



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

Stima del contenuto in frequenza dell'attivazione EMG durante il cammino

EMG-frequency-content assessment during walking

Relatore:

Prof. **Fioretti Sandro**

Correlatore:

Dott. **Di Nardo Francesco**

Tesi di Laurea di:

Falconi Barbara

A.A. 2020/2021

Alla mia famiglia

INDICE

Introduzione.....	4
CAPITOLO I La Contrazione Muscolare.....	6
1.1 Processo neuromuscolare.....	6
1.2 Elettromiografia.....	9
1.2.1 Elettromiografia di superficie.....	11
CAPITOLO II Analisi del cammino.....	13
2.1 Il ciclo del passo.....	13
2.2 Attivazione muscolare.....	20
2.2.1 Tibiale anteriore.....	20
2.2.2 Gastrocnemio laterale.....	21
2.2.3 Retto femorale.....	22
CAPITOLO III Materiali e Metodi.....	23
3.1 Soggetti e acquisizione del segnale.....	23
3.2 Processamento del segnale elettromiografico.....	24
3.2.1 Il segnale basografico.....	27
3.2.2 La trasformata wavelet.....	31
CAPITO IV Risultati.....	34
4.1 Tibiale anteriore.....	34
4.2 Gastrocnemio laterale.....	36
4.3 Retto femorale.....	38
4.4 Risultati riassuntivi.....	40

CAPITOLO V Discussione e Conclusione.....	47
5.1 Discussione e conclusione.....	47
Bibliografia.....	48

INTRODUZIONE

Lo studio del movimento umano, con particolare attenzione all'attività dei muscoli, viene tipicamente realizzato attraverso l'analisi del segnale mioelettrico acquisito tramite la nota tecnica identificata come elettromiografia di superficie. Questa tecnica consente un tipo di indagine non invasiva utile per valutare l'attività muscolare soprattutto in condizioni dinamiche. Il suo utilizzo ha sempre più applicazioni nel campo biomedico, come per esempio nella diagnosi di malattie del sistema neuromotorio, il quale controlla costantemente l'attività muscolare, oppure in ambito riabilitativo e protesico, o addirittura nella *Human Computer Interaction* (HCI) [1].

Quando viene acquisito un segnale elettromiografico, ci sono molti fattori che possono introdurre rumore ed impedire così una precisa valutazione del tracciato, più in particolare quando si tratta di valutare gli intervalli di reclutamento dei muscoli durante uno specifico task motorio si hanno: rumore dovuto agli elettrodi e alla loro aderenza allo strato epidermico, al cablaggio, agli amplificatori e più in generale all'hardware del sistema di acquisizione, ma anche all'impedenza della pelle e all'attività indesiderata di muscoli adiacenti (*crosstalk*) [2, 3].

Sebbene si possano eseguire diverse accortezze durante l'acquisizione e sebbene durante il processamento del segnale si possano ridurre alcune componenti rumorose, è molto difficile rimuovere in maniera selettiva il rumore, sia nel dominio del tempo che nel dominio della frequenza. Tipicamente il rumore che può essere agevolmente filtrato con un approccio in frequenza è quello causato dagli artefatti di movimento a basse frequenze (minori di 20Hz) e il rumore ad alta frequenza al di fuori del range fisiologico del segnale EMG (maggiori di 500Hz), quindi un filtro passa banda è una delle soluzioni proposte a tal fine. Diverse indicazioni di standardizzazione per la rimozione del rumore sono riportate in letteratura, come per esempio dal *Units, Terms and Standards in the Reporting of EMG Research* che suggerisce una frequenza di taglio per il filtro passa alto in grado di eliminare rumore dovuto ad artefatti di movimento di 20Hz [4], dall'articolo *Standards for reporting EMG data* (Merletti, 1999) che propone delle frequenze di taglio per il filtro passa banda di 10Hz (passa alto) e 400Hz (passa basso) [5], e dal *Surface EMG for Non Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM), che suggerisce una frequenze di taglio di tra 10-20Hz (passa alto) e di circa 500Hz (passa basso) [6].

Il limite di questi approcci in frequenza è che tendono a filtrare oltre al rumore sovrapposto al segnale EMG, anche parte del contenuto informativo del segnale stesso. Per cercare di gestire questo limite, recentemente sono state introdotte nuove tecniche in tempo-frequenza, come ad esempio la trasformata di wavelet [7,8].

L'obiettivo del presente lavoro di tesi è quello di proporre una tecnica di filtraggio di segnali elettromiografici nel dominio tempo-frequenza basata sulla trasformata wavelet che consenta di stimare il *timing* degli intervalli di reclutamento muscolare durante il cammino e di quantificare contemporaneamente il contenuto in frequenza di ognuna delle attivazioni individuate nel tempo.

CAPITOLO 1

La contrazione muscolare

1.1 Processo neuromuscolare

Nell'uomo si identificano tre tipi di tessuto muscolare e sono il tessuto muscolare striato scheletrico, il tessuto muscolare striato cardiaco e il tessuto muscolare liscio. Il peso corporeo è composto circa dal 40% di tessuto muscolare striato scheletrico, mentre il 10% è rappresentato dal tessuto muscolare liscio e da quello cardiaco.

In questa tesi ci concentreremo sul tessuto muscolare scheletrico;

i muscoli del tessuto scheletrico hanno diverse caratteristiche:

- capacità di contrarsi, cioè generano movimenti delle formazioni alle quali è legato;
- elasticità, cioè dopo che si allungano oltre la posizione che hanno a riposo, sono in grado di ritornare alla posizione di partenza;
- aumento della massa o del numero, dovuto all'incremento delle proteine.

Sono i muscoli dell'apparato locomotore e quindi oltre a produrre il movimento del corpo o di sue parti e a mantenere la postura, sostengono anche il peso degli organi interni e li proteggono da traumi esterni, controllano la defecazione e la minzione e svolgono un ruolo importante nella respirazione.

Le fibre che costituiscono i muscoli scheletrici hanno una forma cilindrica e allungata e sono disposte in parallelo tra loro. Ognuna di esse è rivestita da un sottile strato di tessuto connettivo fibrillare lasso detto endomisio e più fibre unite tra loro costituiscono un fascetto muscolare avvolto da tessuto connettivo detto perimisio.

Le fibre sono caratterizzate da una struttura gerarchica e proteggono il reticolo sarcoplasmatico formato sia da canalicoli che da cisterne indipendenti. Ci sono anche le proteine contrattili che sono organizzanti in miofilamenti che a loro volta sono costituiti da fasci detti miofibrille; le miofibrille sono costituite da filamenti di actina e di miosina.

Le fibre muscolari contengono miofibrilline in una quantità variabile che sono formate da circa 1500 filamenti di miosina e 3000 filamenti di actina; sono costituite da grosse molecole proteiche polimerizzate, che sono responsabili della contrazione muscolare.

Il sarcoplasma delle fibre muscolari a causa della loro particolare organizzazione, se osservato con un microscopio polarizzante, presenta delle bande chiare con al centro una banda scura e viceversa;

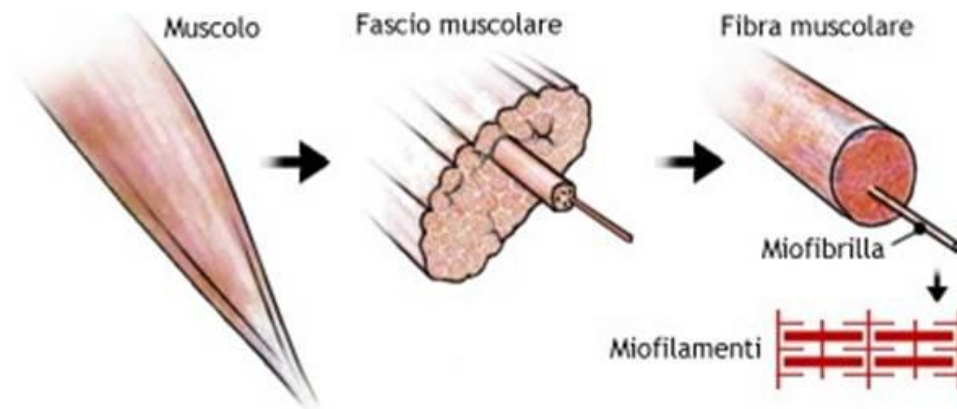


Figura 1.1 Struttura di un muscolo

Per contrazione muscolare si intende l'insieme delle azioni che portano alla formazione di una forza che è in grado di far allungare o accorciare il muscolo grazie all'azione di scorrimento dei filamenti di actina e miosina. Da un punto di vista neurologico, chiamiamo con il nome di unità motoria, la più piccola unità funzionale adoperata nel processo di contrazione che è costituita da un motoneurone somatico, nato nel midollo spinale, insieme alle fibre muscolari che va ad innervare. L'assone di un neurone motorio è il mezzo con cui lo stimolo, inviato dal sistema nervoso, raggiunge il muscolo per provocare la contrazione muscolare.

L'avvio e il completamento della contrazione muscolare avvengono secondo la sequenza di eventi riportata di seguito [9].

Un potenziale d'azione, cioè una rapida variazione del potenziale di membrana, viaggia lungo un motoneurone sino alle sue terminazioni sulle fibre muscolari. A ogni terminazione il nervo libera una piccola quantità di neurotrasmettitore chiamato acetilcolina.

Quest'ultima agisce su un'area circoscritta della fibra muscolare (giunzione neuromuscolare), determinando l'apertura di canali cationici acetilcolina-dipendenti, inseriti nella membrana.

L'apertura di questi canali consente l'ingresso di grandi quantità di ioni sodio nella fibra muscolare, che provocano una depolarizzazione locale (potenziale di placca), che a sua volta porta all'apertura di canali del sodio voltaggio-dipendenti, con conseguente generazione di un potenziale d'azione sulla membrana. Il potenziale d'azione si propaga lungo la membrana della fibra muscolare allo stesso modo in cui si propaga lungo la membrana delle fibre nervose. Il potenziale d'azione depolarizza la membrana della fibra muscolare e si propaga verso il centro della fibra stessa (lungo i tubuli trasversi o tubuli T), provocando la liberazione di grandi quantità di ioni calcio dal reticolo sarcoplasmatico, i quali si trovavano all'interno del reticolo stesso.

Gli ioni calcio avviano un processo che dà origine a forze di attrazione tra i filamenti di miosina e i filamenti di actina, che causano lo scorrimento degli uni sugli altri, cioè la contrazione.

Dopo un tempo brevissimo, gli ioni calcio vengono riportati all'interno del reticolo sarcoplasmatico da una pompa di membrana per il Ca^{++} , dove rimangono immagazzinati sino all'arrivo di un nuovo potenziale d'azione.

Con la rimozione degli ioni calcio dalle miofibrille, la contrazione muscolare termina.

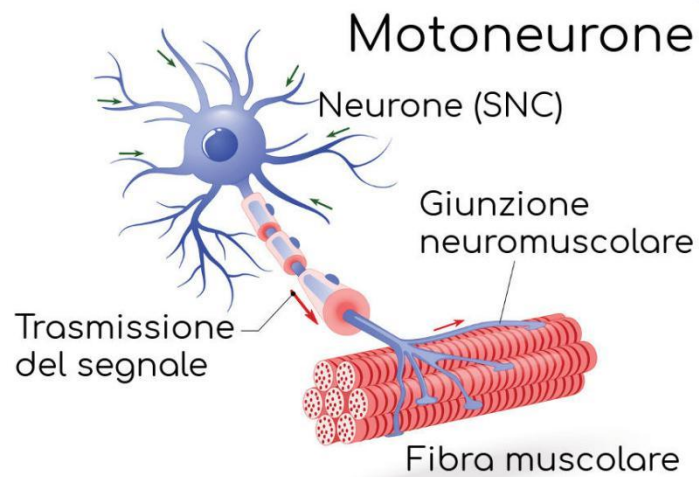


Figura 1.2 Il motoneurone

1.2 Elettromiografia

La contrazione del muscolo si misura con un esame chiamato elettromiografia (EMG) in grado di rilevare la sua attività elettrica e quindi permette di individuare l'attivazione del muscolo.

