno e termina nell'istante in cui lo stesso piede è appoggiato nuovamente al terreno.

Il ciclo del passo si può considerare l'unità di misura del cammino.

La deambulazione viene registrata attraverso l'uso di più strumenti integrati ed interfacciati tra loro, ognuno con lo scopo di indagare un diverso aspetto del movimento:

- ripresa video con più telecamere per avere una ricostruzione tridimensionale;
- pedane di forza e pressione, per misurare l'energia scambiata con il suolo;
- elettrodi di superficie che consentono di registrare contemporaneamente l'attività elettrica dei gruppi muscolari coinvolti durante l'atto motorio.

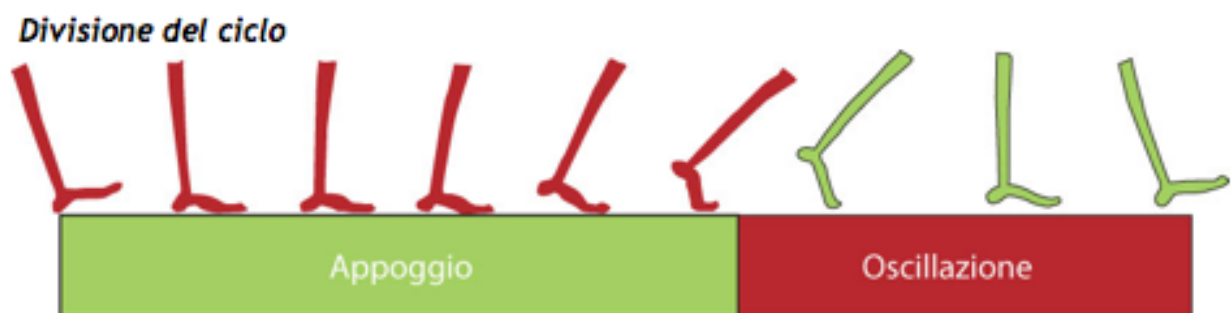


Figura 3.1 Fasi del passo

Da [12], l'analisi del singolo passo, meglio definito come ciclo di locomozione, consente di comprendere al meglio il funzionamento che c'è dietro alla biomeccanica del cammino. Al fine di avere una maggiore chiarezza è possibile suddividere il cammino in due periodi: appoggio (stance) e

oscillazione (swing). Attraverso la fase di stance si vuole identificare l'intero periodo durante il quale il piede è in contatto con il terreno, mentre con lo swing si fa riferimento al tempo in cui il piede si trova sollevato per l'avanzamento dell'arto. L'appoggio, inoltre, è suddiviso a sua volta in tre intervalli:

- la fase di doppio appoggio iniziale costituisce l'inizio del ciclo del passo, rappresenta il tempo in cui entrambi i piedi si trovano a contatto con il suolo, dopo il contatto iniziale;
- la fase di appoggio singolo che inizia quando il piede opposto si stacca per l'oscillazione;
- la fase di doppio appoggio terminale che costituisce la fine del ciclo del passo.

3.2 Le fasi del ciclo del passo

Da [13], si distinguono otto fasi nel ciclo del passo, ognuna delle quali è funzionale alla corretta esecuzione del cammino. La fase di appoggio plantare, costituisce circa il 60% del ciclo del passo, può essere suddivisa in 5 sottofasi;

- Contatto iniziale del tallone (initial contact): è una fase molto breve che va dallo 0 al 2% del passo, in cui il piede proiettato in avanti entra in contatto con il suolo con il tallone;
- Risposta al carico (loading response): riguarda circa il 10% del ciclo del passo, è il periodo iniziale del doppio appoggio;
- Appoggio intermedio (mid stance): si estende dal 10 al 30% del ciclo del passo, comprende la prima metà dell'intervallo d'appoggio singolo. È la fase più lunga che inizia con lo stacco del piede controlaterale e termina quando il piede è completamente appoggiato al suolo (calcagno, metatarso e dita appoggiate al terreno);
- Appoggio terminale (terminal stance): si estende dal 30 al 50% del ciclo del passo, questa fase conclude l'appoggio singolo. Inizia con il sollevamento del tallone e continua finché l'altro piede appoggia al suolo. Durante questa fase il peso del corpo viene trasferito sull'avampiede;
- Preoscillazione (pre-swing): si estende dal 50 al 60% del ciclo del passo, questa è la fase finale dell'appoggio, rappresenta il secondo periodo di doppio appoggio nel ciclo del passo dove il trasferimento del peso corporeo scarica rapidamente l'arto che non fornisce alcun contributo attivo, ma, al contrario, si prepara alla richiesta di oscillazione.

La fase di oscillazione (swing), costituisce circa il 40% del ciclo del passo, si può suddividere in tre fasi:

- Oscillazione iniziale (initial swing): si estende dal 60 al 73% del ciclo del passo, inizia con il sollevamento del piede dal terreno e termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede di appoggio.
- Oscillazione intermedia (mid swing): si estende dal 73 al 87%, inizia quando l'arto oscillante è opposto all'arto in appoggio e termina quando il primo avanza e la tibia corrispondente risulta verticale;
- Oscillazione terminale (terminal swing): riguarda l'ultima parte del ciclo del passo, inizia con la tibia in posizione verticale e termina quando il piede prende contatto con il terreno.

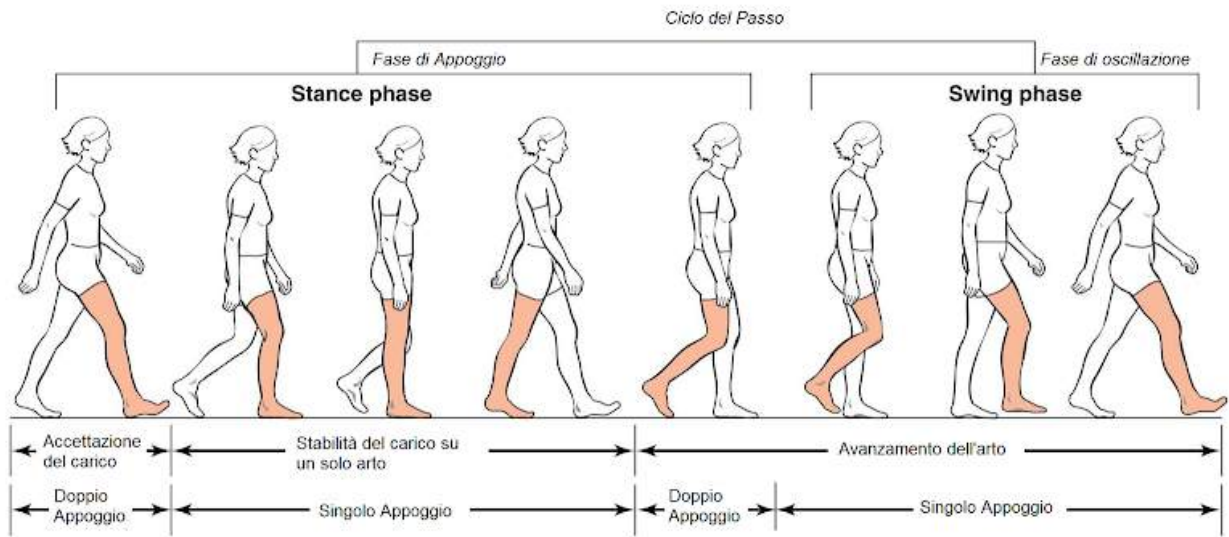


Figura 3.2 Ciclo del passo

3.3 I muscoli impiegati nel gait cycle

Nel ciclo del passo i muscoli degli arti inferiori giocano un ruolo fondamentale, in quanto sono i motori della locomozione e regolano anche la stabilità dell'individuo durante la fase dinamica. Da [14], i muscoli degli arti inferiori si suddividono in muscoli dell'anca, della coscia e della gamba.

I muscoli dell'anca :

- Iliaco: ha origine nella fossa iliaca fino alla spina iliaca posteriore superiore. Si inserisce sul piccolo trocantere come muscolo ileopsoas dopo essersi unito al grande psoas. L'azione del muscolo ileopsoas porta alla flessione dell'anca;
- Grande gluteo: ha origine sulla cresta iliaca, spina iliaca posteriore superiore, osso sacro e coccige, si inserisce nel tratto ileo tibiale. Con la sua azione estende e ruota lateralmente l'articolazione dell'anca;
- Quadrato del femore: ha origine nella tuberosità ischiatica, si inserisce sulla cresta intertrocanterica. Con la sua azione, assieme ai muscoli otturatore interno, otturatore esterno, gemelli, ruota lateralmente l'articolazione dell'anca.

I muscoli della coscia :

- Retto femorale: ha origine sulla spina iliaca antero-inferiore, si inserisce nel margine prossimale della rotula e, tramite il legamento rotuleo, sulla tuberosità della tibia. Con la sua azione flette l'articolazione dell'anca e assieme agli altri muscoli che compongono il quadricipite, estende l'articolazione del ginocchio;
- Vasto mediale: ha origine nel labbro mediale della linea aspra, si inserisce nel margine prossimale della rotula. Assieme agli altri muscoli che compongono il quadricipite, estende l'articolazione del ginocchio;
- Bicipite femorale: ha origine sulla tuberosità ischiatica (capo lungo), 1/3 mediale del labbro laterale della linea aspra (capo breve), si inserisce nella testa della fibula come unico capo. Il capo lungo e il capo breve del bicipite femorale flettono e ruotano internamente l'articolazione del ginocchio; il capo lungo inoltre estende l'anca;
- Gracile: ha origine nel ramo inferiore del pube, si inserisce sulla faccia mediale della tibia. Essendo un muscolo adduttore, con la sua azione adduce l'articolazione dell'anca, inoltre flette e ruota medialmente l'articolazione del ginocchio.

I muscoli della gamba :

- Tibiale anteriore: ha origine sulla faccia laterale della tibia, si inserisce nella faccia plantare dell'osso cuneiforme, alla base del primo osso metatarsale. Con la sua azione dorsi flette l'articolazione della caviglia;
- Peroneo lungo: ha origine sulla testa della fibula, parte prossimale della fibula e si inserisce nella tuberosità del primo osso metatarsale. Con la sua azione partecipa all'eversione del piede ed assiste alla flessione plantare della caviglia;
- Soleo: ha origine sulla testa della fibula, si inserisce come tendine calcaneare (tendine d'Achille). Con la sua azione flette plantarmente l'articolazione della caviglia;
- Gastrocnemio: ha origine al di sopra del condilo mediale del femore (capo mediale) e del condilo laterale del femore (capo laterale). I due capi si uniscono fra loro e si inseriscono alla tuberosità calcaneare con il tendine del muscolo soleo. Con la sua azione flette plantarmente l'articolazione della caviglia e collabora alla flessione del ginocchio;
- Tibiale posteriore: ha origine sulle superfici vicino alla tibia, si inserisce nella tuberosità dello scafoide e alle basi del secondo, terzo e quarto osso metatarsale. Con la sua azione inverte il piede ed assiste alla flessione plantare dell'articolazione della caviglia.

3.4 Muscoli coinvolti nella fase di appoggio

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

Oscillazione terminale :

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

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

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

Risposta al carico :

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

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

Appoggio intermedio/Appoggio terminale :

Il muscolo vasto presenta un breve periodo di attività durante la parte iniziale dell'appoggio intermedio, per assistere l'estensione del ginocchio, ma di fatto la graduale progressione sul piede in appoggio viene assicurata dai flessori plantari della tibiotarsica. Il primo muscolo a essere attivato è il soleo. L'azione del soleo fornisce una forza di flessione plantare che frena la velocità di avanzamento della tibia. Il picco di attività del soleo si verifica in prossimità

della fine dell'appoggio terminale, in risposta a due richieste: il vettore del corpo avanza fino all'avampiede creando un elevato momento dorsiflessorio che deve essere contrastato per mantenere la stabilità in carico; in secondo luogo, il distacco del tallone richiede un forte momento plantarflessorio per sostenere il peso del corpo. L'azione del muscolo soleo cessa rapidamente non appena l'arto contro laterale tocca il terreno. L'attivazione del gastrocnemio segue rapidamente quella del soleo ed il suo incremento in intensità è analogo; il ritardo è correlato all'azione flessoria del ginocchio da parte di tale muscolo.

