



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in **INGEGNERIA BIOMEDICA**

**Ottimizzazione nel paziente emiplegico di un algoritmo per la stima
dell'attivazione muscolare in tempo-frequenza**

**Optimized algorithm for a time-frequency characterization
of muscle activation in hemiplegia**

Relatore:

Prof. **Sandro Fioretti**

Correlatore:

Dott. **Francesco Di Nardo**

Tesi di laurea di:

Michela De Palma

Indice

Introduzione.....5

Capitolo 1

Gait Analysis.....7

1.1. Suddivisione del ciclo del passo.....8

1.2. Attivazione dei muscoli.....12

1.2.1. sEMG ed elettrodi.....13

1.2.2. Segnale elettromiografico.....14

1.2.3. Attivazioni standard.....16

1.3. Contatto piede-pavimento.....19

Capitolo 2

Trasformata Wavelet.....20

2.1. Wavelet Madre.....21

2.2. CWT e Scalogramma.....22

Capitolo 3

Emiplegia.....25

3.1. Il cammino emiplegico.....26

3.1.1. Attivazione dei muscoli (soggetti patologici).....27

3.1.2. Contatto piede-pavimento (soggetti patologici).....27

Capitolo 4

Metodi.....30

4.1. Acquisizione dei segnali.....30

4.1.1 Quantizzazione del segnale basografico.....32

4.2. Algoritmo ottimizzato.....32

Capitolo 5

Risultati.....35

Capitolo 6

Discussione e Conclusioni.....45

Bibliografia.....47

Elenco delle figure

Figura 1.1. Illustrazione schematica della divisione di GC.....	8
Figura 1.2. Illustrazione durata (in % di GC) delle fasi principali del ciclo.....	9
Figura 1.3. Illustrazione della combinazione sequenziale delle fasi di GC.....	10
Figura 1.4. Illustrazione elettrodi ad ago.....	13
Figura 1.5. Illustrazione elettrodi di superficie.....	14
Figura 1.6. Illustrazione del segnale EMG.....	14
Figura 1.7. Illustrazione del potenziale di membrana.....	15
Figura 1.8. Illustrazione degli intervalli di attivazioni standard, sulle ascisse i grafici sono divisi in base alle fasi di GC mentre sulle ordinate abbiamo la percentuale rispetto al valore massimo del test muscolare manuale (%MMT); l'aria grigio scura indica le attivazioni presenti nella maggior parte dei soggetti quella grigio chiara indica le attivazioni meno frequenti [3].....	17
Figura 1.9. Illustrazione degli intervalli di attivazioni standard, sulle ascisse i grafici sono divisi in base alle fasi di GC mentre sulle ordinate abbiamo la percentuale rispetto al valore massimo del test muscolare manuale (%MMT) [3].....	18
Figura 1.10. Illustrazione del contatto piede pavimento [3].....	19
Figura 2.1. Illustrazione della finestratura della trasformata Wavelet.....	20
Figura 2.2. Illustrazioni delle famiglie Wavelet madre.....	21
Figura 2.3. Illustrazione Wavelet madre 'db4'.....	22
Figura 2.4. Esempio di coefficienti Wavelet scalati e spostati [7].....	23
Figura 2.5. CWT passo 1 [7].....	23
Figura 2.6. CWT passo 2 [7].....	23
Figura 2.7. CWT passo 3 [7].....	24

Figura 2.8. CWT passo 4 [7].....	24
Figura 3.1. Confronto delle diverse frequenze di occorrenza in base al gruppo di appartenenza, gli asterischi indicano le differenze significative tra i soggetti di tipo I e II [4].....	28
Figura 3.2. Illustrazione dei tempi di contatto piede-pavimento [4].....	29
Figura 4.1. Illustrazione del posizionamento dei sensori basografici.....	31
Figura 4.2. Illustrazione del percorso ad otto [13].....	31
Figura 4.3. Illustrazione del segnale basografico quantizzato.....	32
Figura 5.1. Ingrandimento del grafico basografico (piede destro).....	36
Figura 5.2. Ingrandimento del grafico basografico (piede sinistro).....	36
Figura 5.3. Grafico Magnitude Scalogram del gastrocnemio (passo 109).....	39
Figura 5.4. Grafico Magnitude Scalogram del tibiale anteriore (passo 109).....	40
Figura 5.5. Grafici attivazione gastrocnemio in % di GC (passo 109).....	41
Figura 5.6. Grafici attivazione tibiale anteriore in % di GC (passo 109).....	41
Figura 5.7. Scalogramma 3-D del gastrocnemio (passo 109).....	42
Figura 5.8. Scalogramma 3-D del tibiale anteriore (passo 109).....	43
Figura 5.9. Grafico Tempo-Ampiezza del gastrocnemio (passo 109).....	44
Figura 5.10. Grafico Tempo-Ampiezza del tibiale anteriore (passo 109).....	44

Introduzione

La deambulazione è una delle funzionalità basilari per la maggior parte delle attività quotidiane. Per un soggetto sano è così naturale che quando poi lo si va ad analizzare quantitativamente è spiazzante vederlo per il complesso insieme di meccanismi che in realtà racchiude. Per questo l'analisi del cammino è già di per sé molto complessa nei soggetti sani, quindi non è difficile capire quanto questa può diventare difficoltosa nei soggetti patologici; tanto più la deambulazione del soggetto esaminato devia da una normale andatura, tanto più è complessa l'analisi.

L'emiplegia è una patologia agglomerata nel gruppo delle paralisi cerebrali infantili (PCI), fra queste l'emiplegia è quella più diffusa ed anche per questo più analizzata nei progetti di ricerca [1]. Questa patologia comporta la spasticità unilaterale, ovvero uno solo dei due arti inferiori è patologico mentre l'altro (detto controlaterale) conserva gran parte delle sue funzionalità. Secondo uno studio riportato alla fine degli anni 90 [2], l'emiplegia è presente nel 10% dei bambini con PCI nati gravemente pretermine (<28settimane), nel 16% dei nati pretermine (tra le 28 e le 31 settimane), nel 34% dei nati moderatamente pretermine (32-36 settimane) e nel 44% dei nati a termine (37 settimane). Come detto, nel bambino emiplegico mentre un lato è affetto dal disturbo, il controlaterale mantiene le sue normali funzionalità. Questa asimmetria influisce sulle attività motorie quotidiane come il cammino. Il movimento prodotto durante il cammino è piuttosto complesso e richiede l'interazione di diversi muscoli e articolazioni al fine di permettere il mantenimento dell'equilibrio posturale, l'assorbimento degli urti dovuti all'impatto con il terreno e la conservazione dell'energia ad ogni passo per minimizzare lo sforzo muscolare.

Il migliore strumento per individuare la strategia di cammino del paziente emiplegico è l'analisi della deambulazione, nota anche come gait analysis, che ci fornisce un quadro completo e approfondito della mobilità, e risulta uno strumento di enorme utilità per la definizione di un approccio clinico personalizzato [3]. In questo ambito, di particolare interesse per l'analisi delle patologie neuromotorie risulta essere l'analisi del comportamento muscolare tramite lo studio del segnale elettromiografico. L'elettromiografia di superficie (sEMG) è un esame non invasivo che rileva l'attività elettrica del muscolo scheletrico, fornendo informazioni dettagliate sulle strategie di reclutamento muscolare durante il compito motorio analizzato. Negli anni sono stati condotti molti studi sul cammino emiplegico al fine di quantificare i tempi di attivazione muscolare, la particolare sequenza del passo adottata, la lunghezza del passo e delle fasi del ciclo del passo [4,5]. A nostra

conoscenza, però, la letteratura non presenta alcuno studio incentrato sulla quantificazione della banda di frequenza associata all'attivazione muscolare durante il cammino emiplegico.

L'obiettivo di questo elaborato è l'ottimizzazione di un algoritmo di recente pubblicazione [6] al fine di adattare questa tecnica di processamento alla ampia variabilità del segnale sEMG tipica del cammino del bambino emiplegico. L'algoritmo ottimizzato analizza il comportamento di un muscolo alla volta durante ogni singolo ciclo del passo. Esso ricava informazioni non solo al livello temporale (come già visto in molti studi sull'argomento) ma anche al livello di contenuto in frequenza. Infatti l'algoritmo è basato su un metodo di analisi tempo-frequenza ovvero la trasformata Wavelet. La trasformata Wavelet ci permette di avere un quadro più completo dell'attivazione del muscolo grazie alla sua localizzazione sia nel tempo che in frequenza ottenuta tramite l'utilizzo di un metodo di analisi che, come vedremo più specificatamente dopo, si distingue dagli altri per due caratteristiche fondamentali: l'utilizzo di finestre di dimensioni variabili e l'utilizzo di una forma d'onda oscillante come segnale di confronto.