Lo scopo è di studiare la funzionalità dei muscoli e dei nervi connessi agli stessi in modo da individuare patologie muscolari e neuromuscolari o di studiare la biomeccanica dell'uomo.

Il segnale elettromiografico viene rilevato attraverso l'applicazione di elettrodi a placchetta, cioè applicati direttamente sulla cute, oppure con l'uso di elettrodi ad ago che vengono inseriti direttamente nei muscoli [10]; in base al tipo di elettrodi utilizzati si identificano due tipi di elettromiografia:

- elettromiografia ad ago o interstiziale;
- elettromiografia di superficie (sEMG).

Il procedimento per la corretta esecuzione dell'EMG è il seguente [11]:

- esaminare il paziente attraverso l'anamnesi, cioè raccogliendo informazioni sulla storia clinica e con un esame fisico con l'obiettivo di sviluppare una lista di diagnosi differenziali.
- Selezionare le prove elettrodiagnostiche appropriate che si desidera eseguire al fine di escludere o escludere diagnosi sulla vostra lista.
- Spiegare al paziente come sarà il test e perché viene fatto.
- Eseguire lo studio in modo tecnicamente competente, di solito a partire da studi di conduzione nervosa (elettroencefalografia) e poi procedere con l'EMG.
- Interpretare i risultati per arrivare alla diagnosi corretta o per restringere la lista di diagnosi differenziali.
- Comunicare i risultati del test al medico di riferimento in modo tempestivo e significativo.

Il più delle volte il segnale EMG non è un segnale pulito ma ci possono essere diverse interferenze dovute ad altri segnali biologici che derivano ad esempio dal cuore oppure da altre apparecchiature elettriche nelle vicinanze o da fili in movimento durante la raccolta dei dati. La combinazione di segnali aggiuntivi corrompe il segnale biologico desiderato con conseguente segnale di rumore. Il processo di rimozione di questo rumore è noto come elaborazione del segnale ed è essenzialmente una serie di passi matematici che tentano di togliere il rumore e lasciare solo il segnale biologico [12].

Possiamo riassumere i diversi disturbi:

- artefatti da movimento: il segnale EMG è disturbato dal segnale del muscolo sottostante causato dal movimento degli elettrodi applicati sulla pelle che generano dei piccoli potenziali.
- *Crosstalk*: l'attività del muscolo da analizzare è influenzata dalla vicinanza di un muscolo adiacente. Questo fenomeno dipende dall'accuratezza della disposizione degli elettrodi e dalla loro distanza;
- L'ampiezza del segnale elettrico diminuisce a causa della presenza di eccessivo strato di tessuto adiposo interposto tra pelle e muscolo sminuendo l'affidabilità dell'analisi.

1.2.1 Elettromiografia di superficie

L'elettromiografia di superficie è l'analisi del funzionamento dei muscoli che si distingue dall'elettromiografia ad ago perché è classificata come una tecnica non invasiva; è maggiormente accettata dal paziente perché evita l'introduzione di aghi nel muscolo, inoltre le informazioni che si ricavano sono generali come il momento, la durata, l'entità dell'attivazione durante il movimento e l'attività globale del muscolo. Vengono utilizzati degli elettrodi posizionati sulla cute sovrastante il muscolo chiamati appunto elettrodi di superficie; sono nella maggior parte dei casi bipolari oppure tripolari con una dimensione di qualche decina di millimetri, sono a 1 2 o 3 contatti e permettono l'acquisizione di segnale con una ampiezza fino a 5mV e con un range di frequenza di circa 20÷2000Hz.



Fig. 2.3 Elettrodi di superficie

Per confrontare i risultati a livello europeo esiste un protocollo, chiamato SENIAM (*surface EMG for a non-invasive assessment of muscles*), che ha lo scopo di standardizzare le tecniche di misurazione riguardanti l'sEMG. Le tematiche principali di SENIAM riguardano:

- i sensori e le procedure di posizionamento;
- i metodi di estrazioni delle informazioni e dell'elaborazione dei segnali EMG di superficie;
- i modelli sEMG.

Dopo aver scelto i sensori e il loro posizionamento, la cute del paziente deve essere trattata in modo da ottimizzare il contatto pelle-elettrodo e minimizzare la presenza di artefatti. La procedura SENIAM prevede la rasatura della pelle, in caso di presenza di peli nella zona di applicazione degli elettrodi, e in seguito utilizzare pasta e carta abrasiva per la rimozione di tessuto morto, con il fine di diminuire l'impedenza della pelle [13]. Il segnale in ingresso dagli elettrodi deve essere elaborato attraverso un circuito che riceve un input dagli elettrodi, amplifica il segnale attraverso l'amplificatore da strumentazione il cui compito è quello di ridurre o eliminare gli

artefatti, rilevando la differenza di potenziale tra gli elettrodi e annullando i disturbi esterni; per questo fine ha un elevato CMRR (rapporto di reiezione di modo comune) che è accettabile sopra i 95 dB ed ha elevate impedenze di ingresso; il filtraggio prevede l'applicazione di un filtro passa alto che serve per eliminare il rumore a basse frequenze causato dal DC *offset* dell'amplificatore, dai movimenti dell'elettrodo sulla pelle o dalle variazioni di temperatura e un filtro passa basso per eliminare il rumore ad alte frequenze. Successivamente il segnale filtrato viene inviato ad un amplificatore che introduce maggiore guadagno andandolo ad aggiungere a quello ricavato precedentemente e poi viene convertito in un segnale digitale per renderlo compatibile ai dispositivi digitali utilizzati con cui visualizziamo il segnale attraverso il convertitore analogico digitale (ADC), che semplicemente utilizza il campionamento e la quantizzazione per trasformare il segnale in bit, producendo quindi un uscita analogica-digitale. Infine viene visualizzato il segnale sEMG. L'insieme di questi elementi costituisce un elettromiografo [14].

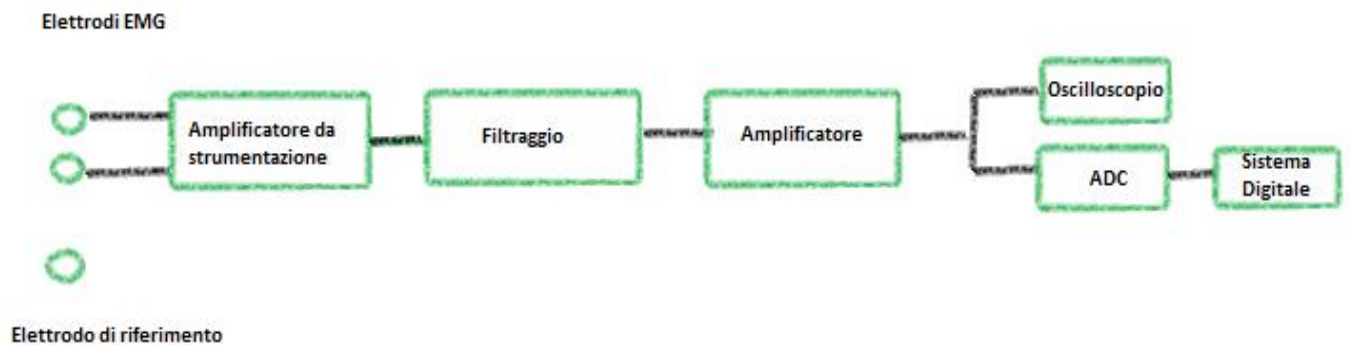


Figura 2.4 Schema a blocchi di un elettromiografo

Capitolo 2

Analisi del cammino

2.1 Il ciclo del passo

Per muoversi da una posizione all'altra, il corpo umano deve compiere una sequenza ripetitiva di movimenti degli arti inferiori che viene chiamata cammino.

Uno degli approcci utilizzati per studiare la deambulazione è quello di suddividere il ciclo del passo in funzione delle variazioni di contatto dei piedi da terra. Quando il corpo si muove progressivamente in avanti, un arto funge da supporto mobile di sostegno mentre l'altro arto avanza verso un nuovo sito di supporto, andando poi ad invertirsi i ruoli. Nel momento in cui entrambi i piedi sono appoggiati a terra avviene il trasferimento del peso corporeo da un arto all'altro fondamentale per mantenere un assetto stabile.

Nel ciclo del passo si individuano due fasi principali di andatura:

- fase di appoggio (*stance*) che descrive l'intero periodo in cui il piede è appoggiato a terra e corrisponde al 60% del ciclo del passo.
- Fase di oscillazione (*swing*) che descrive il periodo in cui il piede è in aria per l'avanzamento dell'arto e corrisponde al 40% del ciclo del passo.

Queste due fasi si alternano per far sì che un arto svolga l'azione di supporto e mantenimento dell'equilibrio mentre l'altro arto, oscillando, avanzi in avanti.

L'inizio e la fine di ogni ciclo del passo si verifica quando entrambi i piedi toccano il terreno mentre nel periodo centrale solo un piede tocca il terreno.



Figura 2.1 Prima divisione del ciclo del passo

Nella fase di appoggio si individuano tre sottofasi:

- fase iniziale di doppio appoggio o carico (*initial contact*): il peso del corpo è diviso tra i piedi in modo uguale perché ci troviamo in una situazione in cui entrambi sono appoggiati al suolo, identificando l'inizio del ciclo. Questa fase corrisponde al 10% del ciclo del passo.
- Supporto su una sola gamba (*loading response*): durante questa fase, che occupa il 40% del ciclo del passo, una singola gamba sostiene il peso di tutto il corpo poiché il piede opposto è sollevato per oscillare. Il miglior indice della capacità di carico degli arti è identificato con la durata di questa fase.
- Fase terminale di doppio appoggio (*terminal stance*): inizia con il contatto al suolo della gamba nel lato apposto e continua fino a che la gamba iniziale è sollevata per oscillare. La distribuzione del carico non è ripartita in modo uguale. A quest'ultima fase viene attribuito il 10% del ciclo del passo.

La misurazione dei tempi che occupano le fasi nel ciclo del passo è approssimativa perché varia da individuo a individuo, essendo inversamente proporzionale alla velocità di cammino. Il periodo della fase diminuisce se la velocità aumenta e viceversa aumenta se la velocità diminuisce.

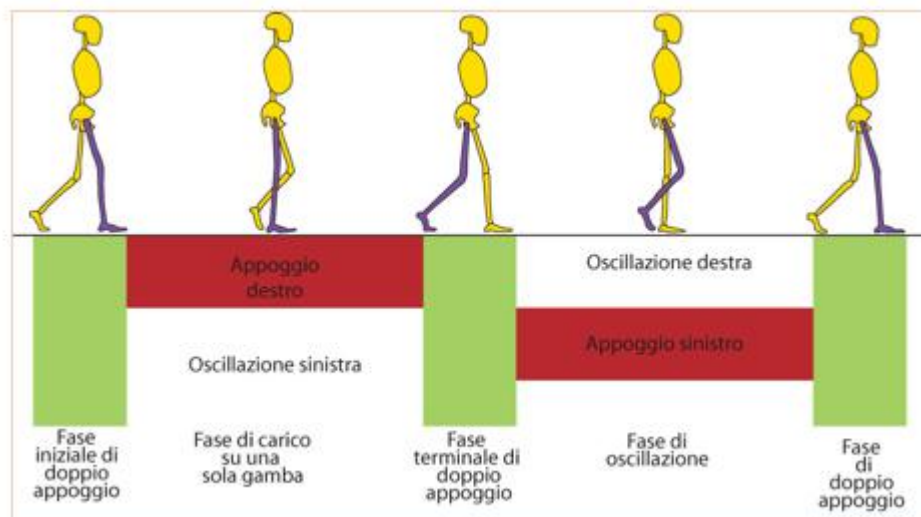


Fig. 2.2 Divisione in fasi del ciclo del passo

Da un punto di vista funzionale, Perry J. [15] individua otto fasi del ciclo del passo, cinque vengono attribuite alla fase di appoggio e tre alla fase di oscillazione:

1) CONTATTO INIZIALE (*HEEL STRIKE*)

L'intervallo compreso è 0-2% del ciclo del passo.