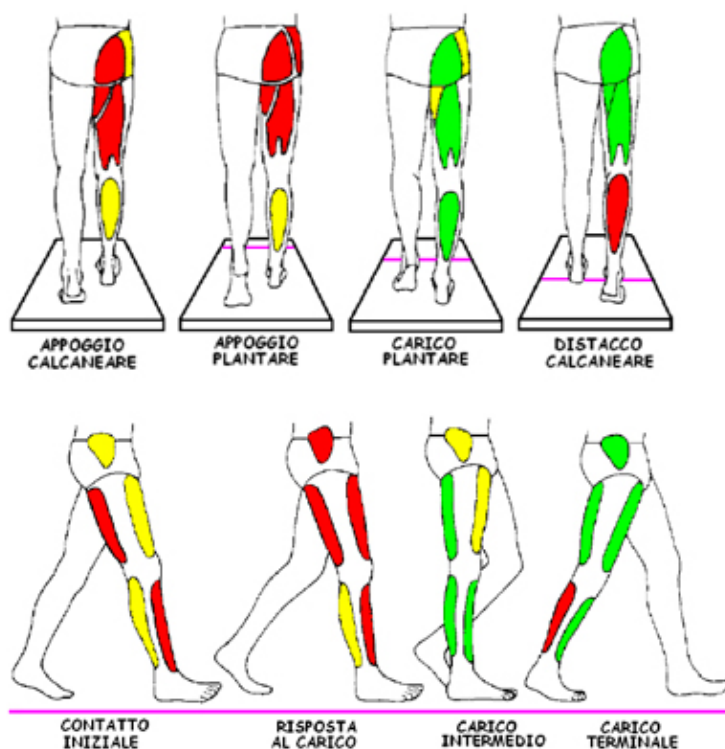


Figura 3.3 Muscoli coinvolti nella fase di appoggio

3.5 Muscoli coinvolti nella fase di oscillazione

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

Preoscillazione :

Nella preoscillazione il muscolo adduttore lungo si attiva per contrastare il momento abduzionale dell'anca, creato dallo spostamento del carico sull'altro arto. Successivamente nella fase finale della preoscillazione avviene l'attivazione del retto femorale, infatti il suo ruolo consiste nella decelerazione dell'eccessiva flessione del ginocchio, quando gli eventi passivi potrebbero prendere il sopravvento ma anche nella flessione dell'anca per favorire l'avanzamento dell'arto.

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

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

Oscillazione iniziale :

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

Oscillazione intermedia :

Nell'ultima fase i tracciati elettromiografici mostrano una significativa riduzione dell'attività dei flessori dorsali della tibiotarsica; l'unico muscolo dell'anca a essere ancora attivo è il gracile. Spesso i muscoli sono silenti nell'oscillazione intermedia e questo perché il momento generato dalla vigorosa azione muscolare nell'oscillazione iniziale è sufficiente per concludere la sospensione dell'arto.

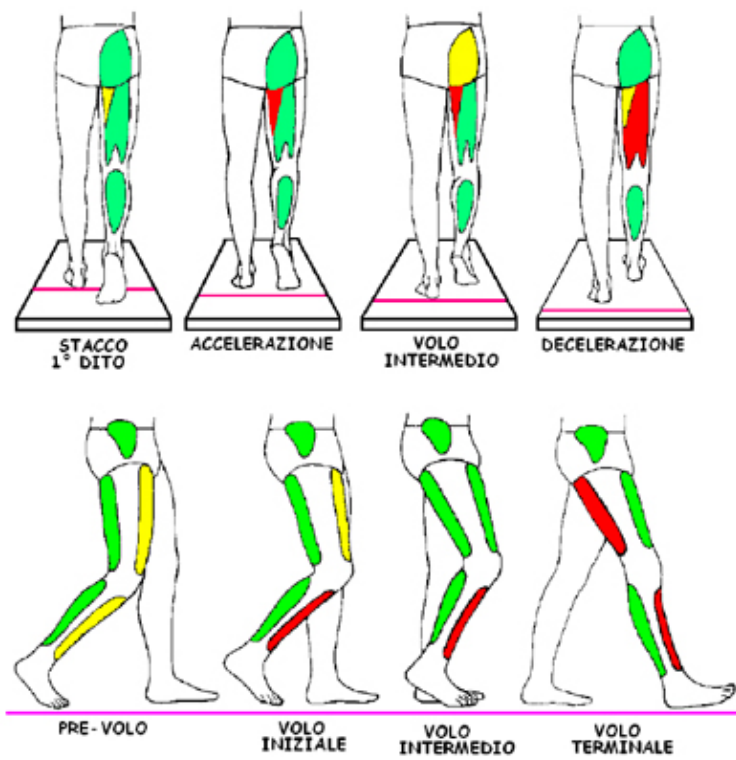


Figura 3.4 Muscoli coinvolti nella fase di oscillazione

4 Analisi in tempo-frequenza del segnale EMG

4.1 Acquisizione del segnale EMG

4.1.1 Il tracciato EMG

Gli elettrodi, come già detto, consentono di registrare i segnali che hanno origine nei muscoli, i potenziali. La somma dei potenziali, MUAP, riferiti ad uno stesso gruppo muscolare vanno a comporre il segnale EMG, che evidenzia l'attività del muscolo, contrazione, ed il riposo in relazione al tempo.

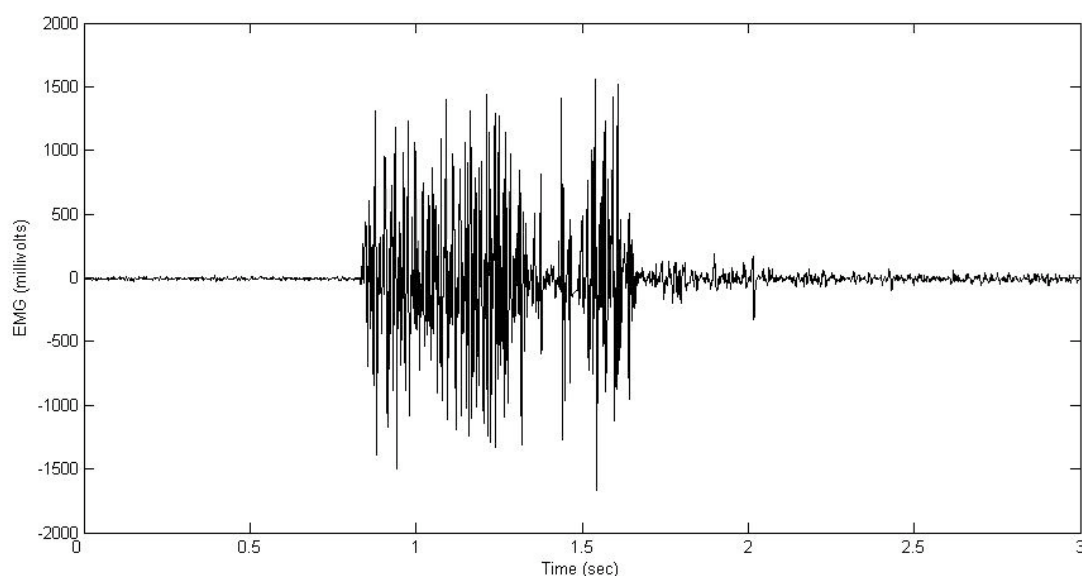


Figura 4.1 Tracciato EMG

Dalla figura sovrastante è possibile vedere come la parte di tracciato relativa a 0 mV costituisce la Baseline, ovvero l'istante temporale in cui il muscolo è a riposo, mentre la parte in cui si evincono delle oscillazioni considerevoli riguardo la contrazione del muscolo. La registrazione dell'EMG grezzo contiene già informazioni molto importanti. Attivazioni e disattivazioni e altre valutazioni qualitative possono essere direttamente derivate dal segnale grezzo e dare un primo importante contributo per comprendere il controllo neuromuscolare messo in atto durante l'esecuzione.

4.2 Analisi in Tempo-Frequenza

4.2.1 La trasformata di Fourier

Il segnale EMG è un segnale non stazionario, cioè con caratteristiche variabili nel tempo.

Se su questo segnale si effettua una trasformata di Fourier, si ottiene una funzione $X(f)$ il cui modulo dice qualcosa di evidente sulla presenza delle componenti armoniche e delle rispettive ampiezze. La trasformata di Fourier evidenzia la presenza delle componenti armoniche ma non permette di ricavare facilmente informazioni su quando e come tali frequenze siano effettivamente presenti.

Il motivo di tutto ciò risiede nella definizione della trasformata:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{j2\pi ft} dt \quad (1)$$

$X(f)$ essendo però una funzione perfettamente locale in frequenza e globale nel tempo, rende tale trasformazione adatta ai soli segnali stazionari, perché mette in evidenza i fenomeni nel dominio della frequenza.

4.2.2 La Short Time Fourier Trasformat

Prendendo in considerazione i segnali non stazionari occorre usare una trasformazione che prenda in considerazione nel tempo. Il modo più semplice riguarda l'uso della trasformata di Fourier a breve termine o Short Time Fourier Transform (STFT), che non agisce sull'intera lunghezza del segnale, ma soltanto su una parte di esso.

$$STFT_x(\tau, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) g^*(t - \tau) e^{j2\pi ft} dt \quad (2)$$

Usando questa trasformazione si tiene conto dello spettro del segnale all'interno della finestra temporale, ovvero intorno all'istante τ . La STFT facendo una convoluzione dello spettro del segnale $x(t)$ e della finestra $g(t)$, rispettivamente $X(f)$ e $G(f)$, il segnale risulterà alterato dalla presenza della finestra. Tale difetto non è però eliminabile, e quindi per attenuare questo effetto possiamo ridurre la banda di frequenza della finestra, in questo caso però otteniamo una diminuzione nel dominio del tempo, oppure si può ricorrere all'aumento della banda di frequenza della finestra in questo caso otteniamo però una diminuzione della precisione in frequenza.

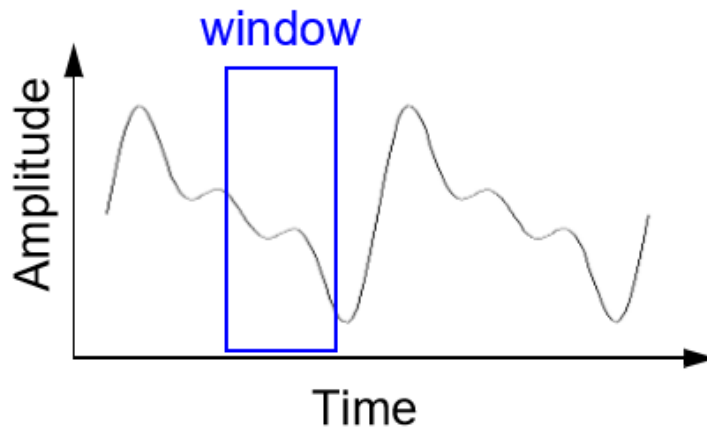


Figura 4.1 Finestratura segnale

4.3 Wavelet

4.3.1 Passaggio dalla STFT alla Wavelet

La STFT nonostante sia una tecnica per l'analisi in tempo-frequenza, come abbiamo visto, consente l'uso di finestre temporali costanti, si passa quindi all'uso della Wavelet che permette di effettuare l'analisi di aree ristrette di un segnale più lungo.

La Wavelet è una tecnica di analisi a finestra con segmenti di dimensioni variabili che permette l'uso di lunghi intervalli temporali dove si desidera una maggior precisione nelle informazioni a bassa frequenza, e una regione temporale più piccola dove si vuole informazioni ad alta frequenza.

4.3.2 La Trasformata Wavelet Continua (CWT)

L'uso della wavelet consiste nello scomporre un segnale in una versione scalata e traslata di una wavelet originale che prende il nome di wavelet madre (mother wavelet).