Questo algoritmo propone dei risultati sotto forma di vettori e grafici da cui si possono estrapolare importanti informazioni che potrebbero essere utilizzate per identificare e classificare le anomalie dell'andatura al livello non solo di tempi di attivazione ma anche della frequenza di attivazione del muscolo, in modo da poter poi assistere il clinico nella diagnosi oggettiva di una determinata patologia e quindi del corretto trattamento da applicare.

Capitolo 1

Gait Analysis

Quando si parla di analisi dell'andatura bisogna tener presente i numerosi elementi del cammino che si possono analizzare, infatti, nonostante esso sia una sequenza ripetitiva di movimenti, rappresenta un insieme complesso di eventi che coinvolgono numerosi fattori (articolazioni, muscoli, segmenti ossei...).

L'obbiettivo principale è lo spostamento del corpo in avanti, ovviamente i protagonisti di queste sequenze di movimenti sono gli arti inferiori (unità locomotoria) mentre la parte superiore del corpo (unità passeggero) viene spostata come conseguenza.

Nonostante ciò tra le due unità sussiste una complessa interazione che permette di minimizzare gli sforzi, mantenere la stabilità e agevolare il più possibile la fluidità dei movimenti.

L'insieme degli eventi che si ripetono ciclicamente durante il cammino si verifica in un lasso di tempo che viene chiamato ciclo del passo (Gait cycle - GC).

Possiamo dare diverse definizioni di GC; una delle più elementari deriva dalla suddivisione del ciclo in base alle variazioni del contatto reciproco a terra dei due piedi.

Mentre il corpo avanza un arto funge da sostegno mentre l'altro si sposta in avanti verso un nuovo sito di supporto. Poi gli arti invertono i ruoli. Per il trasferimento del peso del corpo durante il cammino entrambi i piedi devono essere in contatto con il suolo (caratteristica che distingue il cammino dalla corsa). Una singola sequenza di queste funzioni da parte di un arto è chiamata ciclo del passo (GC) [3].

1.1. Suddivisione del ciclo del passo

Per identificare l'inizio di ogni ciclo di solito si prende in considerazione il momento di contatto del piede con il pavimento (essendo questo più facilmente individuabile), il contatto però non avviene sempre di tallone per questo viene chiamato genericamente IC (Initial contact).

Ogni ciclo del passo è suddiviso in due fasi principali:

→ STANCE (appoggio) periodo in cui il piede è a contatto con il pavimento.

→ SWING (oscillazione) periodo in cui il piede è sollevato.



Figura 1.1. Illustrazione schematica della divisione di GC.

Il periodo di Stance inizia con IC e termina quando la punta del piede viene sollevata dal pavimento, esso è suddiviso in tre parti in base all'appoggio singolo o doppio dei piedi, infatti, sia l'inizio che la fine dello Stance comportano un doppio contatto con il pavimento mentre la parte centrale ha un solo contatto del piede (ovvero quando il piede opposto viene sollevato per lo swing).

La durata dei due periodi varia con la velocità del cammino ma in generale le due parti sono suddivise in % di GC come segue:

STANCE -----→ 60%

Doppio appoggio iniziale -----→ 10%

Appoggio singolo-----→ 40%

Doppio appoggio terminale-----→ 10%

SWING-----→ 40%

NOTA: Come abbiamo detto la durata dell'appoggio del singolo arto corrisponde a quella dello swing (del piede opposto).

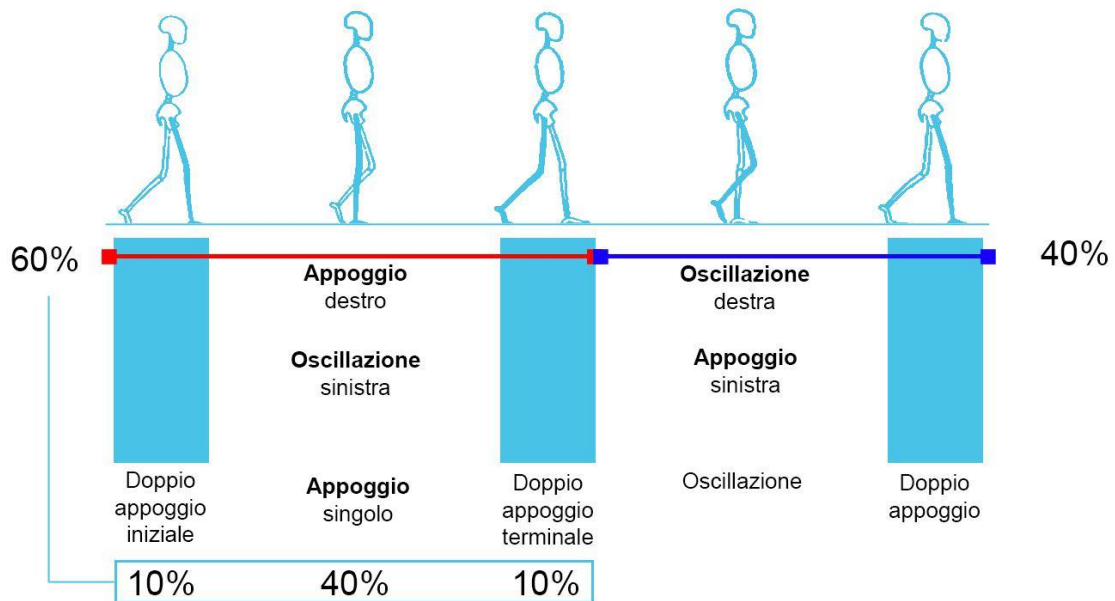


Figura 1.2. Illustrazione durata (in % di GC) delle fasi principali del ciclo.

Analizzando il cammino si è arrivati a definire tre compiti principali a cui l'arto deve adempiere:

- ➔ Accettazione del peso (WA);
- ➔ Supporto del singolo arto (SLS)
- ➔ Avanzamento dell'arto (LA)

L'accettazione del peso è il compito più complesso, questo perché bisogna trasferire il peso su un arto che ha appena smesso di oscillare in avanti ed ha un allineamento instabile; il supporto del singolo arto invece si occupa della stabilità di arto e tronco ma anche della progressione del peso del corpo in avanti; infine l'avanzamento dell'arto ovviamente ha il compito di sopperire alla necessità di avanzamento per spostarsi in avanti.

Per svolgere questi compiti si possono identificare all'interno di ogni ciclo del passo otto modelli funzionali, questi modelli di movimento derivano ognuno da una diversa richiesta funzionale.

Essi suddividono ogni ciclo in otto fasi (che tecnicamente sono sotto fasi dei due periodi principali ma vengono generalmente chiamate solo fasi): IC, Loading response, Mid stance, Terminal stance, Pre swing, Initial swing, Mid swing e Terminal swing.

Ogni fase del ciclo ha un suo obiettivo funzionale, ma la loro combinazione sequenziale permette all'arto di adempiere ai tre compiti che abbiamo visto WA, SLS e LA rispettivamente le prime due fasi, le seconde due e le ultime quattro.