Inizia nell'istante in cui il piede viene a contatto con il suolo con lo scopo di preparare la gamba alla partenza della fase di sostegno per far oscillare in avanti il tallone.

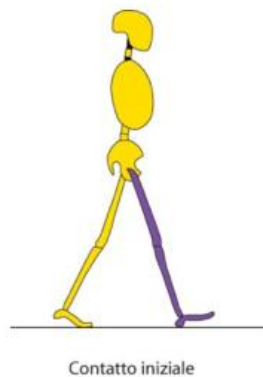


Figura 2.3 Fase del contatto iniziale

2) RISPOSTA AL CARICO (*FOOT FLAT O LOADING RESPONSE*)

L'intervallo compreso è 0-10% del ciclo del passo.

Inizio del periodo di doppio appoggio che inizia con il contatto iniziale del piede a terra e continua fino al momento in cui l'altro piede viene sollevato per l'oscillazione.

Ha l'obiettivo di conservare la progressione e mantenere la stabilità e assorbire gli urti.

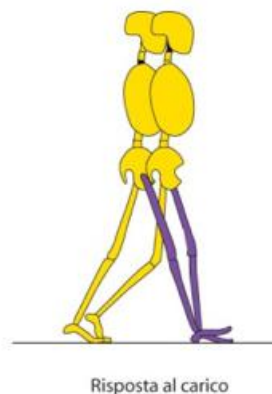


Figura 2.4 Fase di risposta al carico

3) APPOGGIO INTERMEDIO (*MID STANCE*)

L'intervallo compreso è 10-30% del ciclo del passo.

Si identifica l'inizio quando il piede della gamba opposta è sollevato e la fine quando il peso del corpo è allineato sull'avampiede.

Ha l'obiettivo di mantenere la progressione e stabilità sul piede in appoggio e del tronco.

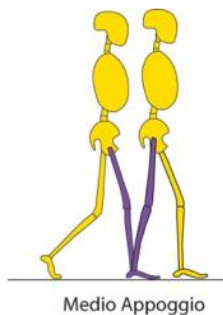


Figura 2.5 Fase di appoggio intermedio

4) APPOGGIO TERMINALE (*HEEL OFF*)

Intervallo: 30-50% del ciclo del passo.

Questa fase inizia con il sollevamento del tallone della gamba che sostiene il peso e continua fin quando l'altro piede tocca il suolo. Il peso corporeo si sposta in avanti.

Ha l'obiettivo di continuare la progressione del corpo oltre il piede in appoggio.

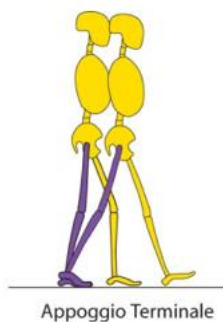


Figura 2.6 Fase di appoggio terminale

5) PRE-OSCILLAZIONE (*TOE OFF*)

L'intervallo comprende 50-60% del ciclo del passo.

È l'ultima fase del periodo di doppio appoggio in cui c'è un rapido spostamento del peso corporeo su una gamba mentre l'altra si prepara per l'imminente oscillazione.

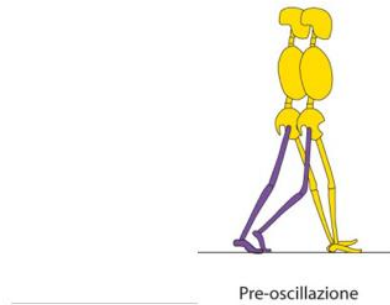


Figura 2.7 Fase di pre-oscillazione

6) OSCILLAZIONE INIZIALE (*INITIAL SWING*)

L'intervallo comprende 60-73% del ciclo del passo.

Questa fase inizia con il sollevamento del piede dal suolo e termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede in appoggio.

Ha l'obiettivo di permettere l'avanzamento dell'arto.

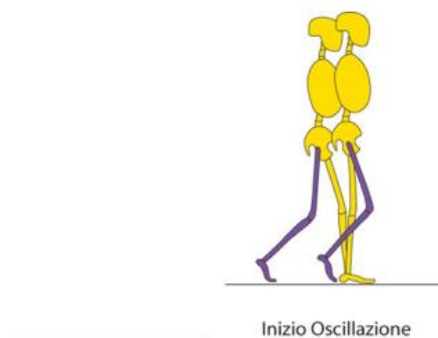


Figura 2.8 Fase di oscillazione iniziale

7) OSCILLAZIONE INTERMEDIA (*MID SWING*)

L'intervallo comprende 73-87% del ciclo del passo.

L'oscillazione iniziale continua fino a che la gamba che oscilla avanza e la tibia si trova in posizione verticale al suolo; anche il peso si sposta in avanti.

La finalità è l'avanzamento dell'arto.

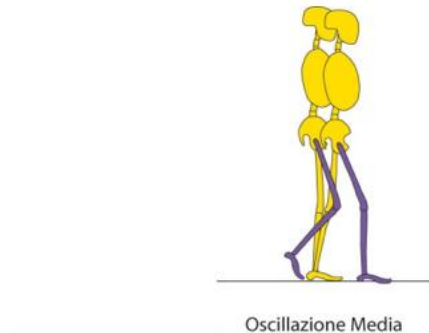


Figura 2.9 Fase di oscillazione intermedia

8) OSCILLAZIONE TERMINALE (*TERMINAL SWING*)

L'intervallo comprende 87-100% del ciclo del passo.

La posizione verticale della tibia determina l'inizio e termina con il piede che prende contatto con il terreno. Ha l'obiettivo di completare l'avanzamento dell'arto e preparare l'arto all'appoggio.

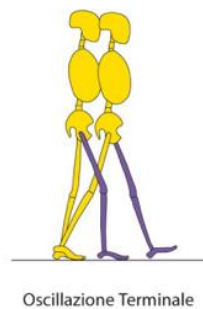


Figura 2.10 Fase di oscillazione terminale



Figura 2.11 Schema riassuntivo di tutte le divisioni del ciclo del passo

La combinazione sequenziale di queste otto fasi permette all'arto di svolgere tre compiti fondamentali:

- accettazione del peso (*weight acceptance*): il periodo d'appoggio è l'inizio e comprende anche le prime due fasi del ciclo del passo quali il contatto iniziale e la reazione al carico. È caratterizzato da tre funzioni principali quali l'assorbimento dell'impatto, la stabilità iniziale dell'arto e la conservazione della progressione.
- appoggio singolo (*single limb support*): continua con le successive due fasi quali l'appoggio mediale e l'appoggio terminale. Lo scopo è di garantire una progressione continua.
- progressione dell'arto (*limb advancement*): comincia nella parte finale della fase di sostegno cioè la pre-oscillazione e continua nelle tre fasi d'oscillazione che sono l'inizio dell'oscillazione, oscillazione mediale e oscillazione terminale.

Attivazione muscolare

A seguire descriviamo in maniera più dettagliata i muscoli che saranno l'oggetto di studio in questa tesi [16].

2.1.1 Tibiale anteriore

Fa parte dei muscoli anteriori della gamba e ha origine dalla faccia laterale della tibia decorrendo sulla regione plantare inserendosi sul primo osso cuneiforme e sul primo metatarsale. È innervato dal nervo peroniero profondo. Il suo compito è di flettere dorsalmente, adducere e ruotare medialmente il piede.

Il tibiale anteriore si attiva intorno alla fase di contatto iniziale per contribuire ad assorbire potenza e permette di abbassare dolcemente il piede a terra e nella fase finale di pre-oscillazione per dorsiflettere la caviglia ed evitare così il trascinarsi del piede nel pavimento, tra queste due fasi non c'è nessuna attivazione.



Figura 2.12 Tibiale anteriore

2.2.2 Gastrocnemio laterale

Si trova sul lato posteriore e superiore della gamba ed insieme al soleo fa parte dei muscoli posteriori della gamba che danno origine al tricipite surale, chiamato comunemente polpaccio. È formato da un capo laterale che ha origine dall'epicondilo laterale del femore e dal capo mediale che ha origine dall'epicondilo mediale, inoltre vengono chiamati separatamente gemelli. Ogni capo termina su un'aponeurosi il mediale si trova più in basso rispetto al laterale; le due aponeurosi poi si uniscono tra loro nel Tendine di Achille. Il gastrocnemio è uno dei principali flessori plantari del piede ed anche un flessore del ginocchio, mostra una maggiore attività alla fine della fase di risposta al carico e raggiunge il picco e poi diminuisce gradualmente nella fase di pre-oscillazione.



Figura 2.13 Gastrocnemio laterale

2.2.3 Retto femorale

Il quadricipite femorale è formato da quattro capi tra cui il retto femorale. Quest'ultimo nasce dal capo diretto della spina iliaca anteriore inferiore e si inserisce nella patella con un tendine comune agli altri tre capi del quadricipite femorale. Il suo compito è quello di flettere la gamba ed estendere la gamba e si attiva nella fase di contatto iniziale per limitare la flessione del ginocchio e garantire stabilità e si attiva nella fase finale dell'oscillazione per garantire l'estensione del ginocchio necessaria per il contatto iniziale.

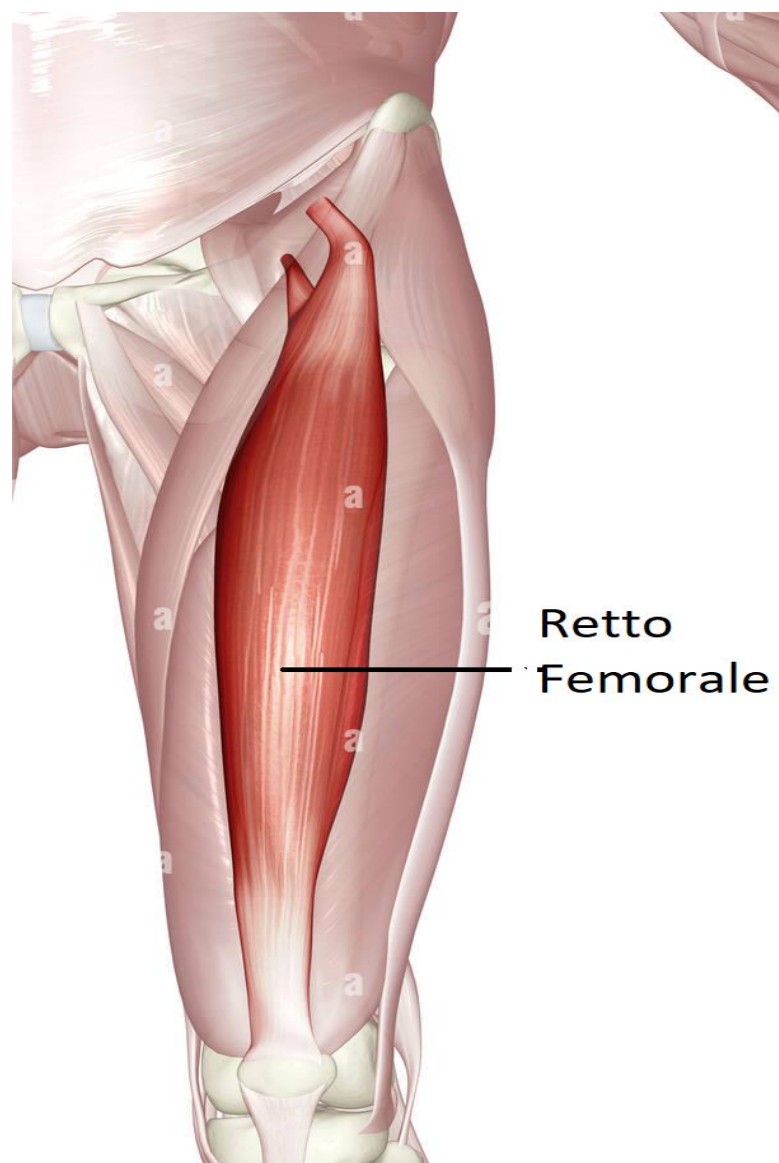


Figura 2.14 Retto femorale

CAPITOLO 3

Materiali e Metodi

3.1 Soggetti e acquisizione del segnale

Lo studio di questa tesi si basa su un segnale elettromiografico acquisito da un soggetto sano ad una frequenza di campionamento di 2000Hz.