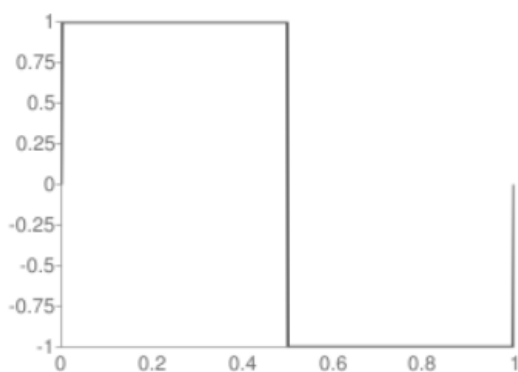


Figura 4.2 Wavelet madre Haar "haar"

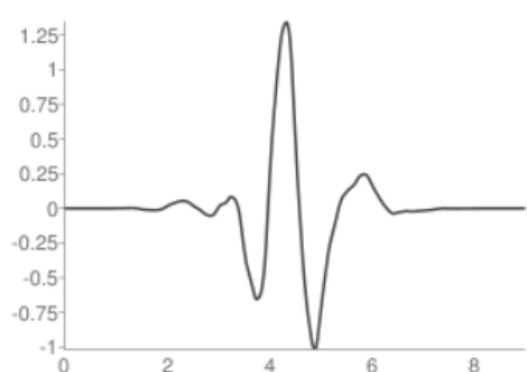


Figura 4.3 Wavelet madre Symlets "sym"

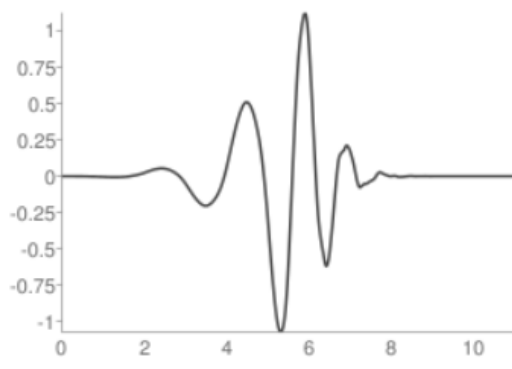


Figura 4.4 Wavelet madre Daubechies "db"

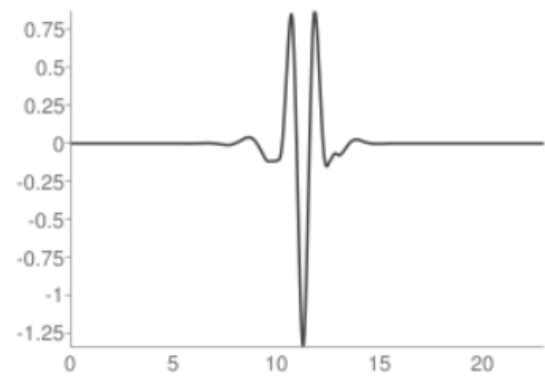


Figura 4.5 Wavelet madre Coiflets "coif"

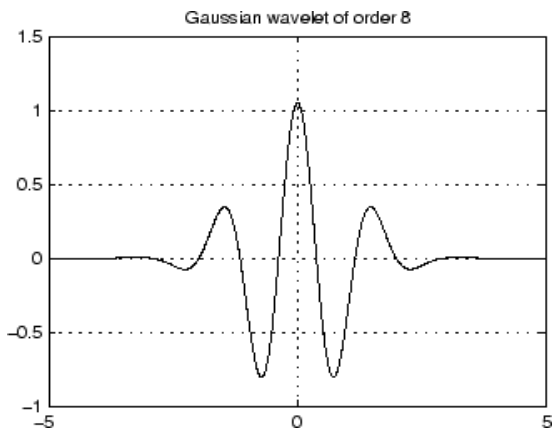


Figura 4.6 Wavelet madre Gaussian “gaus”

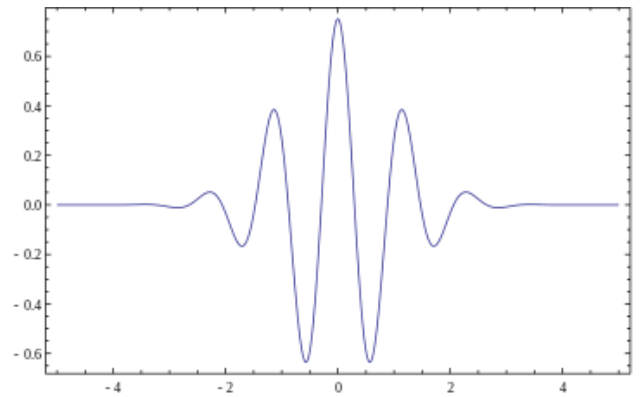


Figura 4.7 Wavelet madre Morlet “mor”

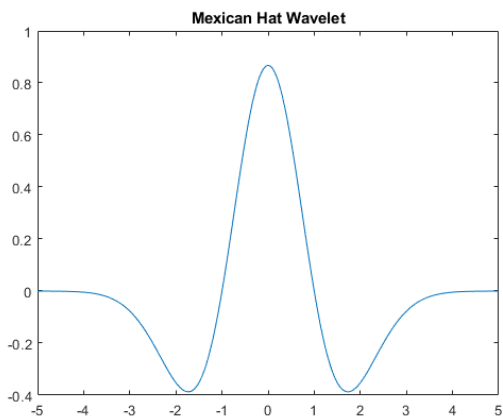


Figura 4.8 Wavelet madre Mexican_hat “mex”

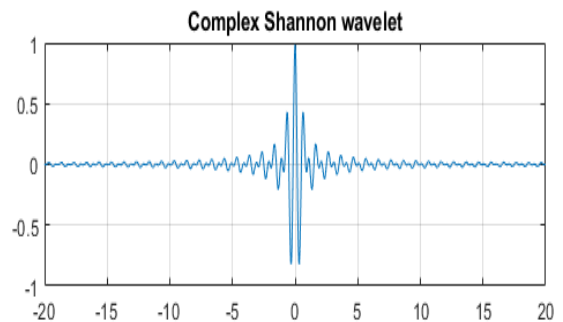


Figura 4.9 Wavelet madre Shannon “shan”

Al fine di poter effettuare una analisi in tempo-frequenza si ricorre all’uso della forma continua della Wavelet, CWT (Transform Continue Wavelet); definendo con $x(t)$ il segnale e con $\Psi(t)$ la wavelet madre, è possibile effettuare la somma nel tempo del segnale, moltiplicato per una versione scalata e traslata della wavelet madre :

$$CWT (scala,posizione) = CWT (a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi(a,b,t)dt \quad (3)$$

Definiamo, ora, cosa significa scalare e traslare una wavelet. Quando intendiamo scalare una wavelet, la stiamo in realtà andando a comprimere, ad allungare, e ciò si ottiene attraverso il fattore di scala; più è piccolo in fattore di scala usato, più la wavelet usata sarà compressa, in questo modo notiamo, anche, la dipendenza del fattore di scala con la frequenza. La traslazione di una wavelet consiste nel ritardarla, ovvero data una funzione $f(t)$ il ritardo attraverso il parametro τ genera una funzione del

tipo $f(t-\tau)$. Una volta effettuate tali operazioni si ottengono dei coefficienti che vengono rappresentati in un grafico scala-tempo, in cui l'asse delle ascisse riguarda il tempo, mentre quello delle ordinate riguarda la scala o la frequenza. Tra la scala e la frequenza sussiste una dipendenza per cui a bassi valori di scala corrisponderà una alta frequenza, e la wavelet risulterà compressa, mentre per alti valori di scala corrisponderà la bassa frequenza, e la wavelet risulterà allungata. La relazione che lega la scala alla frequenza è la seguente :

$$f = f_0/a \quad (4)$$

Possiamo, quindi, dedurre che la trasformata wavelet continua, o CWT, è uno strumento molto utile per studiare come cambia il contenuto in frequenza in funzione del tempo.

5 Materiali e metodi

5.1 Introduzione

In questo lavoro di tesi i segnali EMG oggetto di studio sono stati acquisiti in precedenza, presso il Laboratorio di Analisi del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione, Università Politecnica delle Marche, Ancona.

Si tratta, nello specifico, di due soggetti volontari, giovani e adulti, presi in esame con le seguenti caratteristiche, espresse come valore medio SD :

- Et  = 23.5 ± 1.3 anni
- Altezza = 175 ± 8 cm
- Peso = 64.0 ± 11.4

a cui sono stati attaccati gli elettrodi, e fatti camminare su una pedana, in questo modo si   potuto ottenere i segnali relativi ai muscoli coinvolti nella camminata.

I soggetti che presentavano problemi neurologici e/o ortopedici sono stati esclusi dal presente studio. L'obiettivo   quello di effettuare una caratterizzazione sia in tempo che in frequenza del segnale registrato.

5.2 Posizionamento degli elettrodi

La qualità del segnale EMG in fase di misurazione dipende molto da una preparazione adeguata della cute e dal posizionamento degli elettrodi. La principale caratteristica di preparazione è il contatto dell'elettrodo stabile e una bassa impedenza della cute. Generalmente è necessario eseguire una particolare preparazione della cute prima che gli elettrodi possano essere applicati, però non esiste un unico modo di preparare la cute, in quanto va valutato anche in che condizioni viene svolto l'esame. Se l'esame è statico, o a basso movimento allora può essere sufficiente anche la sola pulizia con alcol, invece se l'esame viene svolto in condizioni dinamiche si può incorrere in artefatti da movimento (ad esempio camminata veloce, corsa o altri movimenti accelerati), è prevista una preparazione molto accurata è indispensabile.

Nel nostro caso avendo sottoposto i soggetti ad un tipo di esame dinamico, la pulizia della pelle è avvenuta con uno dei due metodi sotto indicati :

- Speciali paste abrasive e conduttive che rimuovono le cellule morte della pelle (che producono alta impedenza) e puliscono la pelle da sporco e sudore;
- Carta vetrata molto fine che viene usata esercitando una pressione morbida e controllata, in modo da evitare qualsiasi danno alla pelle da sfregamento. L'impiego di carta vetrata molto fine dovrebbe essere combinato con un tampone imbevuto di alcol.

5.3 Acquisizione dei segnali

L'acquisizione del segnale è avvenuta con una frequenza di campionamento pari a 2 KHz e la processazione è stata effettuata mediante il sistema di registrazione multicanale Step 32, Medical Technology, Italia. I segnali basografici, sono stati usati al fine di individuare l'istante di inizio e di fine di ogni passo, ciò è stato possibile grazie all'impiego di tre interruttori (dimensioni: 11 mm × 11 mm × 0.5 mm; forza di attivazione: 3 N), posti sulla pianta del piede del soggetto, più precisamente in corrispondenza del tallone e della prima e quinta testa metatarsale.

Nella acquisizione dei segnali sEMG sono stati utilizzati sonde differenziali costituite da dischi di Ag /Ag-Cl sia a geometria fissata (azienda: DemItalia, dimensioni: 7 mm × 27 mm × 19 mm; diametro elettrodi: 4 mm; distanza tra elettrodi: 8 mm, guadagno: 1000, filtro passa-alto: 10 Hz, impedenza d'ingresso >1.5 G, CMRR > 126 dB, rumore in ingresso ≤ 1 Vrms), sia a geometria variabile (azienda: DemItalia, distanza minima tra elettrodi: 12 mm, guadagno: 1000, filtro passa-alto: 10 Hz, impedenza d'ingresso >1.5 G, CMRR > 126 dB, rumore in ingresso ≤ 200 nVrms).

I segnali sEMG sono stati, poi, ulteriormente amplificati e filtrati attraverso un filtro passa-basso (450 Hz) dal sistema di registrazione.

Da [14], seguendo le raccomandazioni SENIAM per il posizionamento degli elettrodi rispetto alla direzione della fibra e alla posizione dei tendini, sono state applicati le sonde a geometria fissata sui muscoli tibiale anteriore, gastrocnemio laterale e bicipite femorale, mentre quelli a geometria variabile sui muscoli vasto laterale e retto femorale.

Ai soggetti in esame è stato chiesto di camminare a piedi nudi per circa 5 minuti con andamento naturale, avanti e indietro su una piattaforma rettilinea, in modo da poter registrare il segnale basografico ed elettromiografico.

5.4 Analisi dei segnali

Il segnale basografico, che rappresenta il passo vero e proprio, è stato quantizzato in quattro livelli, ciascuno corrispondente ad una specifica fase del passo, e a tutti i campioni appartenenti ad uno stesso intervallo è stato attribuito lo stesso valore:

- Heel strike: raggruppa le fasi in cui si trovano in contatto con il suolo contemporaneamente gli interruttori posti sul tallone, sulla prima e la quinta testa metatarsale, e fasi in cui invece toccano a terra solo o la prima o la quinta testa metatarsale e il tallone;
- Flat foot contact: rappresenta la fase in cui solo l'interruttore posto sul tallone tocca il suolo;
- Push-off: comprende le fasi in cui toccano terreno o la prima e la quinta testa metatarsale contemporaneamente, oppure singolarmente;
- Swing: in questa fase nessuno dei tre interruttori tocca terra.

È stato considerato come istante di inizio del gait cycle il momento in cui il tallone tocca il suolo, che corrisponde alla fase heel strike, mentre l'istante di fine corrisponde al momento in cui termina la fase di swing.

La segmentazione del segnale basografico permette di individuare il segnale EMG associato al singolo passo. Successivamente il segnale viene filtrato con un filtro passa-banda Butterworth del quarto ordine con frequenze di taglio di 25 Hz (passa-alto) e 450 Hz (passa-basso).