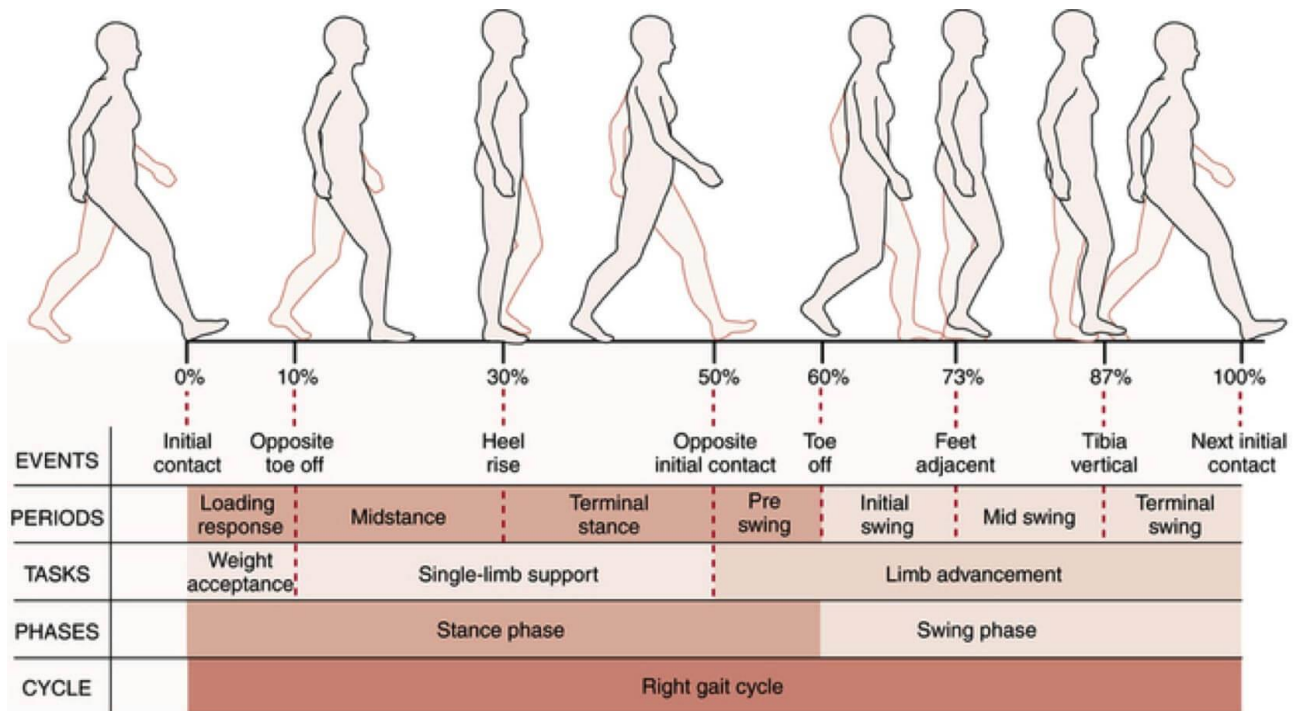


Figura 1.3. Illustrazione della combinazione sequenziale delle fasi di GC.

Analizzando singolarmente le otto fasi di GC ne possiamo dedurre la durata in % di GC e il singolo obiettivo:

➔ IC

-intervallo: 0-2% di GC

-scopo: posizionare l'arto per iniziare l'appoggio con il tallone che deve ruotare per far avanzare il peso del corpo;

➔ Risposta al carico

-intervallo: 0-10% di GC

-scopo: assorbire gli urti, mantenere la stabilità durante il carico del peso e conservare la progressione.

- ➔ Mid Stance
 - intervallo: 10-30% di GC
 - scopo: progressione sul piede fermo e stabilità di arto e tronco;

- ➔ Terminal stance
 - intervallo: 30-50% di GC
 - scopo: progressione del corpo oltre il piede d'appoggio;

- ➔ Pre swing
 - intervallo: 50-60% di GC
 - scopo: posizionare l'arto per lo swing;

- ➔ Initial swing
 - intervallo: 60-73% di GC
 - scopo: sollevamento del piede dal pavimento e avanzamento dell'arto dalla sua posizione di traino;

- ➔ Mid swing
 - intervallo: 73-87% di GC
 - scopo: avanzamento dell'arto e distanza del piede dal pavimento;

- ➔ Terminal swing
 - intervallo: 87-100% di GC
 - scopo: completare l'avanzamento e preparare l'arto per l'appoggio.

L'analisi del modello di camminata per fasi non solo identifica più direttamente il significato funzionale dei diversi movimenti che si verificano nelle singole articolazioni ma fornisce anche un mezzo per correlare le azioni simultanee delle singole articolazioni in modelli di funzione totale dell'arto. Questo è un approccio importante per interpretare gli effetti delle disabilità [3].

1.2. Attivazione dei muscoli

Per ottenere la giusta combinazione sequenziale di eventi che permettono agli arti inferiori di spostare il corpo in avanti con il minor dispendio di energia possibile, è importante sottolineare che i segmenti ossei (che fungono da leve), componenti delle undici articolazioni coinvolte nella locomozione del corpo, sono controllati da 57 muscoli che lavorano in modo selettivo per svolgere ognuno un determinato compito.

Per avere la giusta sequenza di eventi però è necessario che i muscoli si attivino nel momento giusto durante il ciclo del passo, infatti essi nei soggetti non patologici lavorano in modo ritmico e preciso; inoltre un altro fattore da tener presente è l'intensità dell'attivazione perché anch'essa influisce sul giusto funzionamento delle fasi del passo.

Il timing dell'attivazione muscolare è essenziale anche per approfittare al massimo delle forze esterne (come la forza di gravità e l'inerzia) per portare a termine le quattro funzioni locomotorie che ogni arto portante deve adempiere [3]:

- 1) Propulsione
- 2) Mantenimento della stabilità eretta, nonostante una postura sempre mutevole;
- 3) Assorbimento degli urti (durante l'IC);
- 4) Conservazione dell'energia per minimizzare gli sforzi (come ad esempio durante l'avanzamento dell'arto si possono sfruttare lo slancio e la forza di gravità oltre al controllo muscolare diretto).

In generale sono stati identificati degli schemi standard di attivazione muscolare che identificano l'onset/offset dell'attivazione dei singoli muscoli nel tempo (in % di GC) ma anche alcuni parametri più recenti come la modalità di attivazione e la frequenza di occorrenza.

Lo strumento che viene utilizzato per analizzare l'attività dei muscoli è il segnale elettromiografico; da esso che si possono ricavare i parametri di attivazione muscolare standard.

1.2.1. sEMG ed elettrodi

L'elettromiografia è una procedura che mira ad ottenere i dati riguardanti l'attività elettrica del muscolo scheletrico; ci sono due diversi tipi di elettrodi che possono essere utilizzati per raccogliere tali informazioni: quelli 'ad inserzione' (che possono essere ad ago o a filo sottile) e quelli di superficie; ovviamente in base alla scelta degli elettrodi avremo un EMG ad ago o un sEMG, ossia un'elettromiografia di superficie.

Gli elettrodi ad inserzione sono invasivi e per poterli utilizzare in sicurezza è necessaria la presenza di personale medico qualificato, infatti questo metodo è scarsamente utilizzato in ambito di ricerca. Oltre al metodo di applicazione un'altra differenza rispetto agli elettrodi di superficie è che gli elettrodi ad inserzioni ci danno informazioni solo sulla singola fibra muscolare su cui sono applicati.

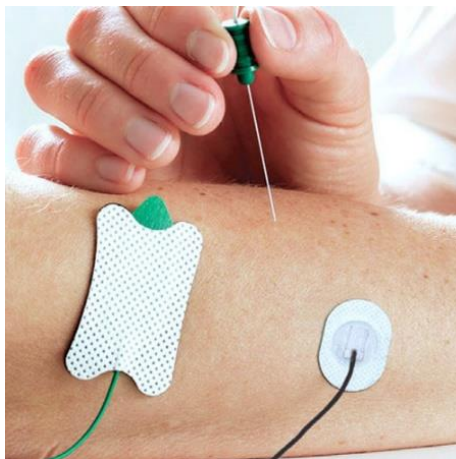


Figura 1.4. Illustrazione elettrodi ad ago.

Al contrario dei primi, gli elettrodi di superficie sono non invasivi e per questo largamente utilizzati in ricerca, per la loro applicazione è sufficiente un personale con rudimenti di fisiologia che conosca le regole per il giusto posizionamento degli elettrodi sul muscolo (il posizionamento è molto importante per ridurre il crosstalk).

Inoltre, come abbiamo anticipato, a differenza degli elettrodi ad inserzione quelli di superficie ci danno informazioni globali sul comportamento muscolare e non sulla singola fibra.

A tale proposito non parleremo più di fibra muscolare ma di unità motoria (composta da fibre muscolari scheletriche innervate dagli assoni terminali di un motoneurone).



Figura 1.5. Illustrazione elettrodi di superficie.

Nell'acquisizione dei segnali che sono stati analizzati dall'algoritmo proposto si sono utilizzati elettrodi di superficie ottenendo così un sEMG.

1.2.2. Il segnale elettromiografico

Il segnale elettromiografico presenta una forma irregolare e frastagliata perché i muscoli non si contraggono in maniera sincrona (come ad esempio il muscolo cardiaco), essi infatti attivano le unità motorie (reclutate dalle più piccole alle più grandi) in numero proporzionale all'intensità della forza richiesta.