Sono stati collegati 8 sensori al soggetto:

- 3 segnali identificano i muscoli della parte destra del corpo che sono tibiale anteriore, gastrocnemio laterale, retto femorale;
- 3 segnali identificano i muscoli della parte sinistra del corpo che sono tibiale anteriore, gastrocnemio laterale, retto femorale;
- 2 segnali riguardano il basografico, uno per il piede destro e uno per quello sinistro.

Questi sono i segnali che sono stati oggetto di analisi, sia per la parte destra che sinistra.

Sono state utilizzate sonde EMG di superficie (sEMG) e tre interruttori basografici. Per acquisire i segnali è stato utilizzato il sistema Step32 (*Medical Technology*, Italia) con una frequenza di campionamento di 2kHz e una risoluzione di 12 bit. Le sonde sEMG sono a geometria fissa cioè hanno un disco Ag/Ag-Cl e il diametro dell'elettrodo è 0.4 cm con una distanza tra elettrodi di 0.8 cm, il guadagno di 1000, l'impedenza di ingresso è maggiore di 1.5GΩ e CMRR > 126dB; l'elettrodo viene posizionato sul tibiale anteriore e il gastrocnemio laterale seguendo le raccomandazioni di SENIAM per la posizione dell'elettrodo-orientamento sui muscoli rispetto ai tendini, ai punti del motore e alla direzione della fibra.

Gli interruttori basografici sono stati posti sotto la prima e la quinta testa metatarsale del piede e sotto il tallone; ogni sensore aveva una superficie di 1.21cm² e una forza di attivazione pari a 3N. Dopo aver posizionato i sensori, i soggetti hanno camminato a piedi nudi sul pavimento avanti e indietro su una pista rettilinea lunga 12m per 5 minuti al loro ritmo naturale [17].

3.2 Processamento del segnale elettromiografico

Il segnale che viene rilevato dagli elettrodi di superficie è un segnale grezzo che ha bisogno di essere processato per essere confrontabile tramite opportuni filtraggi.

Il primo step eseguito è la conversione del segnale da analogico a digitale; il calcolo del bit meno significativo (*lsb*), ovvero il bit che dà informazione sull'unità e sul segno del valore del singolo campione, avviene attraverso la conoscenza dell'intervallo di input del convertitore AD e della sua risoluzione (*n* bit):

$$lsb = range_AD / 2^{nbit} \quad (1)$$

sono stati utilizzati, in questo caso, un convertitore AD con una risoluzione di 12 bit e un range di 4.096 quindi il bit meno significativo è uguale a 1.

Per calcolare il valore effettivo del segnale digitale si deve dividere il segnale originario per 2^4 :

$$signal_D = signal.sig / 16 \quad (2)$$

poi il segnale in uscita dal paziente viene moltiplicato per *lsb*:

$$signal_A = signal_D \cdot lsb \quad (3)$$

ed inseguito viene diviso per il guadagno del preamplificatore differenziale (*gain_ampl*), solitamente uguale a 1000, ottenendo quindi il segnale EMG grezzo pronto per l'elaborazione:

$$signal_raw = signal_A / gain_ampl \quad (4)$$

La successiva immagine rappresenta il segnale grezzo del muscolo tibiale anteriore sinistro elaborato con Matlab.

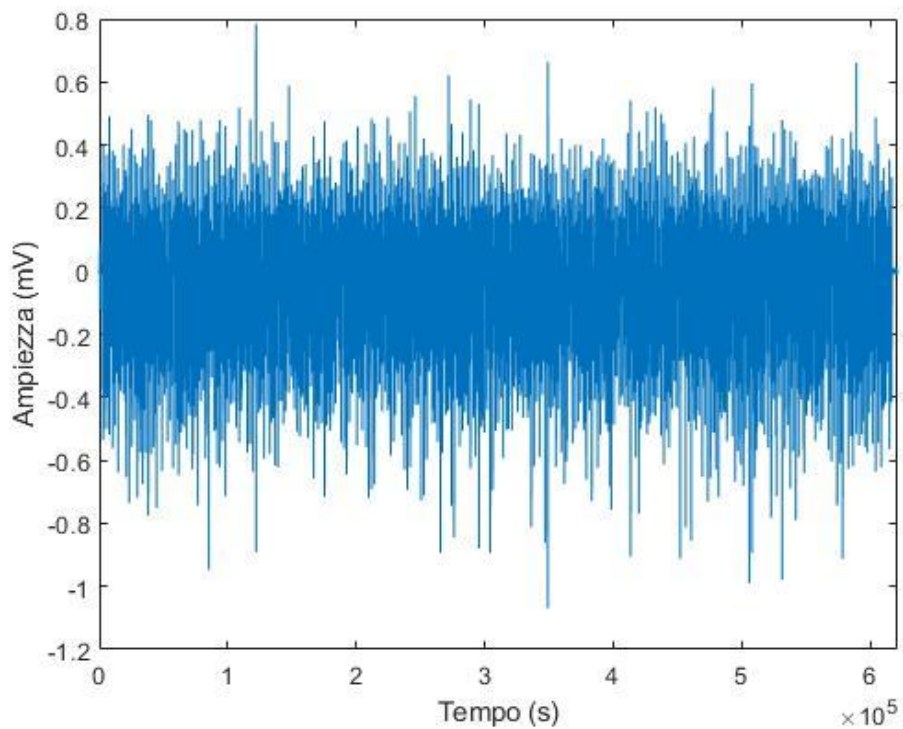


Figura 3.1 Segnale EMG grezzo del muscolo tibiale anteriore sinistro

Arrivati a questo punto, il segnale grezzo deve essere filtrato poiché devono essere eliminati gli artefatti e i disturbi di cui abbiamo parlato precedentemente nel capitolo 2; è stato dunque applicato un filtro *Butterworth* del secondo ordine con frequenze di taglio di 20Hz e 450Hz, come viene illustrato nell'immagine consecutiva.

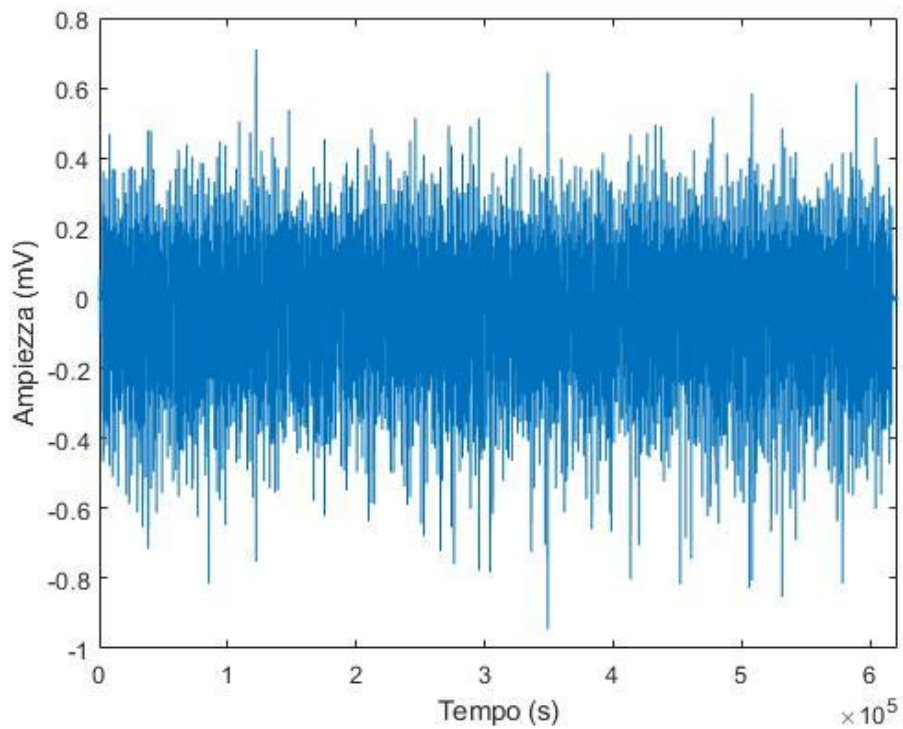


Figura 3.2 Segnale EMG filtrato del muscolo tibiale anteriore sinistro

Il procedimento che spiegheremo in seguito, è stato iterato per dieci passi diversi e per ogni muscolo preso in esame sia quello destro che quello sinistro, in modo di avere una casistica più ampia. Per avere più passi bisogna analizzare il segnale basografico.

3.2.1 Il segnale basografico

Il segnale basografico analogico deve essere convertito da analogico a digitale e lo dobbiamo dividere per 16:

$$foot = foot.sig/16 \quad (5)$$

Il posizionamento dei tre interruttori basografici nelle tre zone diverse del piede cioè sul tallone, sulla prima testa metatarsale e sulla quinta testa metatarsale ha lo scopo di individuare le fasi del passo che sono state descritte nel capitolo 1.

Si calcola lsb :

$$lsb = range(V)/8 \quad (6)$$

dove

$$range(V) = \max(foot) - \min(foot) \quad (7)$$

$$signal_basol = range(V) * lsb \quad (8)$$

Per una migliore analisi, secondo [18], gli 8 livelli possono essere convertiti in 4 livelli, che corrispondono a 4 fasi di andatura quali:

- *Heel Strike*: in questa fase è chiuso solamente l'interruttore basografico sotto il tallone.
- *Foot Contact*: oltre ad essere chiuso l'interruttore a pedale sotto il tallone è anche chiuso uno dei due sotto l'avampiede.
- *Pre-swing*: si apre l'interruttore sotto il tallone e almeno uno degli interruttori sull'avampiede è chiuso.
- *Swing*: tutti gli interruttori sono aperti.