5.5 Denoising del segnale EMG

Successivamente all'individuazione delle varie fasi del gait cycle, viene applicata una correzione per l'ottimizzazione, in quanto potrebbero essere presenti delle attivazioni anomale, che hanno una durata inferiore ai 20 ms (che nel nostro caso equivalgono a 40 campioni). Queste non rispecchiano la fase del passo individuata, ciò è riconducibile ad un errore in fase di misurazione da parte dei sensori. Viene effettuata una correzione riportando il valore errato al valore giusto.

A questo punto si passa alla analisi dei segnali mioelettrici, che vengono sottoposti a denoising, sfruttando le proprietà della wavelet.

Mediante la funzione "wden", viene compiuto un denoising automatico evitando l'uso di ulteriori funzioni. Viene effettuata una decomposizione del segnale fino al sesto livello utilizzando come mother wavelet la Daubechies 4 (db4), viene calcolata la soglia di compressione in modo da ottenere un primo denoising del segnale il più vicino possibile all'andamento originale. Il filtraggio del segnale avviene tramite il metodo 'Empirical Bayes', usando un soft tresholding e imponendo che la stima del rumore dipenda da ogni livello.

5.5 Calcolo della trasformata Wavelet continua e dello scalogramma

Successivamente all'uso del denoising, si procede al calcolo della trasformata Wavelet continua attraverso la funzione "cwt". Tale funzione fornisce in uscita i coefficienti wavelet a partire, nel nostro caso, dalla mother wavelet db4, dal tempo di campionamento usato, pari a 1/2000, e infine da un vettore scala con dei valori compresi tra 3 e 84, con passo pari a 1. Al fine di poter visualizzare l'energia del segnale, che corrisponde più precisamente al quadrato del valore assoluto dei coefficienti della wavelet si effettua il plot dello scalogramma, attraverso la funzione "wscalogram", sia bidimensionalmente che tridimensionalmente, tramite la funzione "surf". La visualizzazione dello scalogramma è in tempo-scala, essendo la scala e la frequenza inversamente proporzionali, si può definire anche in tempo-frequenza.

5.6 Individuazione zone di attivazione

Applico un tresholding, più comunemente noto come sogliatura alla matrice che si origina attraverso la trasformata Wavelet continua. Viene preso il massimo valore per ogni fattore di scala e ne viene considerata una percentuale, in questo caso il 70%, tali valori vengono memorizzati in un nuovo vettore, e verranno confrontati con quelli della matrice originale, quella generata precedentemente con la "cwt". Tutti i valori superiori al valore di soglia verranno identificati con valore proprio della matrice, che costituisce l'attivazione, mentre tutti quei valori inferiori alla soglia verranno identificati con valore nullo "0", che costituisce la zona in cui non c'è attivazione, ciò mi consente di individuare l'inizio e la fine della attivazione. Viene, successivamente applicato un post-processing per l'ottimizzazione del segnale, questo perchè potrebbero essere presenti delle attivazioni o delle disattivazioni che hanno una durata inferiore ai 20 ms (che nel nostro caso equivalgono a 40 campioni), e che quindi non possono essere considerate tali . In particolare:

- per eliminare le false attivazioni, vengono portati a zero tutti i campioni compresi tra il campione d'inizio dell'attivazione e il campione di fine, se la distanza tra questi due è minore di 40 campioni;
- per l'eliminazione delle false disattivazioni si considera che se la distanza tra un campione che individua la fine di una attivazione e il campione che individua l'inizio di un'altra è minore di 40 campioni, allora tutti i campioni nel mezzo vengono considerati come una attivazione e il loro valore viene imposto diverso da zero.

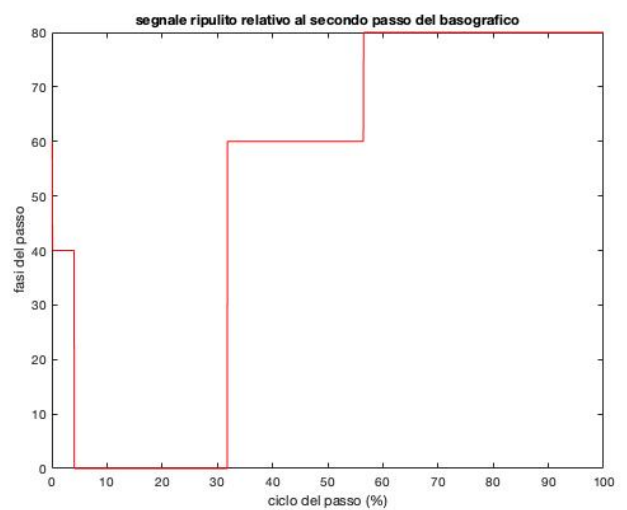
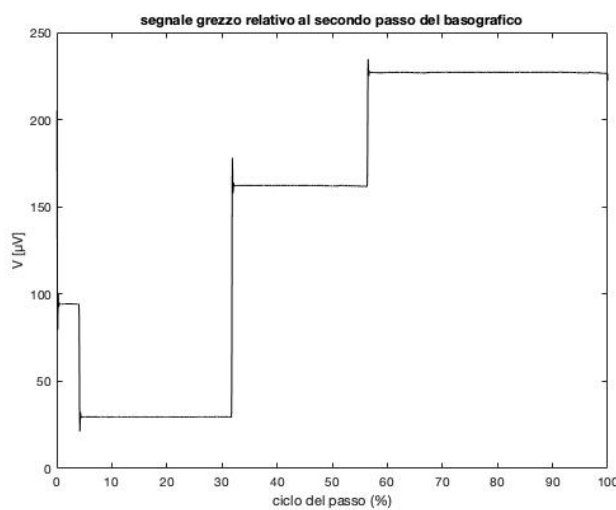
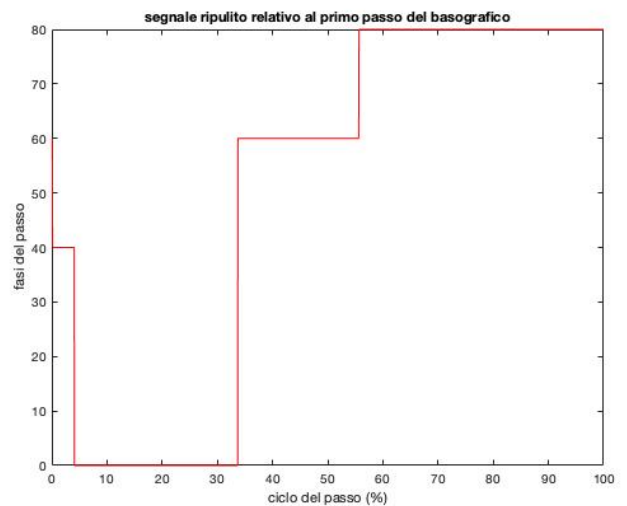
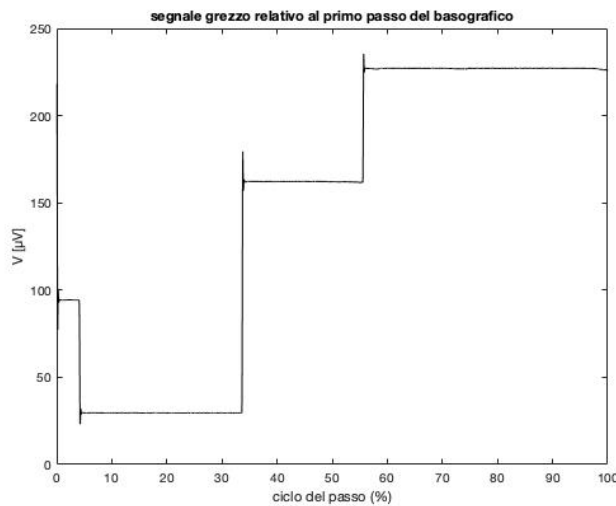
6 Risultati

6.1 Basografico

Il segnale basografico è un segnale che descrive il ciclo del passo, gait cycle, mettendo in evidenza le varie parti che compongono il singolo passo. Come abbiamo già visto nel capitolo 3, riguardante la gait analysis, il passo viene scomposto in 8 fasi riconducibili a 4 parti principali : H, F, P, S.

Inizialmente il segnale ottenuto in laboratorio è in forma grezza, quindi è necessaria una correzione, ciò viene effettuato attraverso una soglia che permette la correzione di tutti gli “spike” consentendo di ripulire il segnale, e di evidenziare le 4 fasi del passo.

Nelle immagini sottostanti vengono mostrati il segnale grezzo relativo a 5 passi e il segnale corretto relativi agli stessi passi, in cui si evincono le 4 zone del passo.