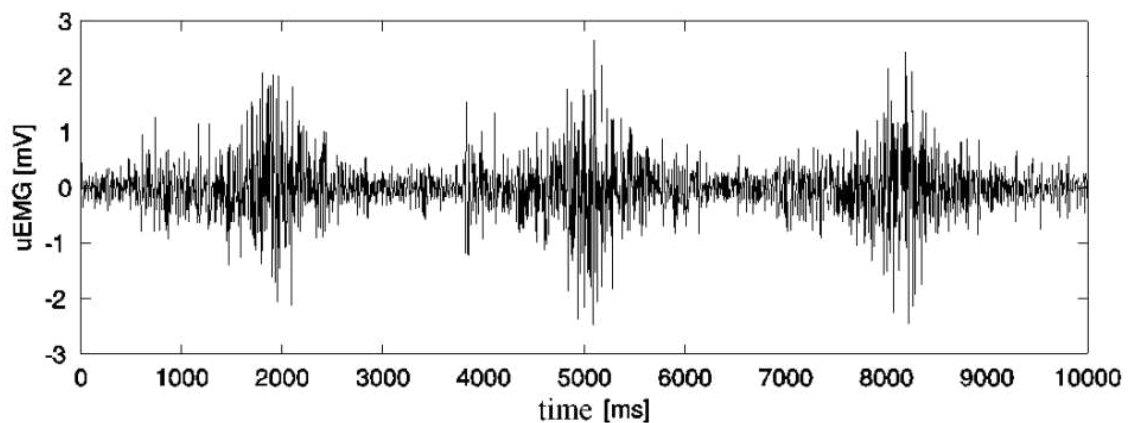


Figura 1.6. Illustrazione del segnale EMG.

Si può considerare il segnale EMG come la somma dei singoli potenziali d'azione dovuti alla depolarizzazione e successiva ripolarizzazione della membrana esterna delle fibre muscolari.

La forma tipica di un singolo potenziale è:

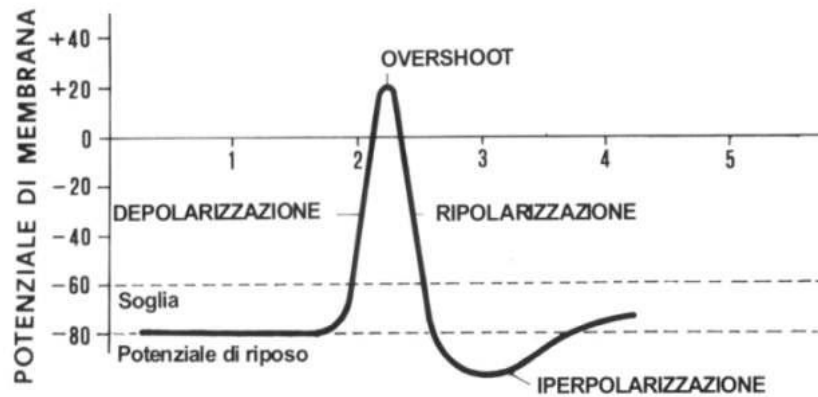


Figura 1.7. Illustrazione del potenziale di membrana.

La somma dei potenziali delle singole fibre muscolari è chiamata MUAP (Motor Unit Action Potential, “potenziale d’azione dell’unità motoria”), forma e dimensione assunte dipendono dall’orientamento geometrico delle fibre rispetto all’elettrodo.

La depolarizzazione delle fibre crea un campo di corrente che si irradia attraverso il volume del muscolo. Un elettrodo situato in questo campo rileverà un’onda bifasica per questo l’sEMG richiede 2 elettrodi in prossimità del muscolo, per poter misurare la differenza di potenziale tra i due [7].

Bisogna ricordare che il segnale sEMG è influenzato da tutti i tessuti che si trovano tra la sorgente (muscolo) e l’elettrodo per questo motivo prima di calcolare i parametri di ampiezza che caratterizzano il segnale bisogna processarlo. A tale scopo nell’algoritmo è stata implementata una sezione che si occupa del denoising del segnale.

In generale un segnale sEMG ha ampiezza tra 0-10 mV e frequenza tra 10-500 Hz in base a questi dati e rispettando il teorema di Nyquist, la frequenza di campionamento minima del segnale per non avere perdita di informazioni deve essere almeno 1000 Hz [7].

Per rispettare questi parametri la frequenza di campionamento utilizzata nell’algoritmo è di 2000 Hz mentre il filtraggio è posto tra 20 e 450 Hz.

1.2.3. Attivazioni standard

Prendendo come esempio [3] il comportamento di alcuni dei principali muscoli quali: il gastrocnemio laterale, il tibiale anteriore, il bicipite femorale, i quattro vasti e il retto femorale; possiamo identificarne le funzionalità e gli intervalli standard di attivazione al livello temporale (in % di GC).

Il gastrocnemio ha come funzione primaria il ruolo di flessore plantare, tuttavia esso ha anche il ruolo di flessore del ginocchio (funzione secondaria); in generale questo muscolo presenta un'unica attivazione tra il 10%-50% di GC.

Il tibiale anteriore è uno dei muscoli dorsiflessori della caviglia, ha due attivazioni per ogni ciclo del passo, la prima tra 0%-10% di GC e la seconda tra 60%-100% di GC.

Il bicipite femorale è composto da due 'capi'; il capo corto (BSFH) di questo muscolo fornisce la flessione diretta del ginocchio, è principalmente attivo tra 65%-85% di GC anche se a volte si può verificare una leggera attività tra 32%-45% di GC; invece il capo lungo ha due funzionalità, è un estensore dell'anca ma partecipa anche alla flessione del ginocchio, anche questo ha due attivazioni la principale tra 75%-100% di GC mentre l'altra tra 0%-5% di GC.

I quattro vasti (vastus intermedius, vastus lateralis, vastus medialis oblique e vastus medialis longus) e il retto femorale sono muscoli estensori del ginocchio ma il retto ha anche una funzione secondaria come estensore dell'anca. I quattro vasti hanno due attivazioni tra 0%-15% di GC e tra 90%-100% di GC mentre il retto femorale presenta un'unica attivazione tra 56%-64% di GC.