Nelle figure successive sono illustrati i segnali basografici per il piede sinistro e per il piede destro ottenuti nell'ambiente di lavoro Matlab;

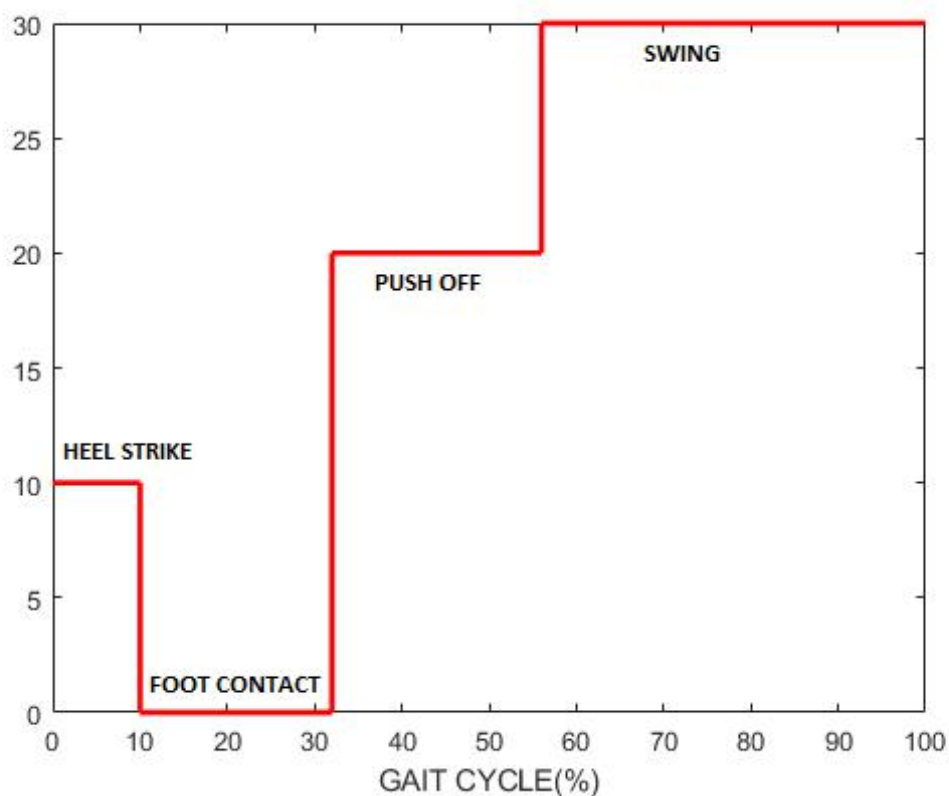


Figura 3.4 Segnale basografico del piede sinistro

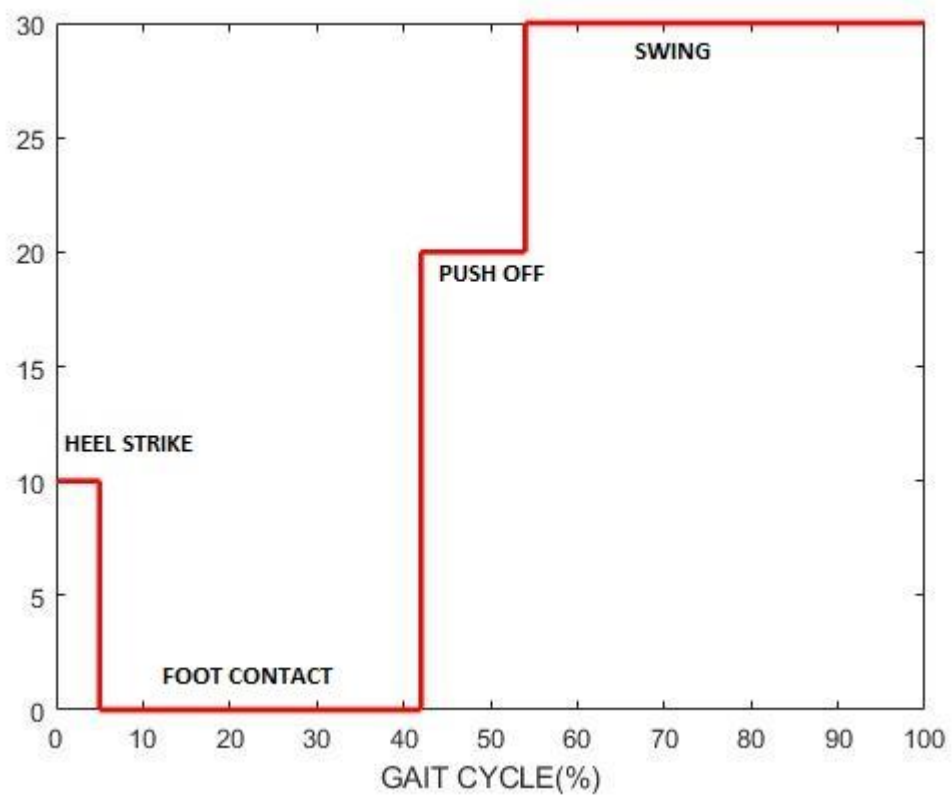


Figura 3.5 Segnale basografico del piede destro

Come detto precedentemente sono stati utilizzati dieci passi, che sono stati individuati manualmente analizzando il segnale basografico; il pallino rosso indica l'inizio di ogni passo che individua la fase di *Heel Contact*.

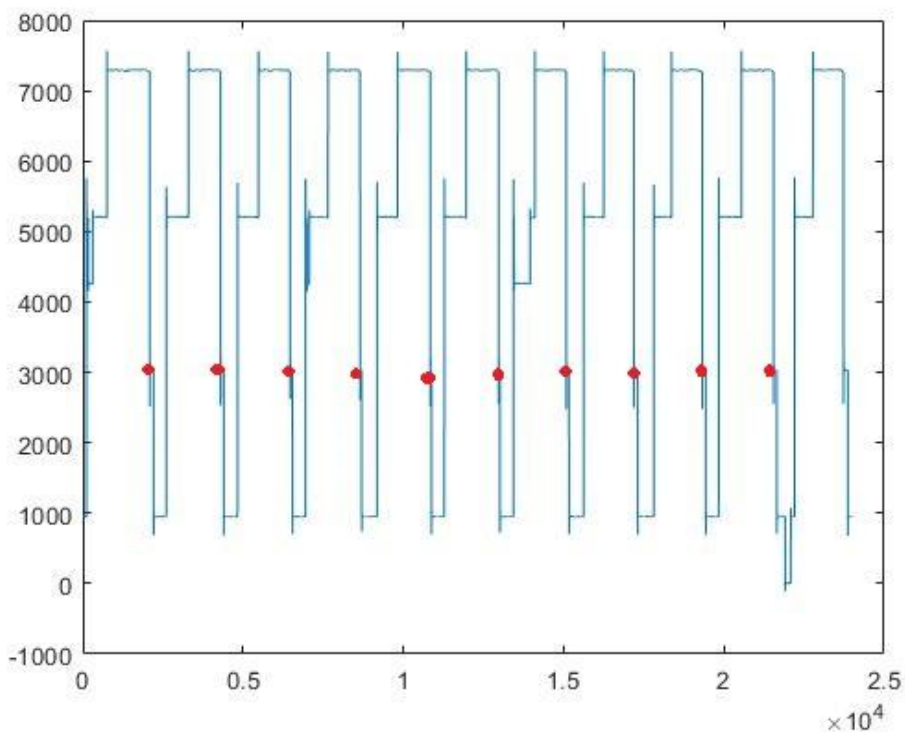


Figura 3.6 Identificazione dei passi

3.2.2 La trasformata wavelet

Di norma il segnale EMG è in funzione del tempo e può essere studiato in termini di ampiezza, frequenza e fase. Per l'analisi locale di segnali transitori non stazionari e veloci, la *Wavelet Transform* (WT) è un efficiente strumento matematico che si utilizza per scomporre un segnale per posizione e frequenza, quantifica le variazioni temporali del contenuto in frequenza dei segnali non stazionari senza perdere la risoluzione nel tempo o nella frequenza [19].

La WT è in grado di fornire un'analisi multi risoluzione, l'informazione globale del segnale è associata alle basse frequenze e le informazioni dettagliate sono invece riconducibili alle alte frequenze.

La trasformata di wavelet continua (cwt) è definita come la somma su tutto il tempo del segnale moltiplicata per la scala, la versione traslata della funzione di wavelet ψ :

$$CWT_{x(a,b)} = \int x(t)\psi_{*a,b}(t)dt \quad a \neq 0 \quad (9)$$

dove $\psi_{a,b}(t)$ viene chiamata wavelet madre ed è riportata nell'equazione 10:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (10)$$

in cui a è chiamato parametro di scala che riguarda l'allungamento o la compressione del segnale e b è il parametro di traslazione che riguarda il ritardo o l'anticipazione della wavelet madre.

I risultati del CWT sono i coefficienti di wavelet, che sono funzione della scala e della posizione [17].

Per eliminare il rumore è stato avviato un processo di *denoising* e i parametri scelti sono stati [20]:

- wname= 'db4',
- level= 8,
- method= 'Bayes'.

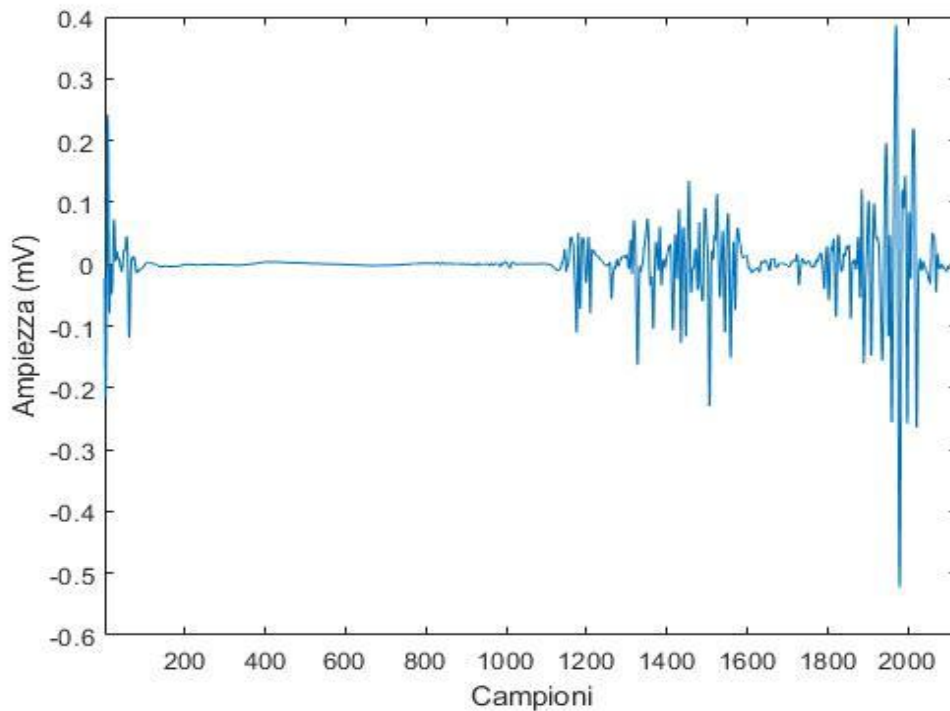


Figura 3.7 Segnale EMG con rumore ridotto del tibiale anteriore sinistro

Successivamente sono state estrapolate altre caratteristiche quali:

- la scala (1,5:500),
- i coefficienti dello scalogramma (si utilizza il comando "wscalogram"),
- i coefficienti wavelet (si utilizza il comando "cwt"),
- le frequenze (si utilizza il comando "scal2frq") ,

ed è stato applicato un algoritmo per individuare gli intervalli di attivazione *ON-OFF* dei muscoli in esame nel tempo e nella frequenza; dal segnale EMG dei muscoli presi in esame è stato analizzato il vettore dei dati nel tempo sincronizzato con il vettore dei dati in frequenza e quindi al numero del campione nel tempo corrisponde il numero del campione in frequenza. Dal dominio del tempo sono stati identificati i valori corrispondenti nel dominio della frequenza.

L'algoritmo è stato implementato nell'ambiente Matlab.

Viene calcolato il valore massimo dello scalogramma che serve per ottenere un valore di soglia utilizzato per registrare solamente l'attivazione del muscolo che supera questa quantità; i valori delle attivazioni nel dominio del tempo vengono salvati in un vettore chiamato "tempi_raw" e contemporaneamente nel dominio delle frequenze vengono salvati in un vettore chiamato "freq_raw". Questi risultati, nel dominio del tempo, vengono ordinati in maniera

crescente e vengono eliminati i valori uguali; in seguito si crea un ciclo che scorre il vettore contenente i valori ordinati nel tempo, si individuano i valori massimi e minimi che vengono posti in un altro vettore che rappresenta il range di attivazione del muscolo nel tempo chiamato "range_raw", dove vengono considerati appartenenti alla stessa attivazioni i valori che vengono registrati in istanti di tempo molto vicini, nel nostro caso inferiori al 3% del ciclo del passo. Il ciclo scorre il vettore con gli istanti di tempo per cui si ha un valore maggiore del valore soglia "tempi_raw" e se l'i-esimo valore è compreso nell'intervallo di attivazione, l'algoritmo prende dal vettore "freq_raw" il corrispondente valore in frequenza e lo salva nel vettore frequenze, si calcola il max e il min per ottenere il range nel dominio delle frequenze e si ottiene il vettore "range_freq". Si eliminano le attivazioni con una durata inferiore del 3% del ciclo del passo, sia nel dominio del tempo che delle frequenze.