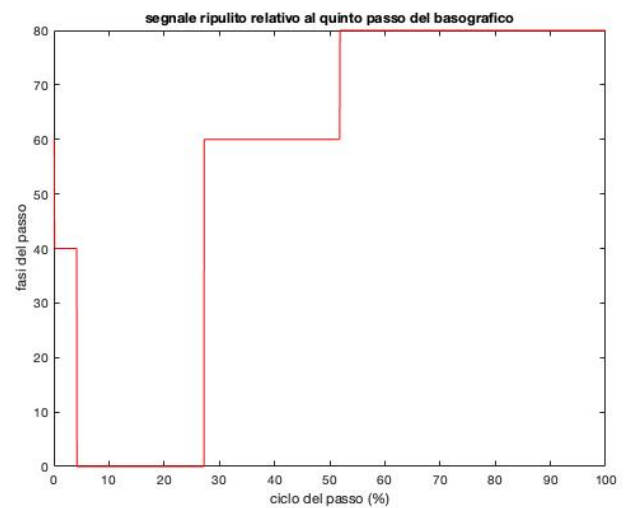
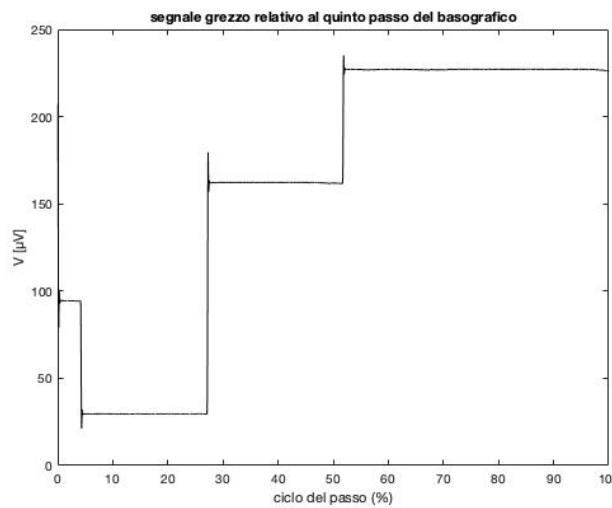
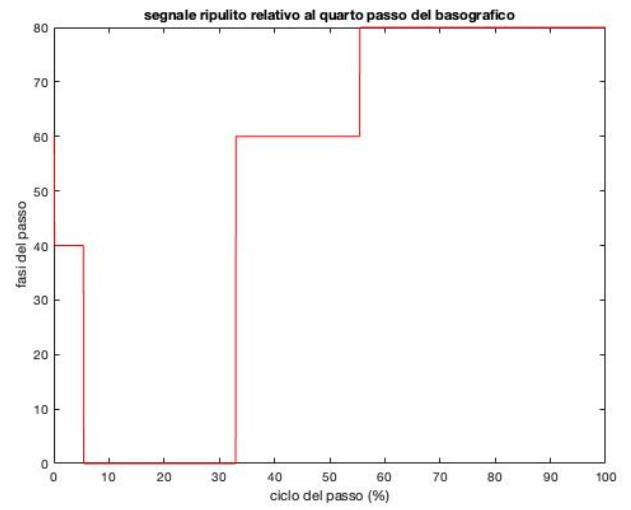
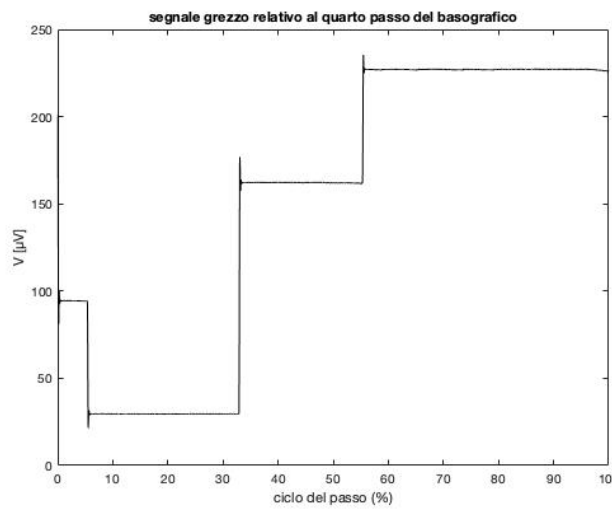
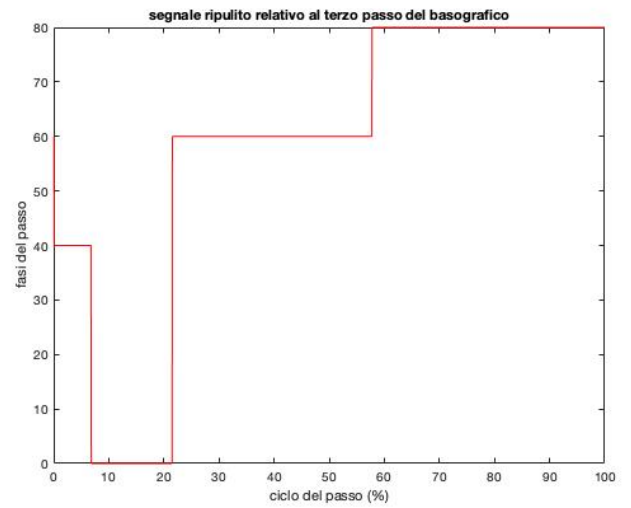
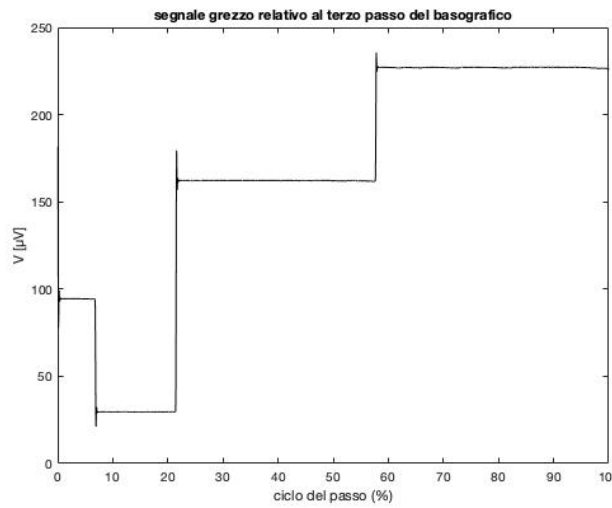
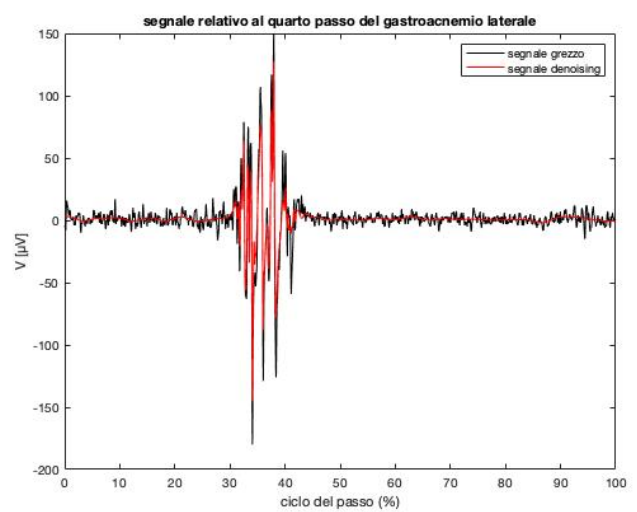
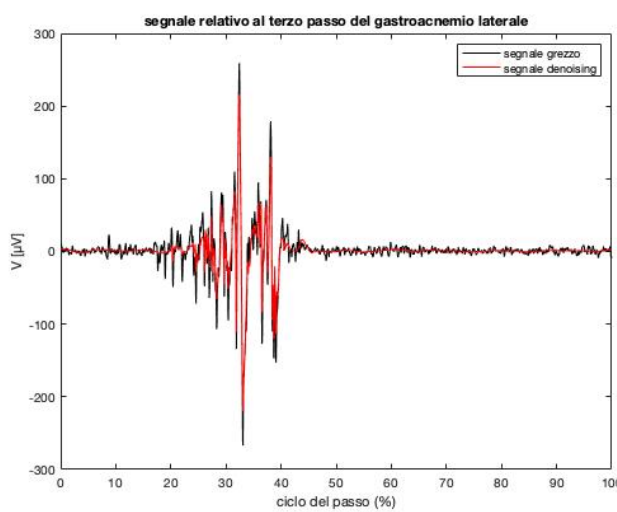
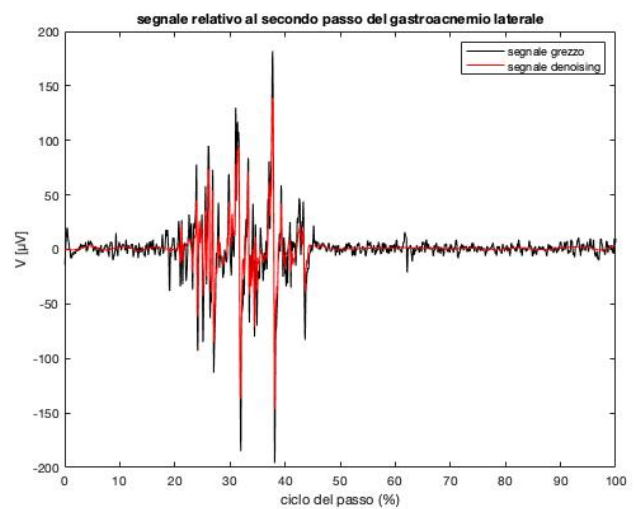
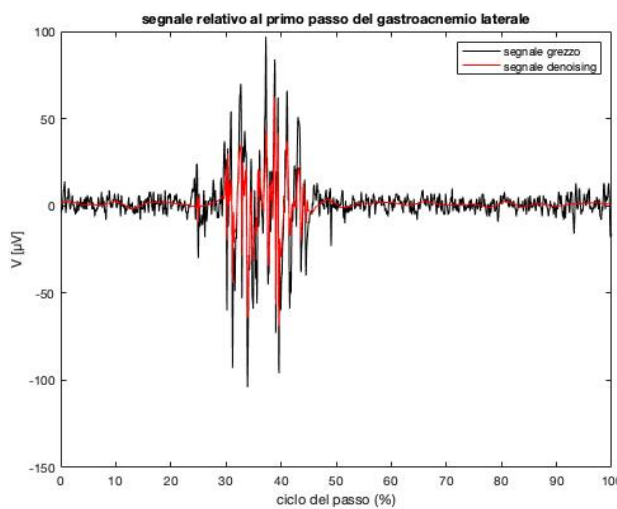


Figura 6.1 Grafici del segnale grezzo e del segnale ripulito del basografico

6.2 Segnali EMG grezzo e denoising

Il segnale EMG è il segnale elettrico dei muscoli, inizialmente il segnale a disposizione è un segnale grezzo, pieno di rumori che per essere analizzato in maniera opportuna deve essere ripulito dal rumore. Al fine di poter ottenere un segnale ripulito si ricorre all'uso di un filtro di denoising che riduce in maniera evidente il rumore, migliorando la qualità del segnale. Nelle immagini seguenti vengono mostrati i segnali elettromiografici grezzo e ripulito di 5 passi, riguardanti i muscoli del gastrocnemio laterale e del tibiale anteriore.



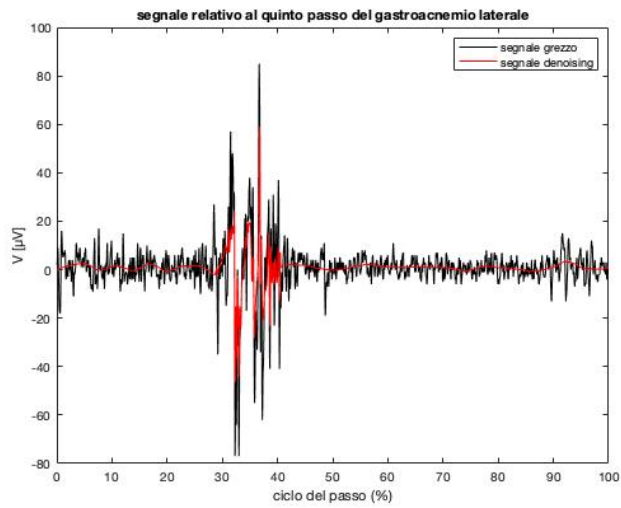
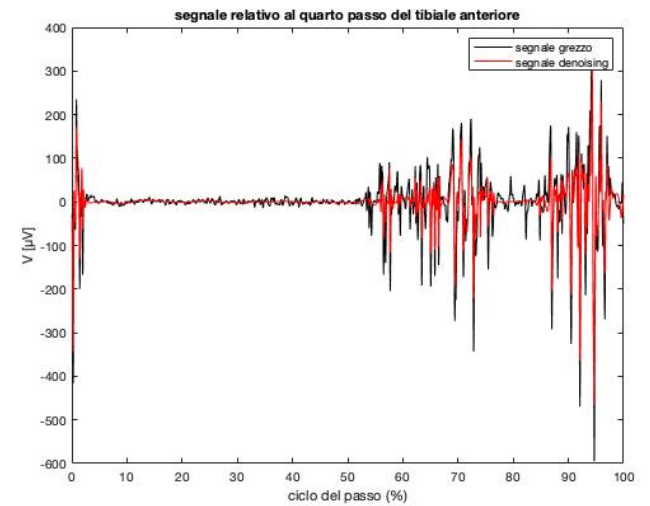
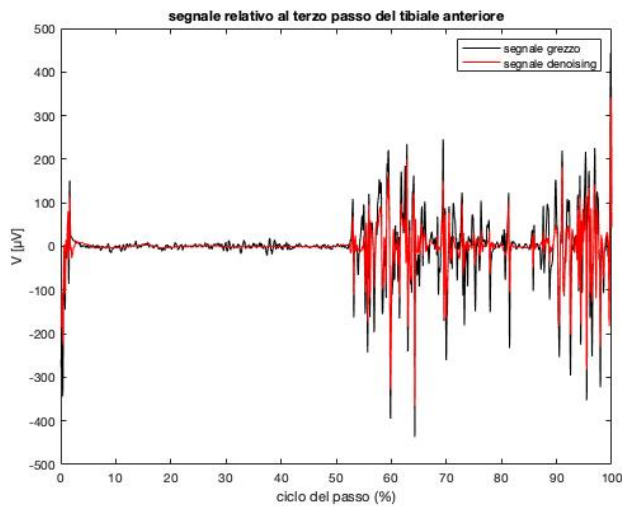
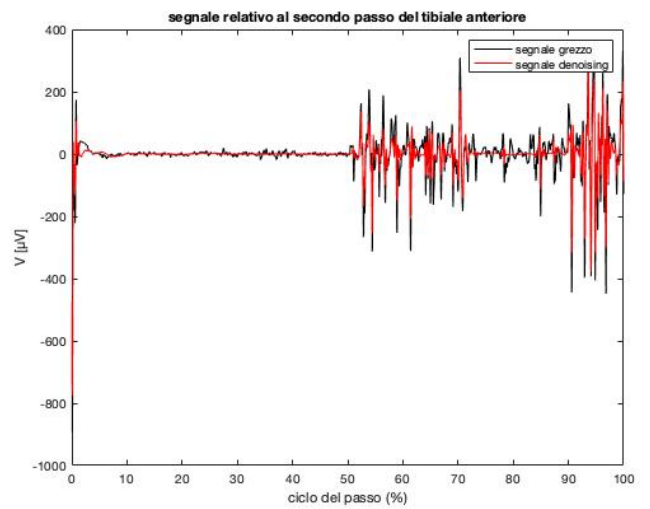
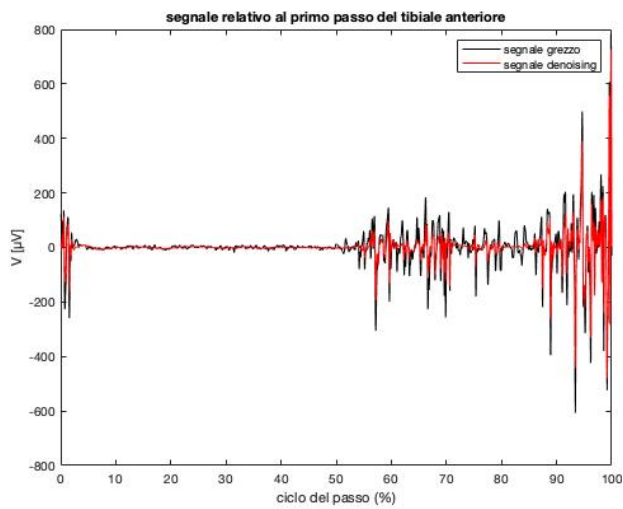