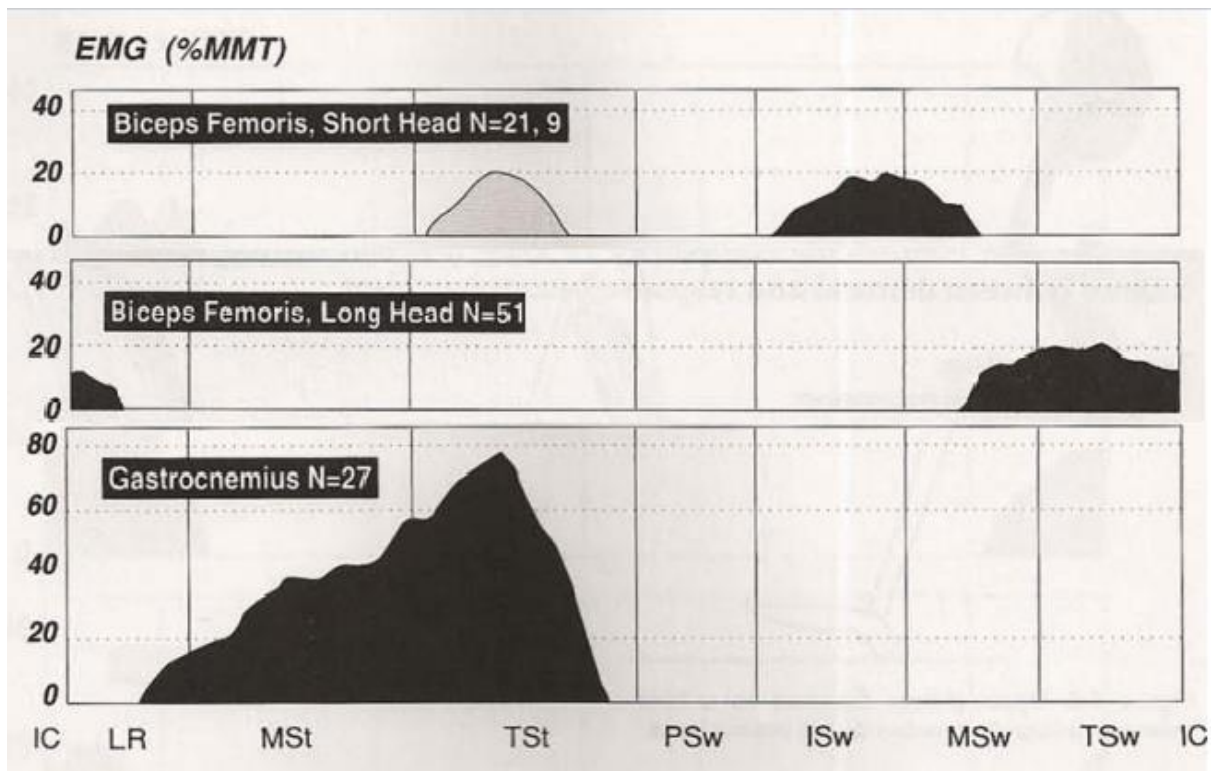


Figura 1.8. Illustrazione degli intervalli di attivazioni standard, sulle ascisse i grafici sono divisi in base alle fasi di GC mentre sulle ordinate abbiamo la percentuale rispetto al valore massimo del test muscolare manuale (%MMT); l'aria grigio scura indica le attivazioni presenti nella maggior parte dei soggetti quella grigio chiara indica le attivazioni meno frequenti [3].

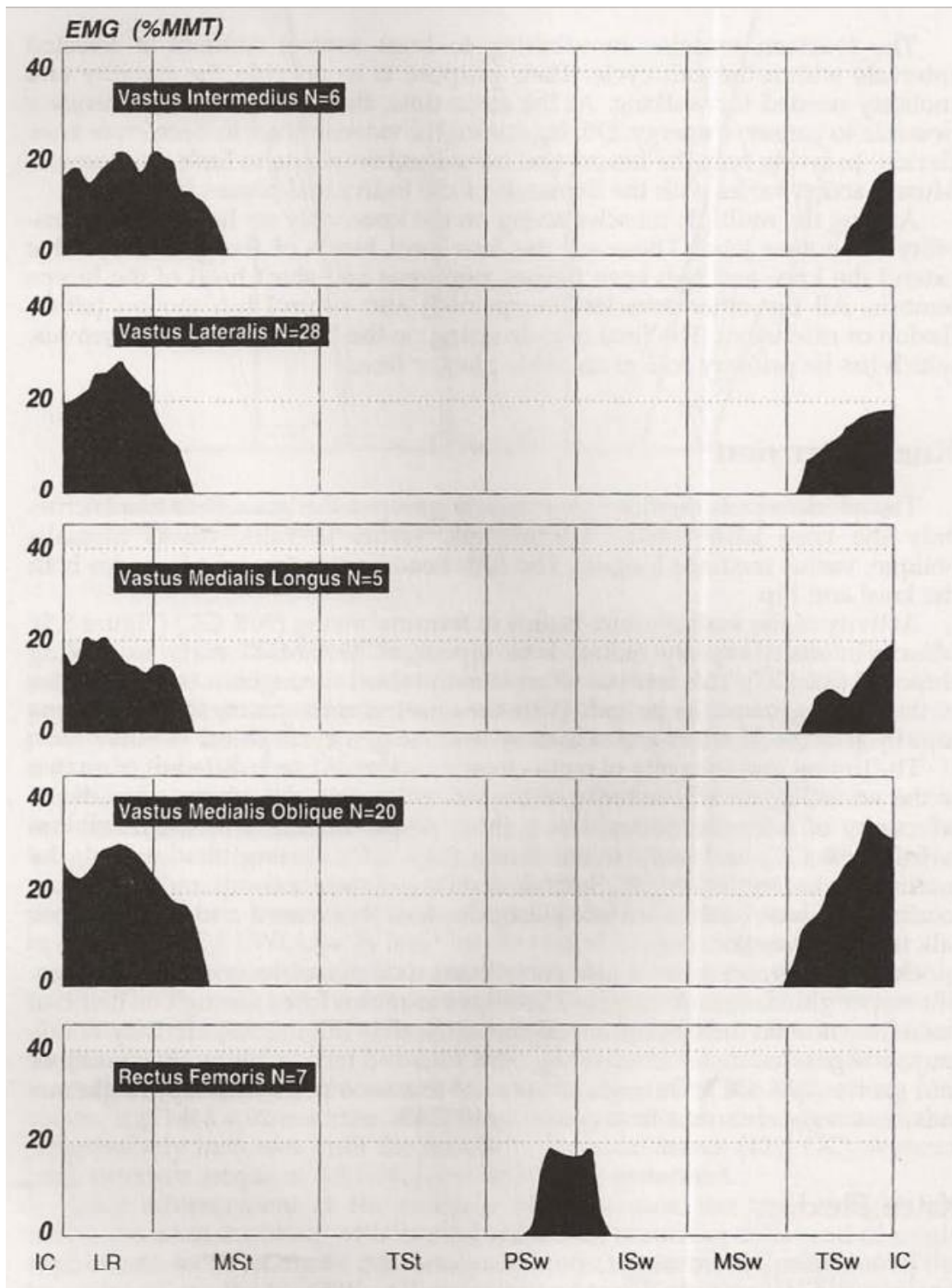


Figura 1.9. Illustrazione degli intervalli di attivazioni standard, sulle ascisse i grafici sono divisi in base alle fasi di GC mentre sulle ordinate abbiamo la percentuale rispetto al valore massimo del test muscolare manuale (%MMT) [3].

1.3. Contatto Piede-Pavimento

Il contatto del piede con il pavimento durante GC nei soggetti non patologici ha una sequenza definita in quattro parti che viene indicata come HFPS:

- H (heel contact) contatto del tallone con il pavimento;
- F (flat-foot contact) contatto del piede piatto con il pavimento;
- P (push off o heel off) sollevamento del tallone con la punta che resta ancora poggiata sul pavimento;
- S (swing) oscillazione del piede in avanti, non c'è contatto con il pavimento.

Questa sequenza, che si ripete in ogni ciclo del passo, è illustrata in Figura 1.10. dove vengono rappresentate le zone di contatto di un piede sano con il pavimento in funzione delle fasi del ciclo del passo, rispettivamente: H in Loading Response, F in Mid Stance, P in Terminal stance e infine l'ultimo istante di contatto tra primo metatarso e pavimento nel Pre swing.

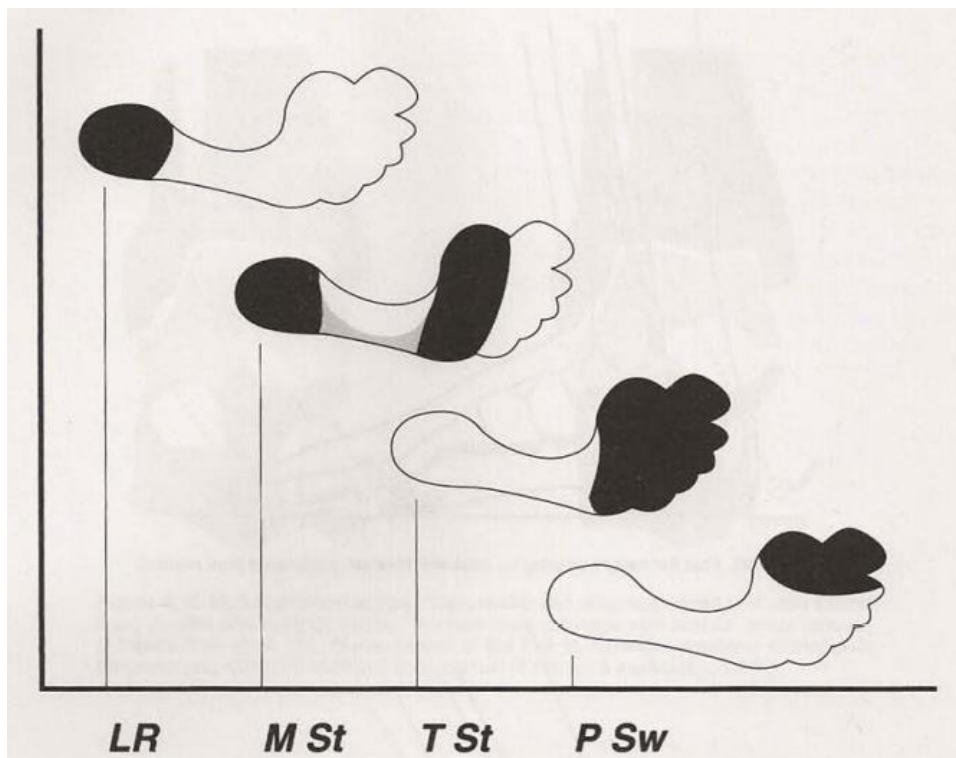


Figura 1.10. Illustrazione del contatto piede pavimento [3].