Infine si ottiene per ogni muscolo analizzato, il segnale nel dominio delle frequenze in cui si evidenziano con un rettangolo gli intervalli di attivazione e il rispettivo scalogramma che evidenzia il contenuto in frequenza.

CAPITOLO 4

Risultati

Nelle figure successive sono mostrati i risultati del muscolo tibiale anteriore sinistro e destro; il primo subplot mostra il segnale sEMG dove si evidenziano le attivazioni del muscolo tibiale anteriore in funzione del tempo (% GC) e lo scalogramma dove in ascissa abbiamo il tempo e in ordinata la frequenza.

4.1 Tibiale anteriore

Nella prima immagine, per il muscolo tibiale anteriore sinistro si notano tre attivazioni che avvengono nel periodo di *Heel Strike*, *Swing* e *Pre-swing* del ciclo del passo, mentre per il muscolo tibiale anteriore destro ci sono due attivazioni che avvengono nelle stesse fasi del ciclo del passo; nella seconda immagine c'è uno scalogramma in cui è rappresentata la densità di energia in corrispondenza delle attivazioni muscolari che sono rappresentate dal colore blu e dalle sue sfumature mentre si nota la densità massima di energia in tempo che si è verificata in una specifica banda di frequenza, descritta dal colore giallo.

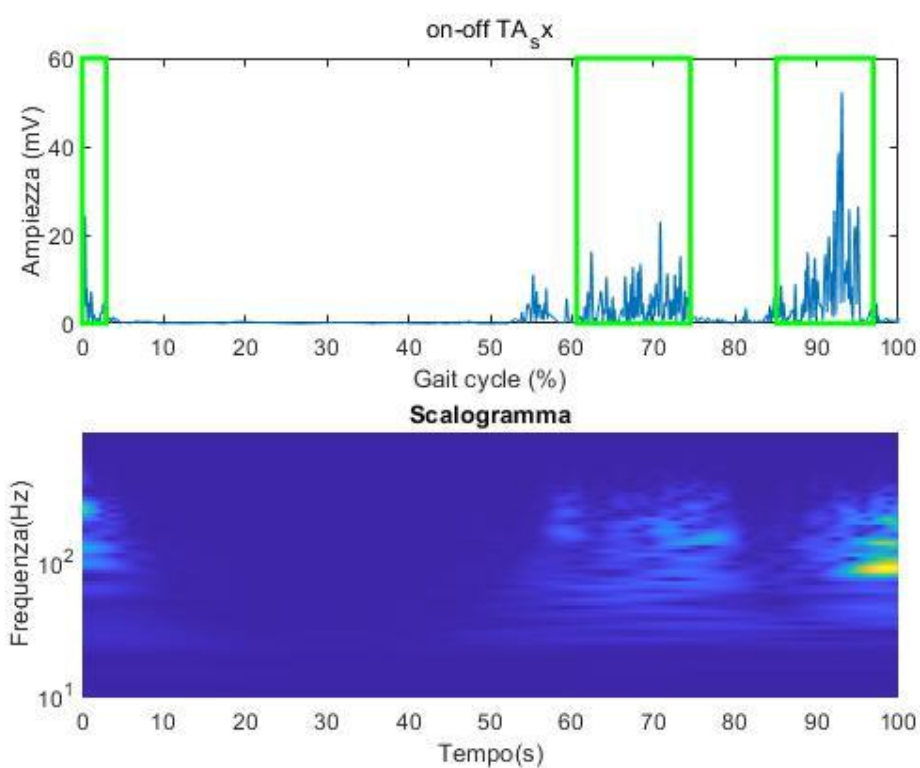


Figura 4.1 Segnale EMG del muscolo tibiale anteriore sinistro senza rumore dove vengono evidenziati gli intervalli di attivazione

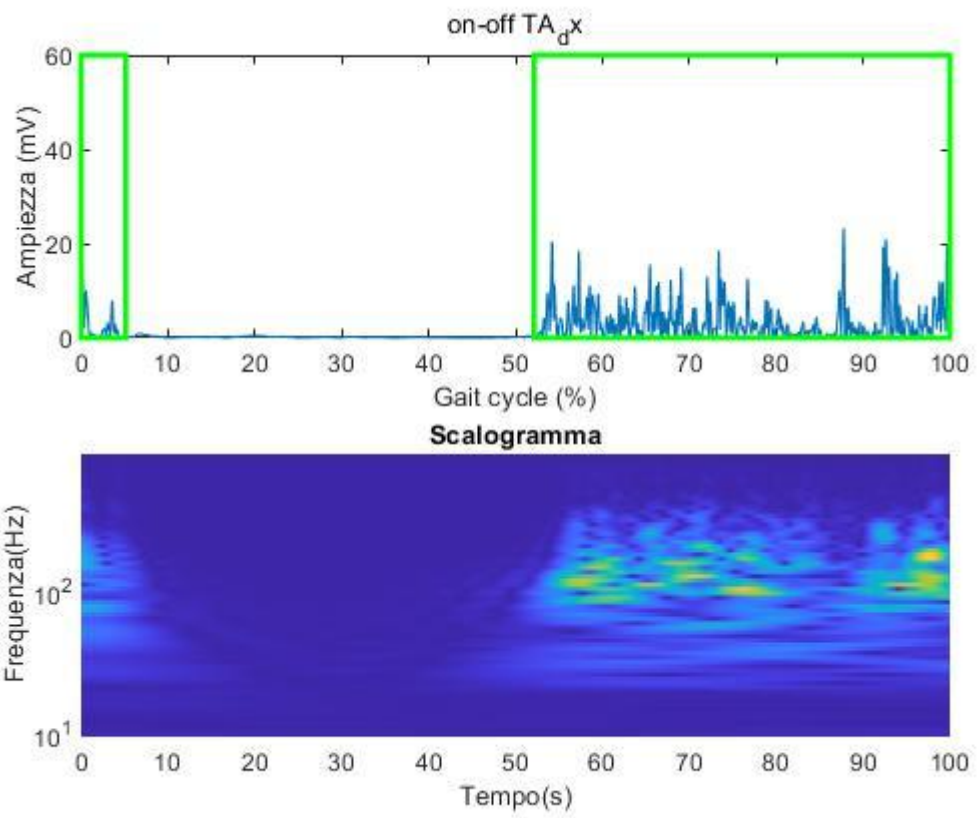


Figura 4.2 Segnale EMG del muscolo tibiale anteriore destro senza rumore dove vengono evidenziati gli intervalli di attivazione

4.2 Gastrocnemio laterale

In entrambi i muscoli del gastrocnemio laterale sinistro e destro, nella prima immagine si verifica una sola attivazione che avviene nel periodo di *Foot contact*; nella seconda immagine lo scalogramma evidenzia la densità di energia in corrispondenza delle attivazioni muscolari che sono rappresentate dalle sfumature di colore a seconda della maggiore o minore densità e infatti si nota la densità massima di energia in tempo che si è verificata in una banda di frequenza che viene rappresentata dal colore giallo.

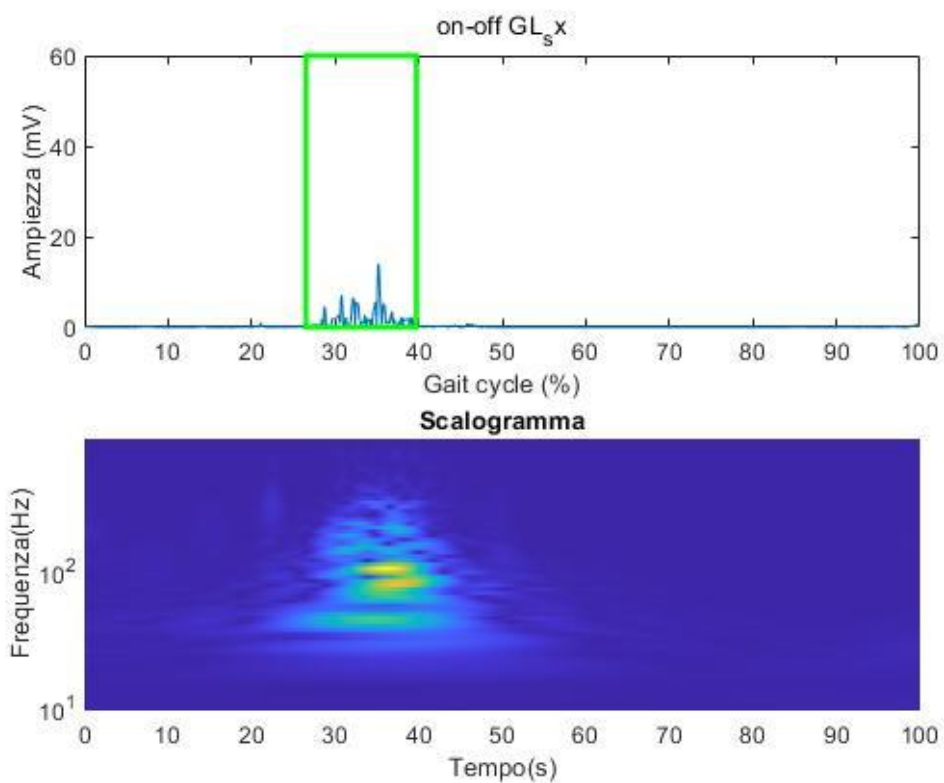


Figura 4.3 Segnale EMG del muscolo gastrocnemio laterale sinistro senza rumore dove vengono evidenziati gli intervalli di attivazione

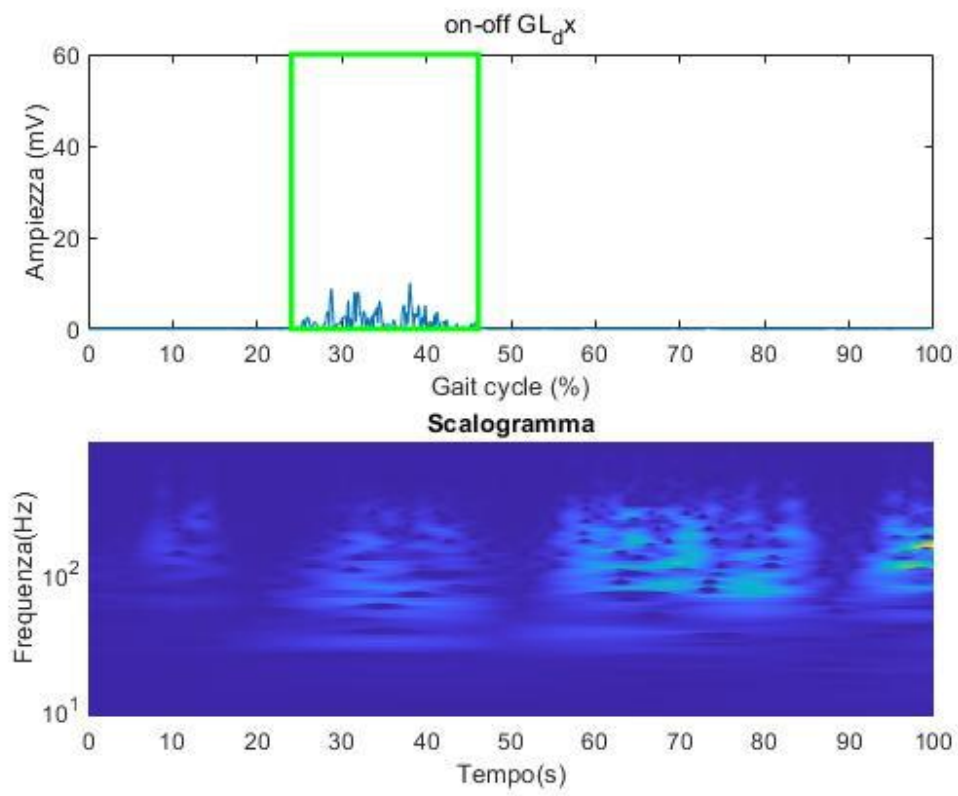


Figura 4.4 Segnale EMG del muscolo gastrocnemio laterale destro senza rumore dove vengono evidenziati gli intervalli di attivazione

4.3 Retto Femorale

Nelle figure successive 4.5 e 4.6 troviamo due attivazioni sia per il retto femorale sinistro sia per quello destro che si verificano nel periodo di *Heel Strike* e *Swing*; come per i muscoli precedenti, nella seconda immagine lo scalogramma mette in rilievo la densità di energia in corrispondenza delle attivazioni muscolari che sono rappresentate dalle sfumature di colore e si nota che la densità massima di energia in tempo si è verificata in una banda di frequenza, raffigurata dal colore giallo.