Figura 6.2 Grafici del segnale emg del gastrocnemio laterale



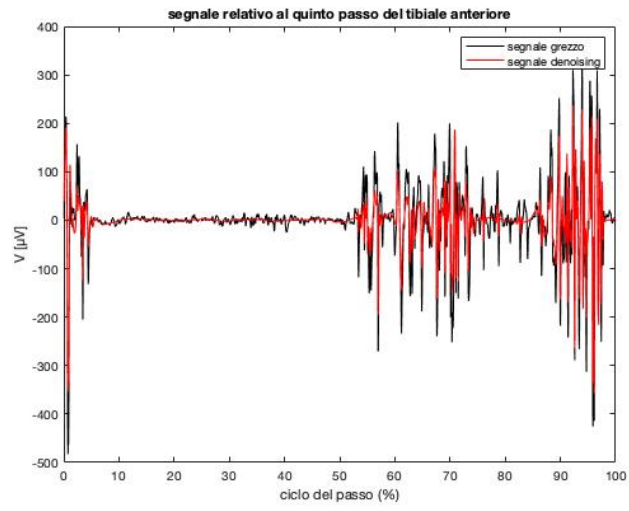
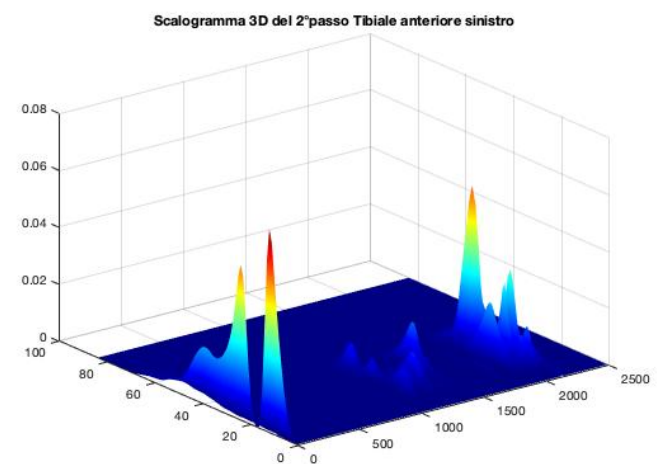
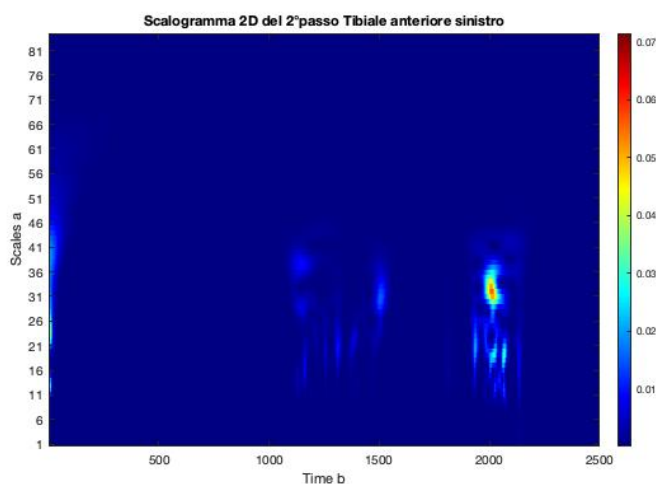
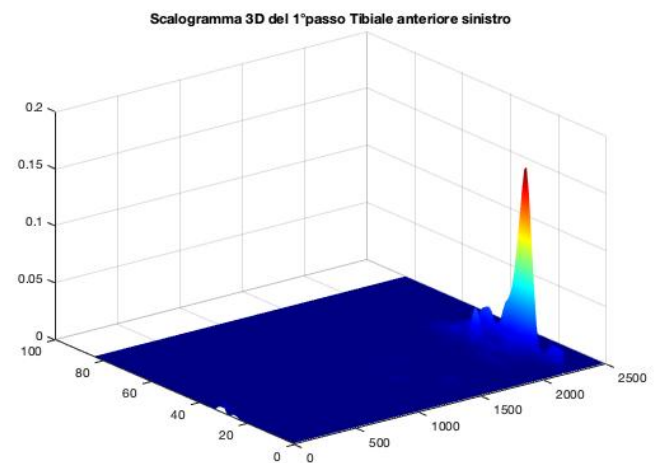
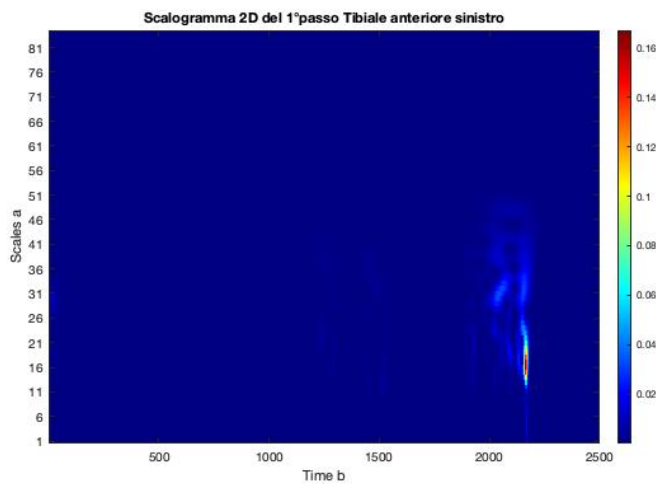


Figura 6.3 Grafici del segnale emg del tibiale anteriore

6.4 Contenuto energetico

Al fine di riuscire a capire meglio in che istante è presente attivazione muscolare durante il gait cycle è necessario visualizzare il contenuto energetico, ciò è reso possibile grazie al grafico dello scalogramma, sia bidimensionale che tridimensionale. Lo scalogramma consente di visualizzare il contenuto energetico del segnale in scala-tempo, grazie al fatto che scala e frequenza sono due grandezze inversamente proporzionali, ciò è riconducibile alla rappresentazione in tempo-frequenza, come vediamo nelle immagini riportate di seguito, relative ai gruppi muscolari presi precedentemente in considerazione.



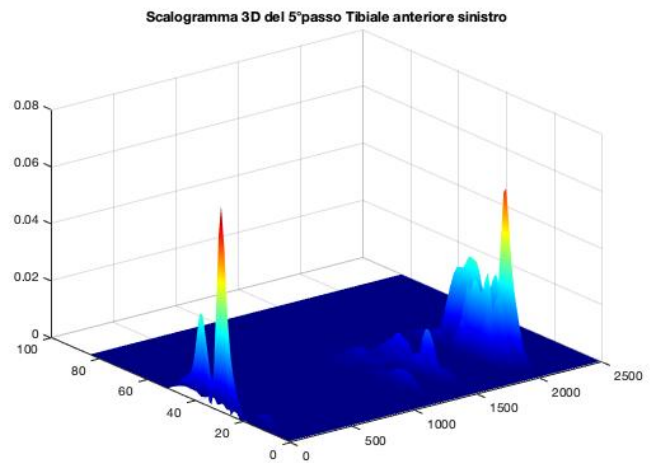
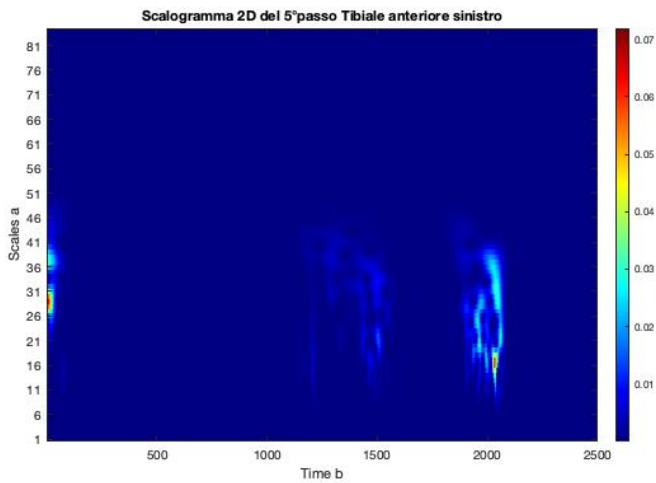
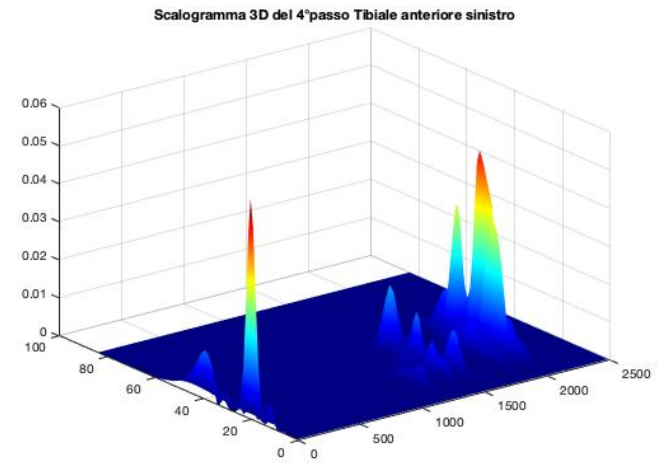
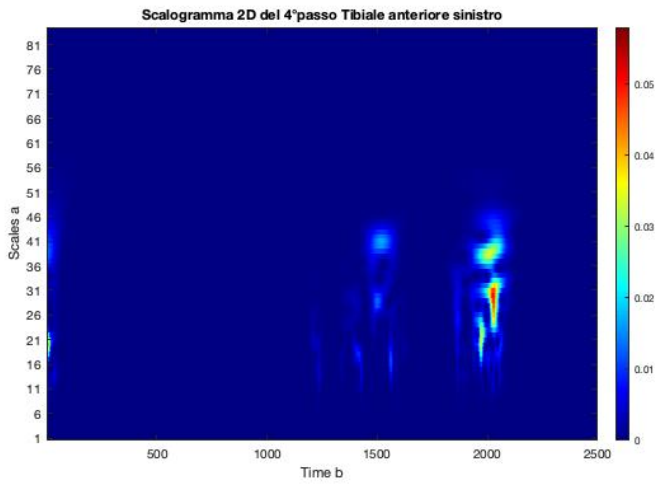
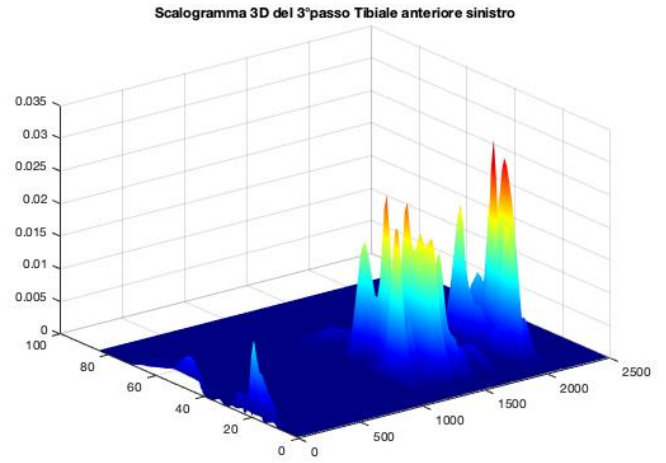
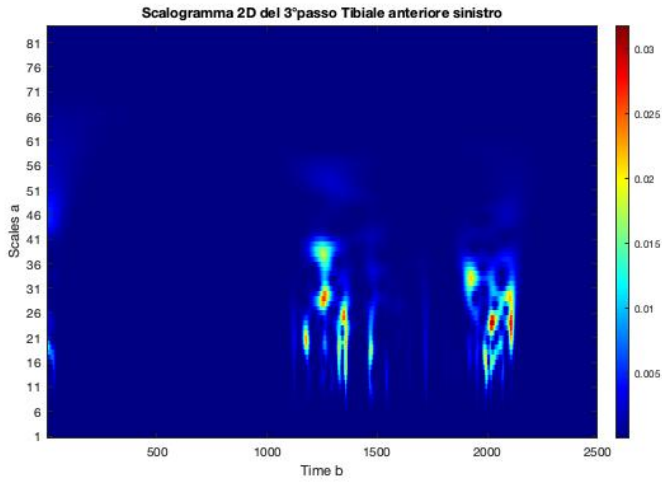
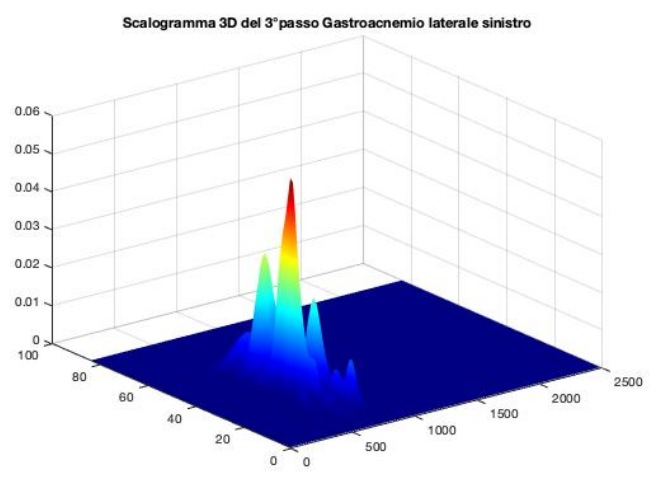
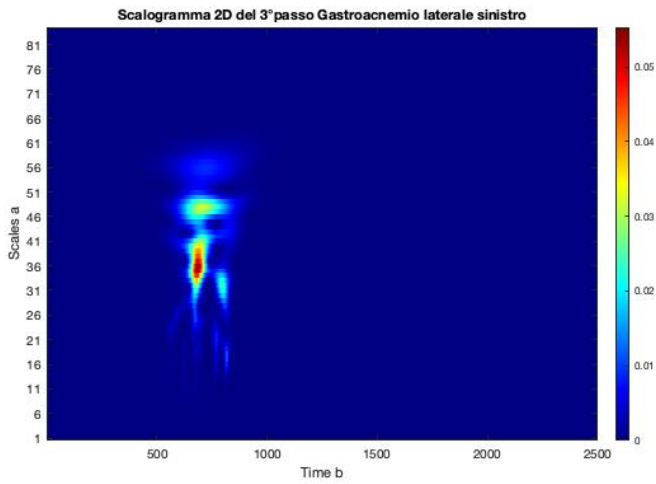
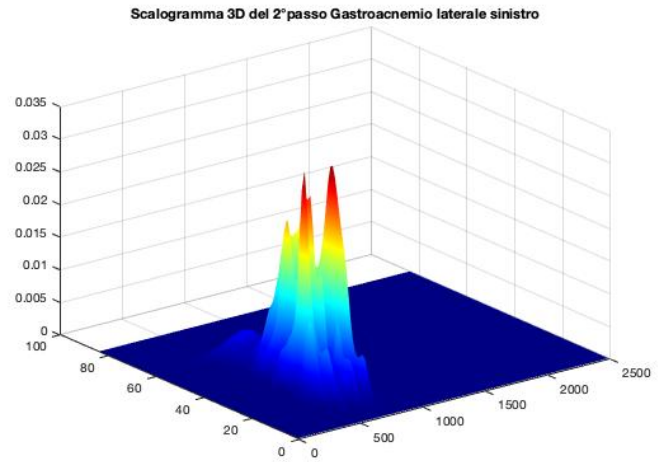
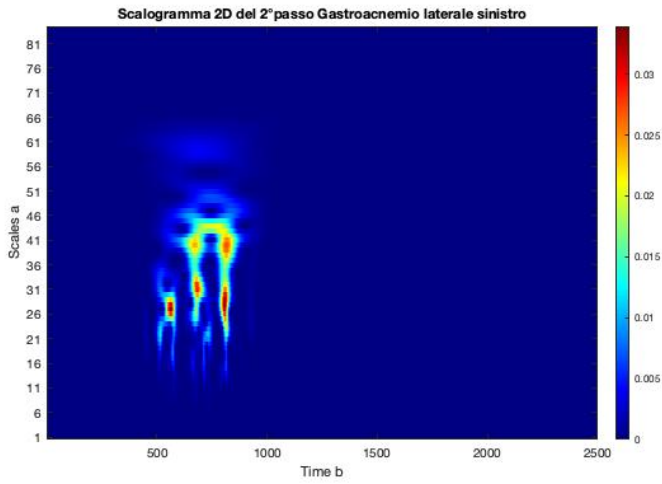
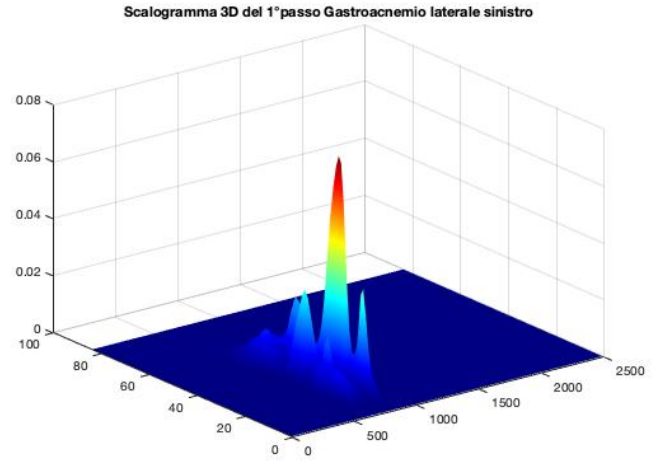
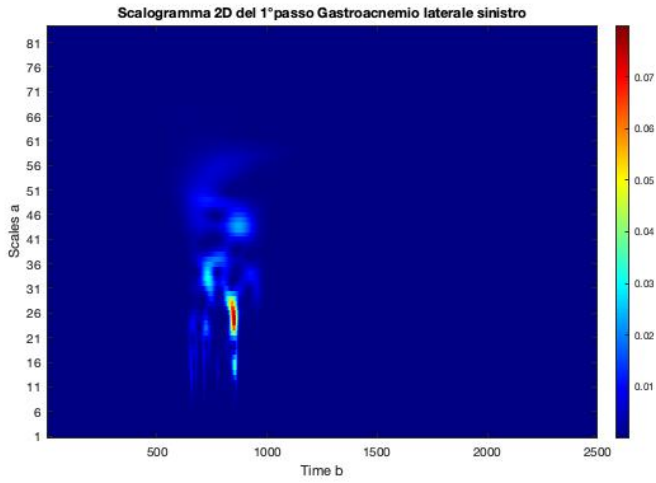