Capitolo 2

Trasformata Wavelet

L'analisi dei segnali in tempo-frequenza e spesso associata alla trasformata di Fourier, essa però è uno strumento di analisi con un'ottima localizzazione temporale ma non è localizzata in frequenza. Per questo motivo nell'analisi di segnali biomedici, come gli sEMG, che non sono stazionari e spesso presentano caratteristiche transitorie, essa viene sostituita con la trasformata Wavelet che è localizzata sia in tempo che in frequenza.

L'analisi Wavelet rappresenta un segnale come una somma ponderata di versioni spostate e scalate di una funzione caratteristica chiamata Wavelet madre. Le funzioni Wavelet sono spesso irregolari e asimmetriche e permettono una migliore rappresentazione dei segnali composti da cambiamenti veloci [8].

Una delle caratteristiche principali che la contraddistingue dalle altre trasformate è la dimensione variabile delle finestre del segnale durante il confronto con la Wavelet madre; per avere informazioni precise la Wavelet utilizza: ad alte frequenze intervalli brevi, a basse frequenze intervalli lunghi.

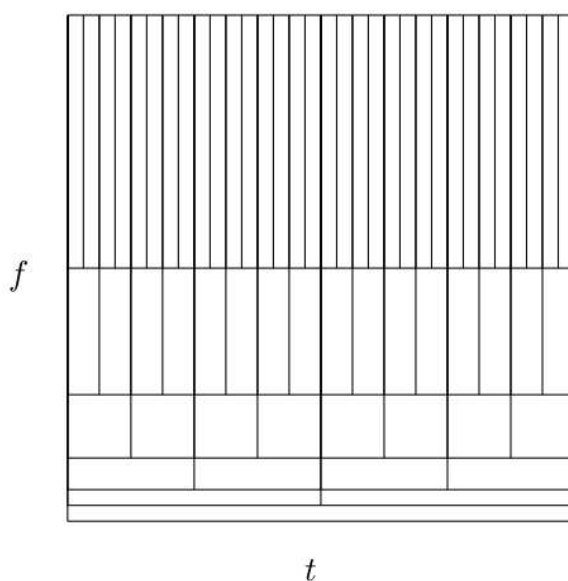


Figura 2.1. Illustrazione della finestra della trasformata Wavelet

2.1. Wavelet madre

Le forme d'onda chiamate "Wavelet madre" hanno una forma oscillante di lunghezza finita o a decadimento rapido. Esse sono scalate e traslate per adattarsi al segnale da analizzare.

Esistono diversi tipi di Wavelet madre e durante l'analisi si sceglie la forma d'onda da utilizzare in base alla sua somiglianza con il segnale in ingresso.

Alcuni esempi di famiglie di Wavelet madre sono:

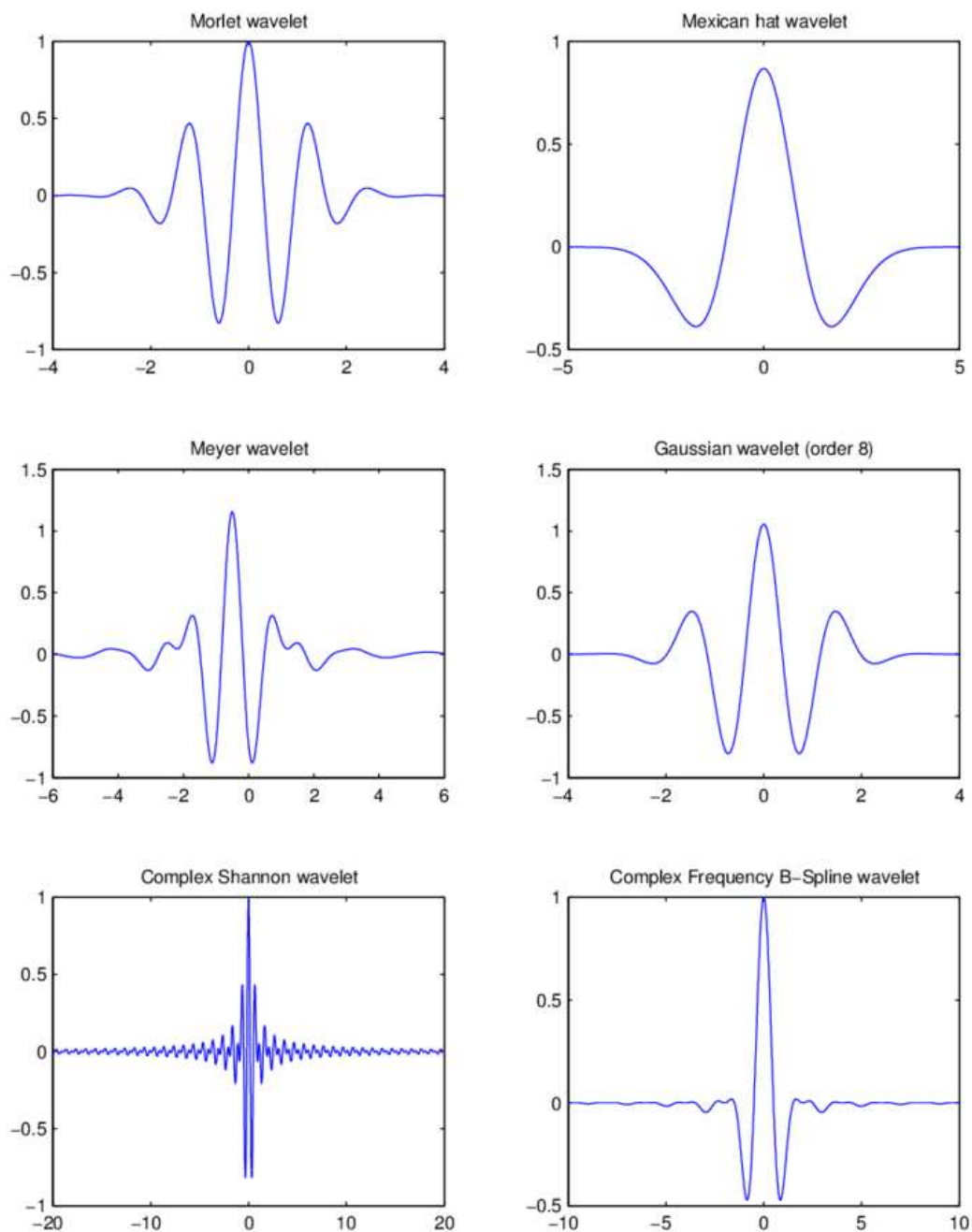


Figura 2.2. Illustrazioni delle famiglie Wavelet madre.

Nell'algoritmo proposto si è scelto di utilizzare una Wavelet madre appartenente alla famiglia di Wavelet madre Daubechies in particolare 'dB4'.

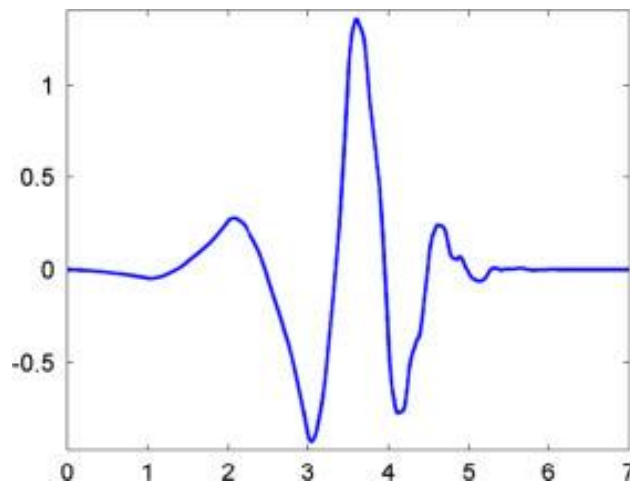


Figura 2.3. Illustrazione Wavelet madre 'db4'.