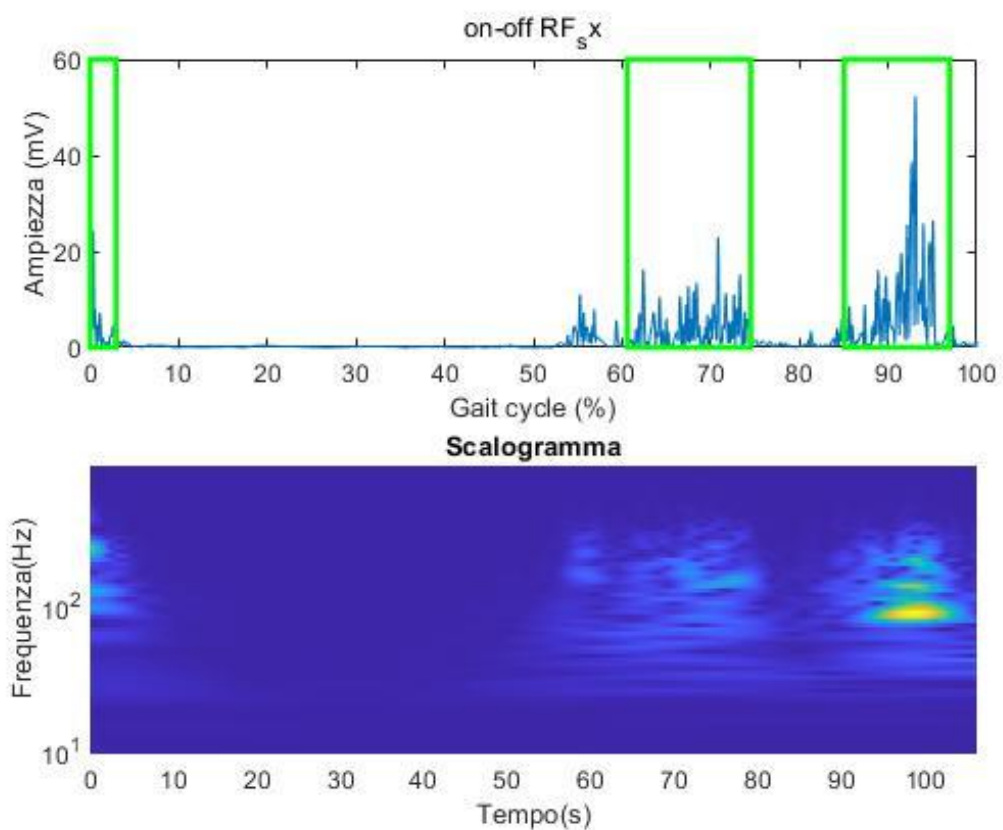


Figura 4.5 Segnale EMG del muscolo retto femorale sinistro senza rumore dove vengono evidenziati gli intervalli di attivazione

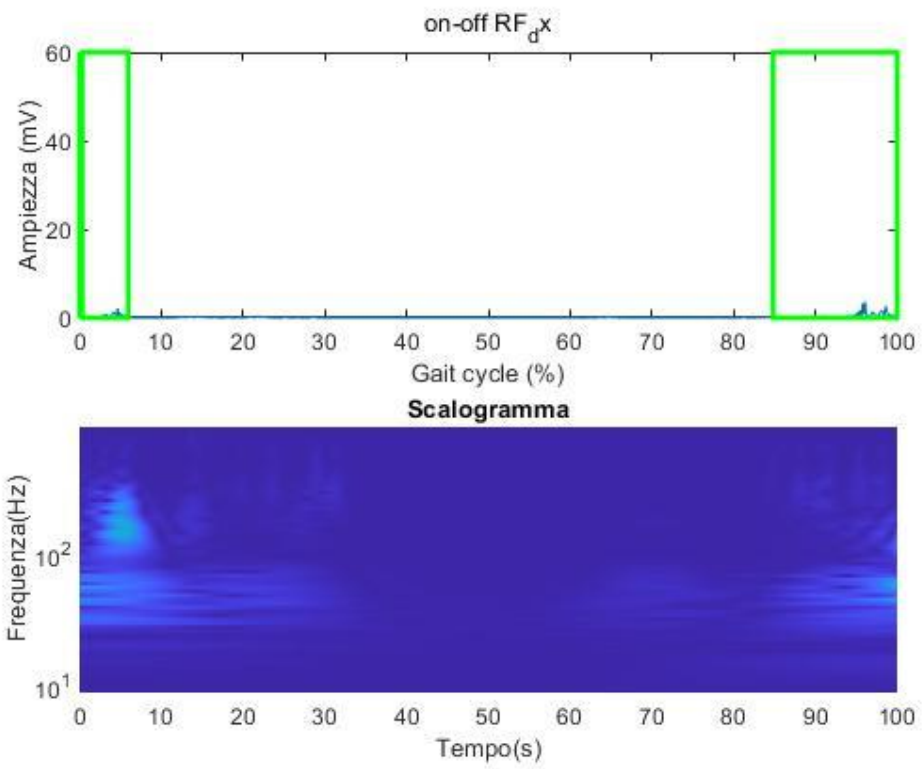


Figura 4.6 Segnale EMG del muscolo retto femorale destro senza rumore dove vengono evidenziati gli intervalli di attivazioni

4.1 Risultati riassuntivi

Sono state elaborate tre tabelle in Excel in cui vengono riassunti tutti i risultati descritti precedentemente e si evidenziano gli intervalli di attivazione per il tibiale anteriore, gastrocnemio laterale e retto femorale, sia sinistri che sono evidenziati in nero e sia destri che sono evidenziati in rosso; sono state calcolate sia l'attivazione media e sia la deviazione standard delle attivazioni con intervalli simili di attivazione.

Tabella 4.1 Dettaglio delle attivazioni muscolari del tibiale anteriore associate al contenuto in frequenza di ogni singola attivazione

	PASSI	1° ATTIVAZIONE				2° ATTIVAZIONE				3° ATTIVAZIONE			
		ON-SET	OFF-SET	RANGE DI FREQUENZA		ON-SET	OFF-SET	RANGE DI FREQUENZA		ON-SET	OFF-SET	RANGE DI FREQUENZA	
TIBIALE ANTERIORE	1° SX	0.0	2.9	60.8	317	60.6	74.5	22.9	317	85.1	96.9	19.4	317
	2° SX					50.8	78.6	12.9	317	85.1	100	2.9	408
	3° SX	0.0	20.8	18.7	408					53.9	100	4	408
	4° SX									50.3	97.5	14.2	408
	5° SX	0.0	2.9	60.8	317	60.8	74.7	22.9	317	85.3	97.2	19.4	317
	6° SX	0.0	2.7	25.7	408					52.2	100	12.7	408
	7° SX	0.0	3.9	13.5	260	55	78.9	13.5	408	84.8	100	2.9	408
	8° SX	0.0	3	18	260	52	79.2	18	408	83	97.3	14.7	408
	9° SX	0.0	20	10.7	408	56.7	71	10.7	408	74.2	99.5	10.7	408
	10° SX	0.0	3	11.1	408					53.3	100	11.1	408
	1° DX					51.4	78	15.1	408	85.8	100	13.1	408
	2° DX	0.0	5.2	11.9	317					52.1	100	4.8	408
	3° DX	0.0	9.2	23.2	408	51.5	80.7	16.1	408	84.8	99.8	16.1	408
	4° DX	0.1	1.2	81.6	371					52.3	99.8	16.5	408
	5° DX	7.7	11.7	63.5	260	51.1	77.6	15.1	408	85.4	99.5	13.2	408
	6° DX	0.1	2	31.4	317					55.1	99.8	15.4	408
	7° DX	0.3	5.4	40.2	260	52.3	78.8	32.1	317	86.6	100	26.7	408
	8° DX	0.1	2	31.4	260	52.6	78.1	21.5	408	83.6	100	17.8	408
	9° DX									51.9	100	2.9	408
	10° DX	0.0	5.3	10.3	408					52.2	100	10.4	408
MEDIA		0.5	6.3	32.1	337	54.1	77.3	18.3	375	69.9	99.4	12.5	399
SD		1.9	6.1	22.8	64.8	3.7	2.8	6.1	45.8	16.2	1.1	6.5	27.9

Analizzando la figura 4.1, si registra attività in intervalli compresi tra 0-3% del ciclo del passo e un range di frequenza tra 60-317Hz, tra 60-74% del ciclo del passo e un intervallo di frequenza tra 23-317Hz e tra 85-97% del ciclo del passo e un intervallo di frequenza compreso tra 19-317Hz; inoltre nella figura 4.2 si registrano due intervalli compresi tra 0-5% del ciclo del passo e un intervallo di frequenza tra 11-317Hz e tra 52-100% del ciclo del passo e un range di frequenza tra 52-408Hz. Questi risultati mostrano coerenza con ciò che viene dichiarato dalla letteratura e cioè come già detto precedentemente che l'attività del muscolo tibiale anteriore si compie nella fase di *Heel Strike*, *Swing* e *Pre-swing* [21]. Dalla tabella 4.1 possiamo esaminare le attivazioni medie del tibiale anteriore e vedere che la prima attivazione media si verifica tra 0-6% del ciclo del passo e un intervallo di frequenza media tra 32-337Hz, la seconda attivazione media avviene tra 54-77% del ciclo del passo e un intervallo di frequenza media tra 18-375Hz e la terza attivazione media tra 70-99% del ciclo del passo e un intervallo di frequenza media tra 12-399Hz.

Tabella 4.2 Dettaglio delle attivazioni muscolari del retto femorale associate al contenuto in frequenza di ogni singola attivazione

	PASSI	1° ATTIVAZIONE				2° ATTIVAZIONE				3° ATTIVAZIONE			
		ON-SET	OFF-SET	RANGE DI FREQUENZA		ON-SET	OFF-SET	RANGE DI FREQUENZA		ON-SET	OFF-SET	RANGE DI FREQUENZA	
GASTROCNEMIO LATERALE	1° SX					26.8	39.6	12.8	317				
	2° SX	2.9	7.6	41.4	219	26.8	38.8	12.6	408				
	3° SX					27.2	42.7	8.1	408				
	4° SX					18.1	39.1	9.1	408				
	5° SX	1.2	5.7	21.5	190	28.6	43.4	20.3	408				
	6° SX					29.4	41.3	13.4	408				
	7° SX					26.9	50.6	6.7	408				
	8° SX					21.7	45.8	8.9	317				
	9° SX					26.2	44.2	9.8	408				
	10° SX					19.5	42.3	11.9	317				
	1° DX					17.8	42.4	10.5	317				
	2° DX					24	46.1	10	408				
	3° DX					32.1	47.4	10.1	317				
	4° DX					31.3	42.1	9.6	317				
	5° DX					25.2	38.3	11	408				
	6° DX					20.2	45.1	11.4	408				
	7° DX					19.1	42.8	12.9	317				
	8° DX					31.5	44.7	8.7	317				
	9° DX					27.7	39.6	17.8	408				
	10° DX					24.3	45.7	10.3	408				
MEDIA		2.1	6.6	31.5	205	25.2	43.1	11.3	372				
SD		1.2	1.3	14.1	20.7	4.5	3.2	3.2	45.6				

L'attività del gastrocnemio laterale sinistro, come è mostrato nella figura 4.3, avviene in intervallo compreso tra 27-40% del ciclo del passo e un range di frequenza tra 12-317Hz; quella del gastrocnemio laterale destro, come rappresentato nella figura 4.4, si registra in un intervallo compreso tra 24-46% del ciclo del passo e un intervallo di frequenza tra 19-408Hz.