Figura 6.4 Scalogramma del tibiale anteriore



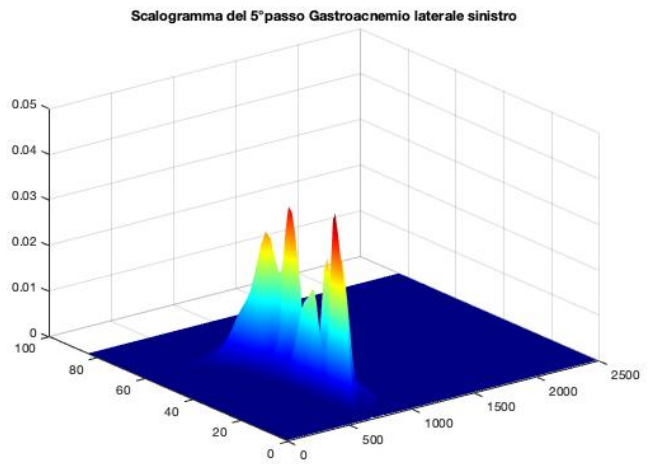
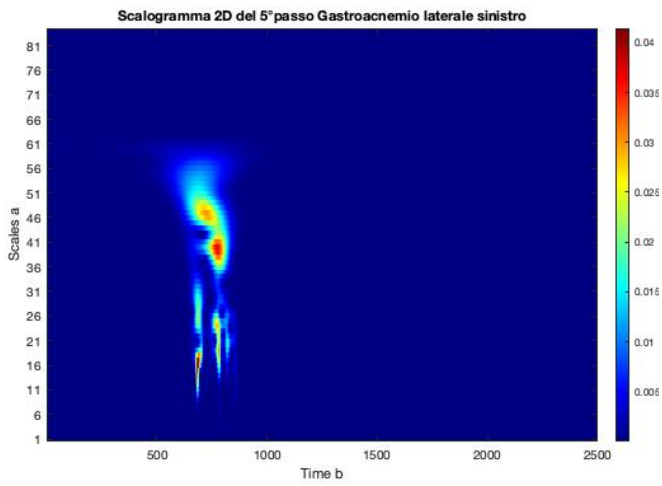
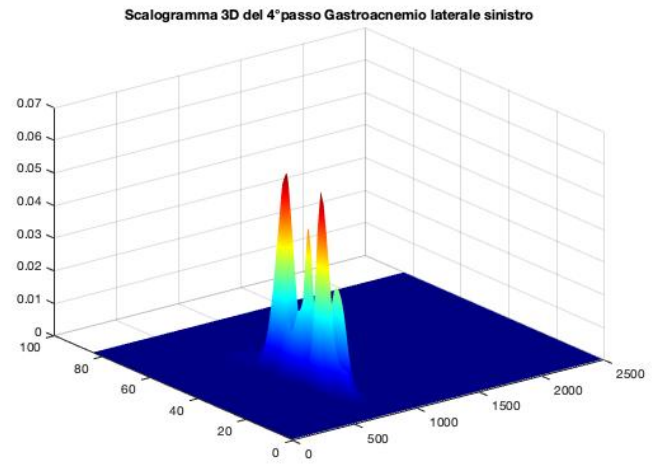
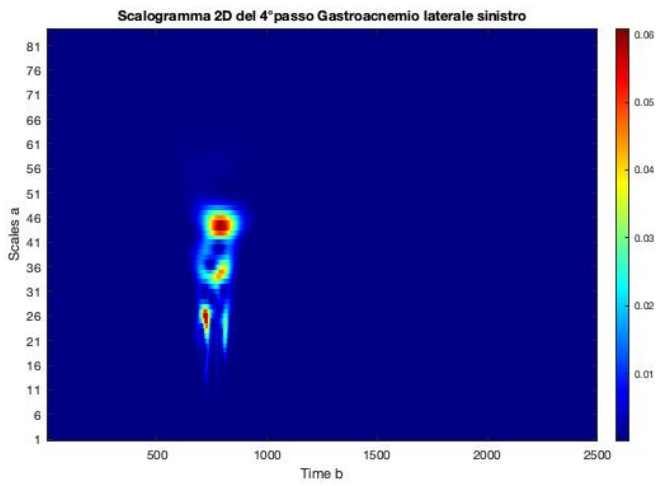
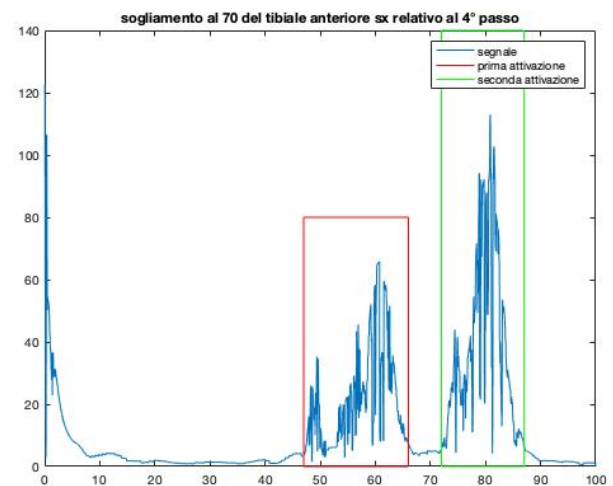
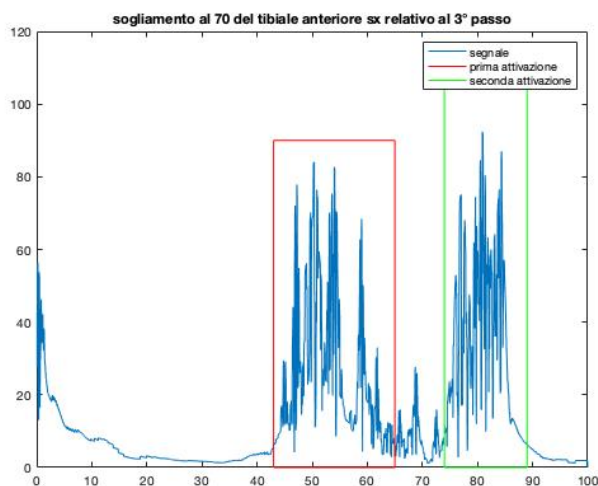
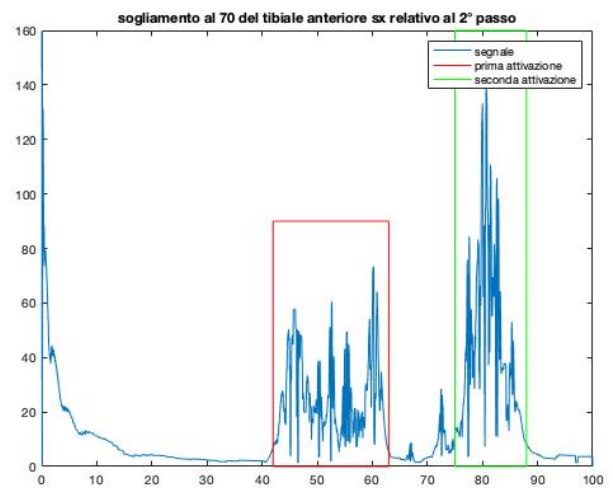
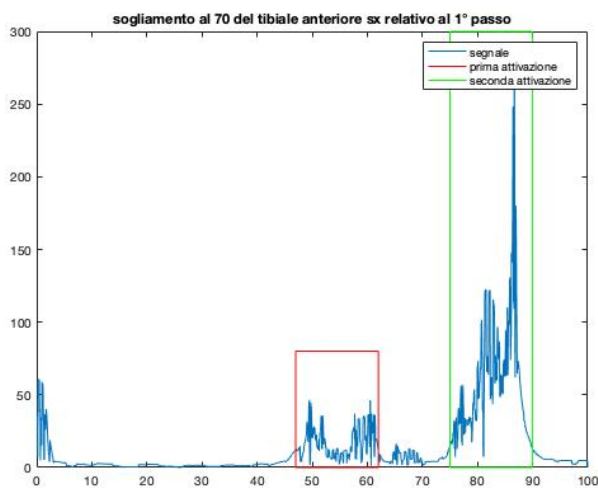