2.2. CWT e Scalogramma

Si è utilizzata la Trasformata di Wavelet Continua (CWT) che a partire dalla Wavelet madre (indicata con ψ) si definisce come:

$$(\mathcal{T}_W s)(a, b) = \int_{\mathbf{R}} s(t) \psi \left(\frac{t - b}{a} \right) dt .$$

dove 'a' è il parametro di scaling che permette di controllare l'ampiezza della finestra mentre 'b' individua la posizione della finestra.

Il vantaggio della trasformata wavelet consiste nel fatto che questa fornisce una decomposizione multiscala del segnale: ad ogni scala il segnale viene decomposto in componenti elementari con contenuto in frequenza che aumenta al crescere della scala [9].

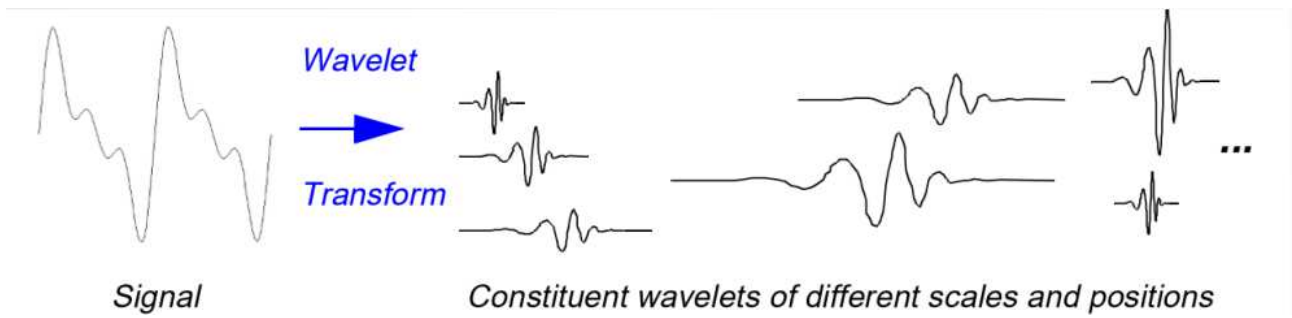


Figura 2.4. Esempio di coefficienti Wavelet scalati e spostati [6].

I risultati della CWT sono molti coefficienti in funzione di scala e posizione (Figura 2.4.); essi si ottengono con un procedimento che avviene in più fasi [7]:

PASSO 1: Confronto tra la Wavelet madre e una sezione (finestra) all'inizio del segnale originale.

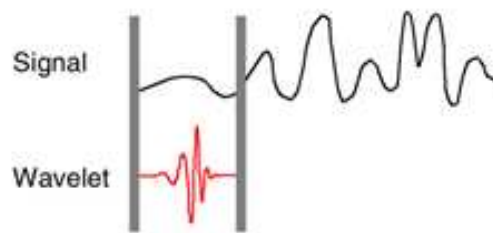


Figura 2.5. CWT passo 1 [7].

PASSO 2: Calcolo di un numero, C (coefficiente Wavelet), che rappresenta quanto strettamente correlato è il segnale "madre" con questa sezione del segnale analizzato. Più alto è C , maggiore è la somiglianza.

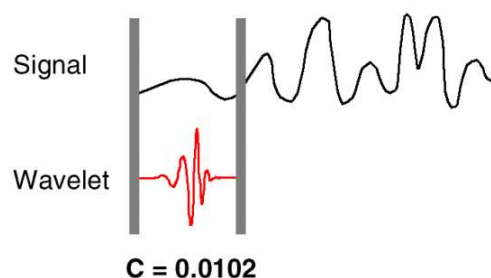


Figura 2.6. CWT passo 2 [7].

PASSO 3: Spostare la Wavelet madre verso destra e ripetere i passi 1 e 2 per l'intero segnale.

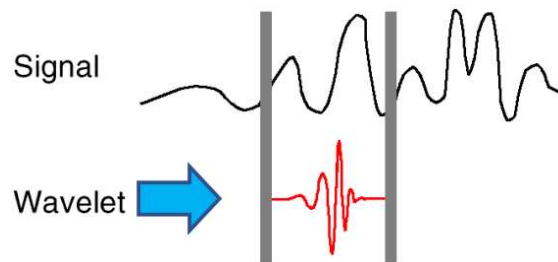


Figura 2.7. CWT passo 3 [7].

PASSO 4: Scalare (allungare/comprimere) la Wavelet madre e ripetere Passi 1-3.

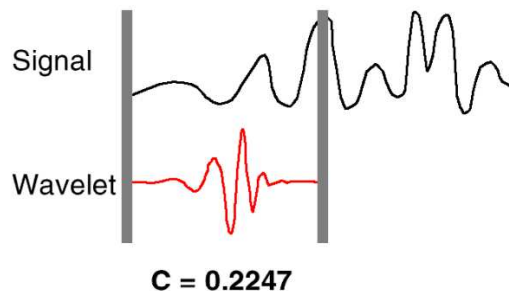


Figura 2.8. CWT passo 4 [7].

La funzione scalogramma è definita come il quadrato del valore assoluto dei coefficienti CWT, essa rappresenta la localizzazione dell'energia nel dominio tempo-frequenza. Dalla funzione scalogramma si sono ricavati tramite l'algoritmo grafici tempo-frequenza sia 2-D che 3-D.

In particolare le informazioni della funzione scalogramma possono essere interpretate come [10]:

-La localizzazione nel tempo della massima densità di energia, interpretata come l'intervallo di tempo in cui il segnale sEMG ha raggiunto il suo valore massimo di energia, cioè la regione del ciclo del passo in cui il muscolo è principalmente reclutato.

-La localizzazione in frequenza della massima densità di energia, interpretata come la banda di frequenza in cui il segnale EMG mostra il massimo contenuto di frequenza. Questa regione di frequenza varia da muscolo a muscolo, ma una banda di frequenza comune a tutti i muscoli potrebbe essere tra 70 e 160 Hz.

Capitolo 3

Emiplegia

L'emiplegia è una patologia che viene annoverata nel gruppo delle PCI ovvero le Paralisi Cerebrali Infantili; questo insieme comprende tutte le patologie permanenti (è una condizione costituzionale della persona, non una malattia o un accidente transitorio), non progressive e ad insorgenza precoce (possono essere ad insorgenza pre o post natale di solito diagnosticate entro il 2° o 3° anno di vita).

In generale le PCI si identificano soprattutto dalla difficoltà nella deambulazione dovuta a molti fattori, tra cui l'errato appoggio plantare e l'equilibrio instabile che provocano l'accorciamento del singolo passo e ovviamente rallentano notevolmente lo spostamento del corpo in avanti.

Le PCI si distinguono in tre gruppi in base al disturbo motorio prevalente:

- Le forme spastiche
- Le forme distonico-discinetiche
- Le forme atassiche

Al momento le forme spastiche comprendono l'80% delle PCI, le forme distoniche-discinetiche il 10-15% mentre le forme atassiche il 5-10%. Le forme spastiche sono suddivise in base alla distribuzione topografica della paralisi e della spasticità. I termini tradizionali 'EMIPLEGIA', 'DISPLEGIA' e 'TETRAPLEGIA' sono usati per indicare rispettivamente le forme spastiche unilaterali, le forme che interessano prevalentemente gli arti inferiori e le forme che interessano i quattro arti. Tra queste il 38% delle forme spastiche riguardano soggetti con spasticità unilaterale, il 32% soggetti con spasticità degli arti inferiori e il 7% soggetti con spasticità di tutti e quattro gli arti [11].

Data la vasta casistica delle PCI la corretta individuazione della diagnosi può essere molto difficile, infatti molto spesso i clinici non riescono ad associare il disturbo ai sintomi presentati o lo associano in maniera errata a volte fino all'età scolare. Questo ci porta anche a sottolineare che nonostante le forme spastiche siano una patologia principalmente focalizzata sul disturbo motorio della deambulazione, esse vengono spesso accompagnate da disturbi non motori quali [11]: sviluppo intellettuale, il profilo neuropsicologico, l'epilessia, i disturbi sensoriali e percettivi.

3.1. Il cammino emiplegico

Tra le forme spastiche l'emiplegia è la più comune; il cammino di soggetti emiplegici è stato analizzato al livello cinematico da Winters e Gage nel 1987.

Da questo studio è stata ricavata una classificazione che divide i soggetti patologici in 4 tipi in base alla cinematica angolare delle tre principali articolazioni dell'arto inferiore plegico, viste sul piano sagittale [11].