Anche per questo muscolo c'è omogeneità tra i risultati trovati e la letteratura e cioè come già detto precedentemente che l'attività del muscolo gastrocnemio laterale si verifica nella fase di *Heel contact* e *Foot contact* [22]. Le attivazioni medie che si leggono dalla tabella 4.2 si verificano tra 2-7% del ciclo del passo e un intervallo di frequenza media tra 31-205Hz e tra 25-43% del ciclo del passo e un range di frequenza tra 11-371Hz.

Tabella 4.3 Dettaglio delle attivazioni muscolari del retto femorale associate al contenuto in frequenza di ogni singola attivazione

	PASSI	1° ATTIVAZIONE				2° ATTIVAZIONE				3° ATTIVAZIONE			
		ON-SET	OFF-SET	RANGE DI FREQUENZA		ON-SET	OFF-SET	RANGE DI FREQUENZA		ON-SET	OFF-SET	RANGE DI FREQUENZA	
RETTO FEMORALE	1° SX	0	2.9	60.8	317	60.6	74.5	22.9	317	85.1	96.9	19.4	317
	2° SX	0.9	6.7	20.3	150	48	59.3	11	260	81.6	100	2.9	408
	3° SX	0	8.2	14.7	260	51.3	58.6	10	260	85.3	100	10	317
	4° SX	0	9.6	21.5	317	51.7	55.7	19.7	317	75.7	100	4.1	408
	5° SX	0	2.9	60.8	317	60.3	74.2	22.9	317	84.7	96.5	19.4	317
	6° SX	0	9.6	16.7	317	46.6	57.1	9.3	317	86.1	100	4	408
	7° SX	0	9.3	18.4	408					82	100	14.5	408
	8° SX	0	9.2	21.2	260	52.3	63.5	12.2	260	82.1	100	2.9	408
	9° SX	0	16.1	8.8	408	79.4	90.8	8.8	408	96.1	99	8.8	408
	10° SX	0	13.1	14.4	317	54.6	59.6	12.9	317	80.4	100	11.9	408
	1° DX	0.3	6	15.6	408					84.8	100	9.9	408
	2° DX	0.8	3.5	60.8	260	46.5	61.4	8.8	260	90.9	100	4.7	317
	3° DX	0	8.1	9.4	260					84.1	100	4.3	408
	4° DX	0	6.7	16.9	317	48	55.1	14.5	317	87.7	100	5.3	408
	5° DX	0.3	5.9	15.6	408					84.4	99.5	9.9	408
	6° DX	0	8.1	18	317					79.6	99.1	13.4	317
	7° DX	0	28.8	2.9	408					77.4	100	2.9	408
	8° DX	2.3	6.9	37.1	168	48.2	59.2	14.5	317	88.3	100	5.5	317
	9° DX	0	7.3	12.4	317	49	62.4	9.6	408	78.9	100	2.9	408
	10° DX	1.5	9.7	32.1	190	46	62	8.4	317	90.3	100	8.4	317
MEDIA		0.3	8.9	23.9	306	53.1	63.8	13.2	314	84.3	99.6	8.2	376
SD		0.6	5.6	17.5	78.9	8.9	9.8	5.1	47.7	4.9	1	5.3	44.4

Gli intervalli registrati per il retto femorale sinistro sono compresi tra 0-3% del ciclo del passo e un range di frequenza tra 60-317Hz, tra 60-75% del ciclo del passo e un range di frequenza 23-317Hz e tra 85-97% del ciclo del passo e un range di frequenza di 317Hz, come si può notare nella figura 4.4; si registrano tre intervalli anche per il retto femorale destro, rappresentato nella figura 4.5, compresi tra 1-3% del ciclo del passo e un intervallo di frequenza tra 60-260Hz, tra 46-61% del ciclo del passo e un range di frequenza tra 9-260Hz e tra 90-100% del ciclo del passo e un range di frequenza tra il 7-317Hz. C'è coincidenza con ciò che viene descritto dalla letteratura e cioè come già detto precedentemente che l'attività del muscolo retto femorale si compie nella fase di *Heel Strike*, *Swing* e *Pre-swing* [23]. Dalla tabella 4.3 possiamo esaminare le attivazioni medie del tibiale anteriore e vedere che la prima attivazione media si verifica tra 0-9% del ciclo del passo e un intervallo di frequenza media tra 24-306Hz, la seconda attivazione media avviene tra 53-64% del ciclo del passo e un intervallo di frequenza media tra 13-314Hz e la terza attivazione media tra 84-100% del ciclo del passo e un intervallo di frequenza media tra 8-376Hz.

CAPITOLO 5

Discussione e Conclusione

5.1 Discussione e conclusione

Il presente studio si è posto come obiettivo principale quello di introdurre e testare un algoritmo in tempo-frequenza per il filtraggio del segnale elettromiografico di superficie basato sulla trasformata wavelet, che sia in grado di fornire una stima affidabile degli intervalli di reclutamento muscolare durante il cammino e di quantificare contemporaneamente il contenuto in frequenza di ognuna delle attivazioni individuate nel tempo.

L'idea di base è stata quella di annullare le componenti di basso contenuto di energia del segnale, tramite l'analisi quantitativa dello scalogramma fornito dall'analisi wavelet. In particolare, sono state filtrate solamente le componenti dello scalogramma minori dell'1% rispetto al valore di picco dell'energia del segnale. Vale la pena sottolineare che il principale contributo di questo approccio è proprio l'identificazione contemporanea del *timing* delle attivazioni muscolari e contemporaneamente del contenuto in frequenza di ogni specifica attivazione durante il cammino umano.

I risultati evidenziano come le attività di ogni muscolo siano in linea con quanto atteso dalla fisiologia di ogni muscolo durante il complesso compito motorio del cammino. Inoltre, dimostrano coerenza con quanto riportato da altri lavori in letteratura [24, 25] e in aggiunta i risultati hanno confermato l'attesa simmetria tra i muscoli della parte destra e sinistra del corpo, tipica dei soggetti sani.

In conclusione, in questa tesi è stata introdotta e testata una tecnica di processamento del segnale EMG basata sulla trasformata wavelet in grado di fornire una stima affidabile nel dominio tempo-frequenza degli intervalli di reclutamento muscolare durante il cammino, in linea con quanto riportato in letteratura. Valore aggiunto della presente tesi consiste nel fatto che l'algoritmo sviluppato è in grado di fornire una caratterizzazione in frequenza delle singole attivazioni muscolari durante il cammino. Un futuro passo da compiere può essere quello di testare l'algoritmo su una casistica più ampia e di valutare le performance dello stesso algoritmo su un segnale sintetico, avvalendosi così di una *ground truth* precisa e affidabile fornita da questo tipo di approccio per consolidare e migliorare la stima dei risultati qui presentati.

Bibliografia

- [1] Bakar A. A. A., Bin Mohd Ali M. A., Chellappan K., Chang T. G., Chowdury R. H., Reaz M. B. I., *Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques*, *Sensors*, 13(9), 2013, 12431-12466.
- [2] De Luca C.J., Gilmore L. D., Kuznetsov M., Roy S. H., *Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination*, *Journal of Biomechanics*, 43(8), 2010, 1573-1579.
- [3] Amrutha, N., Arul, V.H., *A Review on Noises in EMG Signal and its Removal*, *International Journal of Scientific and Research Publications*, 7(5), 2017, 23-27.
- [4] Broman H., De Luca C. J., Rau G., Kadefors R., Winter D. A., *Units Terms and Standards in the Reporting of EMG Research*, A Report by the Ad Hoc Committee of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (I.S.E.K.), Department of Medical Research, Rehabilitation Institute of Montreal, Montreal (Canada), 1980.
- [5] Merletti R., *Standards for reporting EMG data*, *International Society of Electrophysiology and Kinesiology (I.S.E.K.)*, 9(1), 1999, III-IV.
- [6] Hermens H.J., Stegeman D. F., *Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles*, *SENIAM*, 1, 2007, 108-112.
- [7] Sobahi, N. M., *Denoising of EMG Signals Based on Wavelet Transform*, *Asian Transactions on Engineering*, 1(5), 2011, 2221-4267.
- [8] Bhoi, A. K., Mishra, P., Tamang, J. S., *Wavelet packet based Denoising of EMG Signal*, *International Journal of Engineering Research and Development*, 4(2), 2012, 78-83.
- [9] Guyton A.C., Hall J.E., *Fisiologia Medica-Tredicesima edizione*, Edra, Milano, Italia, 2017.
- [10] Legnani G., Palmieri G., *Fondamenti di Meccanica e Biomeccanica del Movimento*, CittàStudi, Novara, Italia, 2017.
- [11] Silver J.K., Weiss L.D., Weiss J., *Easy EMG: a guide to performing nerve conduction studies and electromyography*, Butterworth-Heinemann, Edinburgh, Oxford, 2004.
- [12] Naik G.R., *Applications, Challenges, and Advancements, Electromyography Signal Processing*, Medical Information Science Reference, Hershey, Pennsylvania, 2014.
- [13] Hermens H.J., Merletti R., *Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action*, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 2000, 283–286.
- [14] Konrad P., *The abc of emg*, Pract. Introd. Kinesiolog. Electromyogr., Noraxon INC USA, Scottsdale, Arizona, 2005.

- [15] Perry J., *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*, Slack Incorporated, New Jersey, Stati Uniti, 1992, 9-46.
- [16] Ambrosi G., Cantino C., Castano P., Correr S., D' Este L., Donato R.F., Familiari G., Fornai F., Gulisano M., Iannello A., Magaudda L., Marcello M.F., Martelli A.M., Pacini P., Rende M., Rossi P., Sforza C., Tacchetti C., Toni R., Zummo G., *Anatomia dell'uomo*, Castano P. and Donato R. F., Edi.Ermes, Milano, Italia, 2001-2006.
- [17] Strazza A., Verdini F., Mengarelli A., Cardarelli S., Burattini L., Fioretti S., Di Nardo F., *A time-frequency approach for the assessment of dynamic muscle co-contractions*, IUPESM, 2018, 1, 168, 2-3.
- [18] Xiong D., Zhang D., Zhao Y., Zhao X., *Continuous human gait tracking using EMG signals*, Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), 2020, 3094-3097.
- [19] Hussain M.S., Mohd-Yasin F., Reaz M.B.I., *Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications*, Biol. Proced. Online, 8(1), 2006, 11-35.
- [20] Ali M.A.B.M., Bakar A.A.A., Chang T.G., Chellappan K., Chowdhury R.H., Reaz M.B.I., *Surface electromyography signal processing and classification techniques*, Sensor, 13, 2013, 12431-12466.
- [21] Perry, *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*, 55-85.
- [22] Perry, *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*, 55-85.
- [23] Perry, *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*, 95-107.
- [24] Di Nardo F., Fioretti S., *Statistical analysis of surface electromyographic signal for the assessment of rectus femoris modalities of activation during gait*, J. Electromyogr Kinesiol, 23, 2013, 56-61.
- [25] Di Nardo F., Fioretti S., Ghetti G., *Assessment of the activation modalities of gastrocnemius lateralis and tibialis anterior during gait: a statistical analysis*, J. Electromyogr Kinesiol, 23, 2013, 1428-33.