Figura 6.5 Scalogramma del gastrocnemio laterale

6.5 Attivazione muscolare

Come abbiamo visto prima, attraverso i grafici dello scalogramma, è molto importante andare ad analizzare il contenuto energetico per vedere in che istanti il muscolo si attiva, ma al fine di capire in quale momento esso rimane maggiormente coinvolto in un processo muscolare rispetto che in un altro, è necessario compiere una sogliatura. Tale metodo consente di mettere in risalto le zone a contenuto energetico sopra un certo valore di soglia. La sogliatura che andremo di seguito a visualizzare è al 70% del fattore di scala, ciò vuol dire che viene visualizzato soltanto l'attivazione muscolare superiore al valore di soglia, e come possiamo vedere per il muscolo tibiale anteriore sono presenti due attivazioni, mentre il muscolo gastrocnemio laterale presenta una attivazione durante il ciclo del singolo passo.



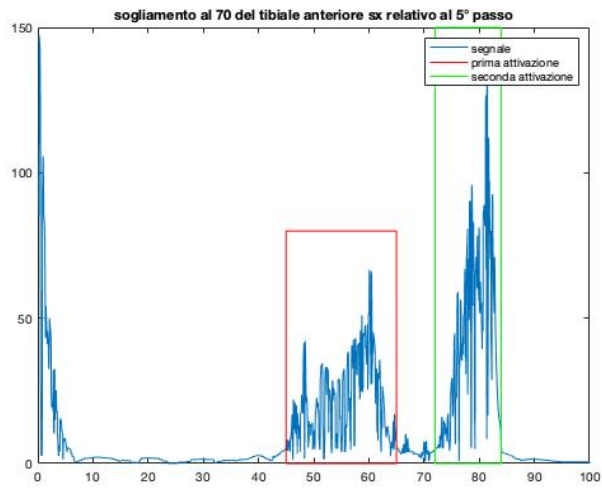
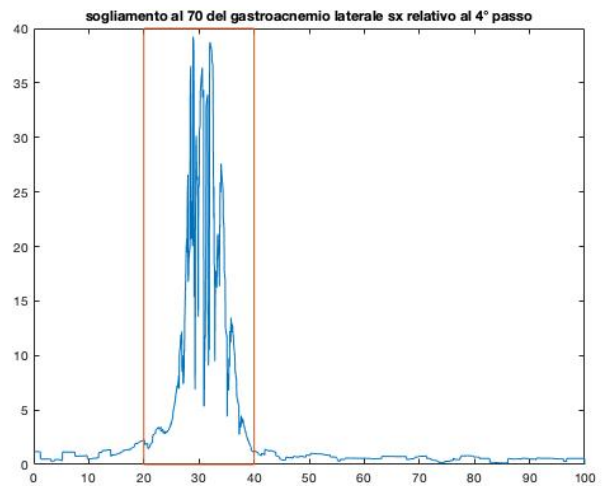
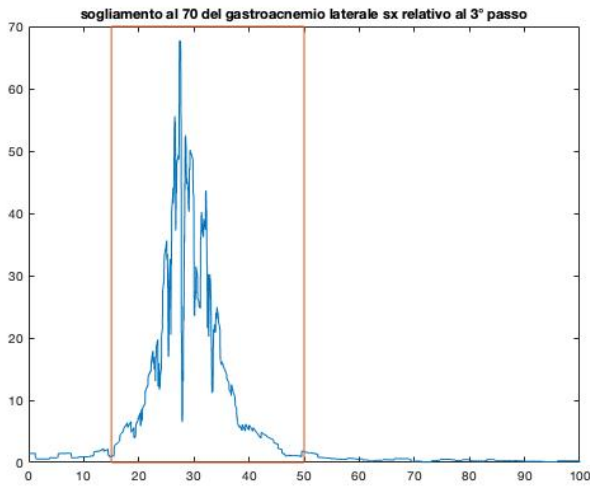
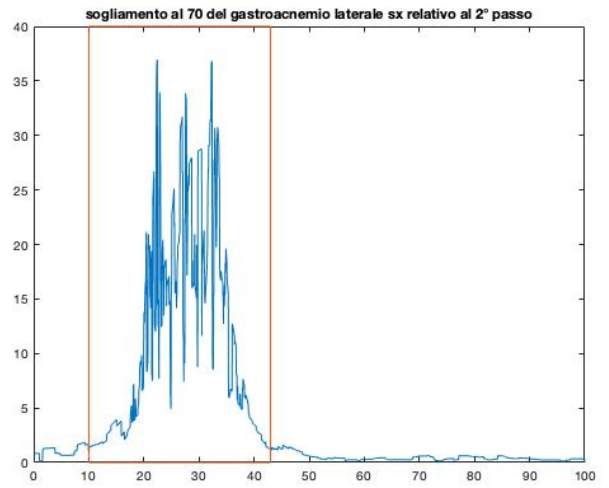
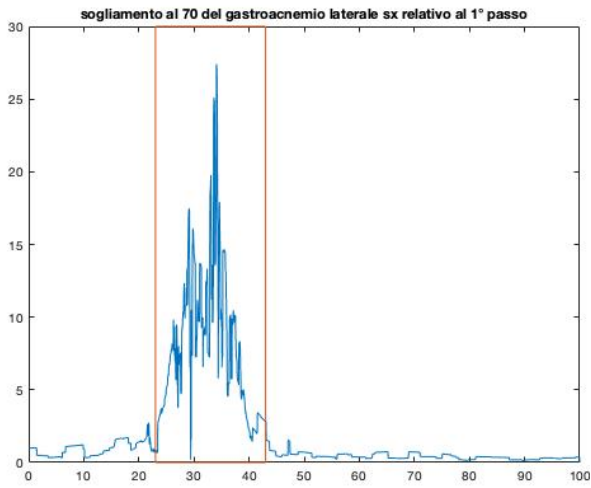


Figura 6.6 Sogliamento al 70% del tibiale anteriore



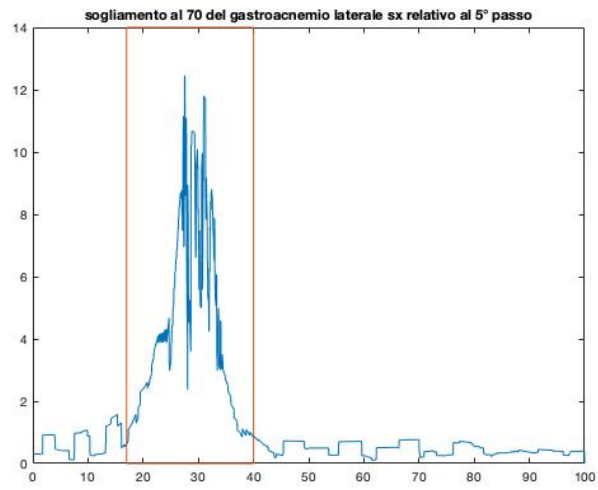


Figura 6.7 Sogliamento al 70% del gastrocnemio laterale

7 Discussione e conclusioni

Il presente lavoro di tesi si è focalizzato sullo sviluppo di un algoritmo in MATLAB basato sulla trasformata Wavelet che fosse in grado di fornire contemporaneamente il contenuto nel dominio del tempo e nel dominio della frequenza riguardo le attivazioni muscolari identificate durante il cammino. Attraverso i risultati riportati nel capitolo precedente, è possibile affermare, in generale, che l'approccio proposto presenta un'elevata affidabilità nella descrizione delle attivazioni muscolari nel dominio del tempo. Si rivela, infatti, un approccio molto versatile, in grado di filtrare segnali variabili come quelli del cammino. Mediante la tecnica presentata in questo studio si è in grado di adattare il filtraggio al tipo di segnale che si sta analizzando.

Il valore aggiunto del presente studio consiste, però, nel fornire anche il contenuto in frequenza di ogni singola attivazione dei principali muscoli reclutati durante il cammino. La scomposizione attraverso la Wavelet è per definizione una scomposizione in tempo-scala, essendo la scala e la frequenza inversamente proporzionali, si può definire anche in tempo-frequenza.

In particolare, in questo lavoro di tesi si è cercato di sfruttare l'approccio basato sull'analisi tempo-frequenza del segnale elettromiografico mediante l'utilizzo della trasformata Wavelet che è risultata essere un metodo valido per l'elaborazione di questo tipo di segnali.

L'impiego della Wavelet ha infatti permesso la localizzazione contemporanea nel tempo e in frequenza delle attivazioni muscolari permettendo di visualizzare quando il muscolo ha maggiore contenuto energetico, ovvero quando tende ad essere maggiormente coinvolto durante il ciclo del passo, e di effettuare un'ulteriore operazione di filtraggio dei segnali mediante un opportuno algoritmo di denoising per l'eliminazione del rumore cercando il giusto compromesso tra la risoluzione nel tempo e nella frequenza. Tuttavia, poiché in letteratura non sono riportati esempi di quantificazione in frequenza delle singole attivazioni non è possibile realizzare un confronto diretto con risultati precedenti.

Nonostante i presenti risultati siano promettenti, sarà necessario approfondirli e validarli ulteriormente, ampliando la popolazione di entrambi i gruppi, realizzando una analisi statistica più robusta e accurata e cercando, attraverso il confronto e la discussione con la controparte clinica, di fornire una spiegazione fisiologicamente credibile del contenuto in frequenza del segnale EMG durante il cammino.

Successivamente a questo si potrà passare allo studio sui pazienti che necessitano di riabilitazione per capire cosa in loro, a livello di sistema nervoso e muscolare sia cambiato, in seguito ad una malattia e come poterli aiutare per tornare ad avere piene funzionalità.

Bibliografia e fonti

- [1] Raez, M.B.I., Hussain, M.S., Mohd-Yasin, F.: Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online* 8, 11-35 (2006).
- [2] Chowdhury, R.H., Reaz, M.B., Ali, M.A. et al: Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors (Basel)* 13(9), 12431–12466 (2013).
- [3] Istenic, R., Kaplanis, P., Pattichis, C.S. et al: Analysis of Neuromuscular Disorders Using Statistical and Entropy Metrics on Surface EMG. *WSEAS Transactions on Signal Processing* 4(2), 28-35 (2008).
- [4] D.U. Silverthorn, W.C. Ober, C.W. Garrison, A.C. Silverthorn, B.R. Johnson, *Fisiologia, Un approccio integrato*, seconda edizione, 2009. Casa Editrice Ambrosiana.
- [5] www.osteolab.net
- [6] www.neuropathycommons.org
- [7] G. Ambrosi, d. Cantino, P. Cestano, S. Correr, L. D'Este, R.F. Donato, G. Familiari, F. Fornai, M. Gulisano, A. Iannello, L. Magaudda, M.F. Marcello, A.M. Martelli, P. Pacini, M. Rende, P. Rossi, C. Sforza, C. Tacchetti, R. Toni, G. Zummo, *Anatomia dell'uomo*, seconda edizione, 2010. Ediz. ermes.
- [8] www.elettromiografia.net
- [9] <https://www.cristianfrancavilla.it/analisi-del-cammino>
- [10] www.aitn.it
- [11] www.giovanniralli.it
- [12] J. Perry, *The Gait cycle, Gait Analysis Normal and pathological Function*, Slack Inc 1992.

[13] <https://www.footlab.it/analisi-del-cammino>

[14] Stegeman D. F., Hermens H.J. (2007). Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM) 1, 108-112.