TIPO 1: individuato dal solo drop foot, ovvero dalla mancata dorsiflessione della caviglia in fase di sospensione per deficit del tibiale anteriore e/o eccesso di attività fuori fase dei muscoli plantiflessori.

TIPO 2: presenta sia drop foot in sospensione che ridotta trattura o retrazione dei plantiflessori (soleo e gastrocnemio).

TIPO 3: interessa, oltre alla caviglia come nel tipo 1 o 2, anche il ginocchio, con limitata escursione articolare sia in flessione (in fase di sospensione) che in estensione (in fase di sospensione terminale e di supporto).

TIPO 4: è il più grave e coinvolge anche l'anca, limitata soprattutto nella sua estensione in fase di supporto terminale, con conseguente aumento dell'antiversione di bacino.

I limiti principali di questa classificazione sono [11]:

- 1) considera solo il piano sagittale;
- 2) non include l'iperestensione di ginocchio in fase di supporto, anomalia invece piuttosto frequente;
- 3) è limitata alla cinetica, non interrogandosi sulle anomalie dell'attività muscolare e dei momenti di forza da essa prodotti, i quali non sempre si esplicitano in movimenti articolari (l'attività di un muscolo può infatti essere bilanciata da muscoli antagonisti e da momenti di forza esterni, prodotti dalle inerzie, dalla gravità e dalle forze di reazione al suolo).

3.1.1. Attivazione dei muscoli (soggetti patologici)

Bisogna tenere in considerazione che un muscolo che si contrae troppo intensamente e/o troppo a lungo, come ad esempio nel caso dei muscoli spastici, va ad alterare sia la capacità di spostamento che il dispendio energetico, costringendo il soggetto ad “iper-reclutare” gruppi muscolari antagonisti del muscolo spastico per permettere il movimento dell'articolazione, con un conseguente maggior dispendio di energie ed una più facile stancabilità. La spasticità, oltre a modificare l'intensità con cui questi muscoli si contraggono, va ad alterare anche il timing di attivazione, con immediate ripercussioni su coordinazione, equilibrio e velocità del cammino [12].

Sono state riscontrate alcune anomalie negli schemi di attivazione dei muscoli dei soggetti patologici di tipo Winters I e II. Considerando il lato emiplegico di questi soggetti si è riscontrata una grande variabilità nei modelli di attivazione muscolare. Un'attività ridotta del tibiale anteriore (TA) durante l'oscillazione terminale e una mancanza di attività alla risposta di carico nel lato emiplegico (nel tipo I e II) e una iper-attivazione del gastrocnemio intorno al contatto iniziale (solo nel tipo II) [5].

3.1.2. Contatto Piede-Pavimento (soggetti patologici)

Sappiamo che la normale sequenza di contatto piede-pavimento nei soggetti non patologici è HFPS mentre nei soggetti patologici sono stati riscontrati cicli del passo con sequenze variabili.

Prendendo in considerazione soggetti appartenenti ai gruppi Winters I e II si possono riscontrare sequenze del tipo [4]:

- PFPS: dopo il contatto iniziale dell'avampiede (P), anche il tallone tocca terra - quindi l'intero piede è in contatto con il suolo (F) - poi il tallone si alza per il push-off (P), e segue lo swing (S)
- PS: il tallone non tocca mai il pavimento, solo l'avampiede tocca il suolo (P) durante lo stance, e segue lo swing (S)
- FPS: il ciclo inizia con il flatfoot strike (F), poi il tallone si alza per push-off (P), e segue lo swing (S)
- OTHERS_P: cicli che iniziano con un colpo di avampiede (P), ma diversi da PFPS e PS, ad esempio PFPSPS

- OTHERS: cicli che non corrispondono a nessuna delle categorie precedenti.

Ognuna di queste sequenze di contatto piede pavimento è stata riscontrata nei bambini emiplegici, ma da alcune ricerche si è notata la frequente ripetizione di alcune sequenze rispetto ad altre in base alla patologia del soggetto in esame.

Per esempio confrontiamo la frequenza di occorrenza delle varie sequenze di contatto piede-pavimento rispetto a soggetti di controllo (non patologici), soggetti del gruppo Winters I e soggetti del gruppo Winters II.

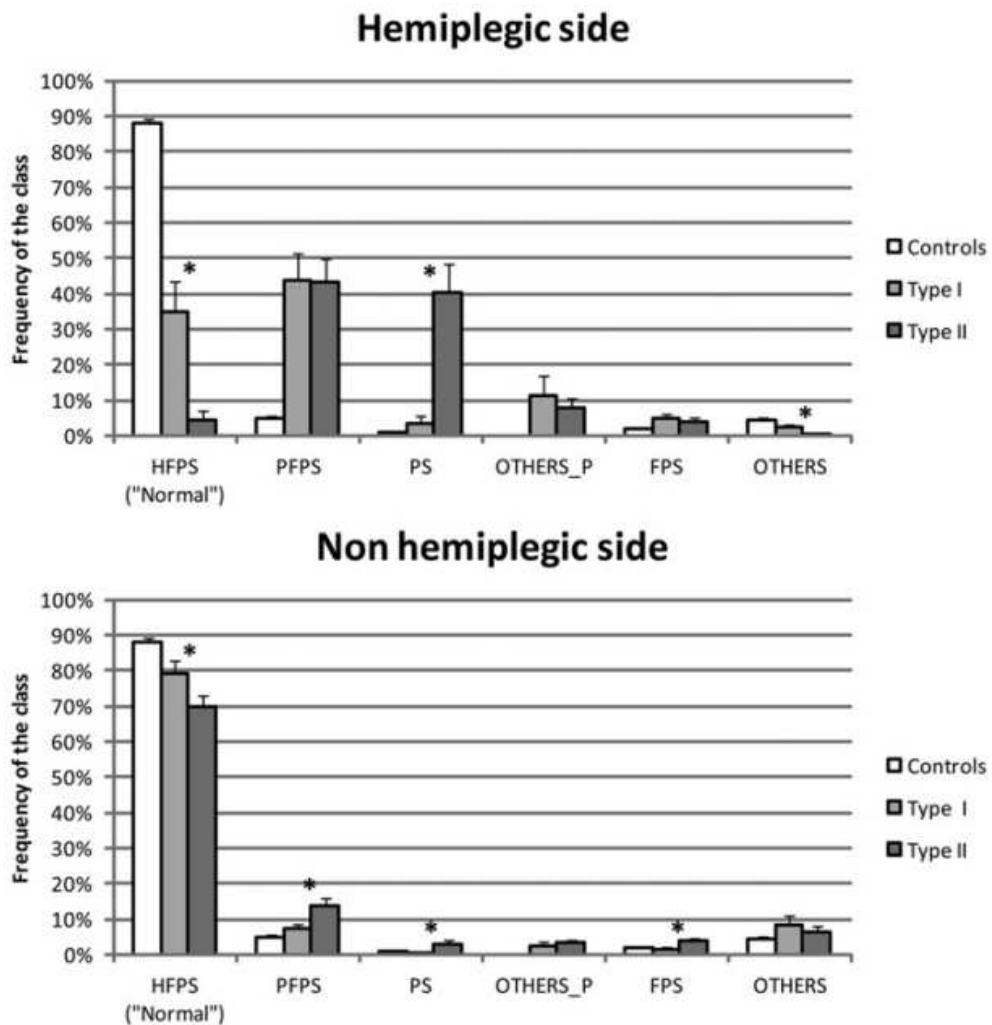


Figura 3.1. Confronto delle diverse frequenze di occorrenza in base al gruppo di appartenenza, gli asterischi indicano le differenze significative tra i soggetti di tipo I e II [4].

I soggetti appartenenti al gruppo di controllo sono stati caratterizzati principalmente da cicli HFPS (nell'88% dei passi), i soggetti del gruppo Winters di tipo I da cicli HFPS (35%) e PFPS (44%), mentre i soggetti del gruppo Winters di tipo II da cicli PFPS (43%) e PS (40%). Si noti che un singolo bambino CP può mostrare una sequenza prevalente (osservata nell'80-90% dei passi) o più sequenze ugualmente rappresentative della sua andatura (cioè, con una frequenza di occorrenza comparabile). Una rappresentazione schematica dei tempi di contatto piede-pavimento che caratterizzano il tipo I, il tipo II e i soggetti di controlli è mostrata in Figura 3.2. [4].

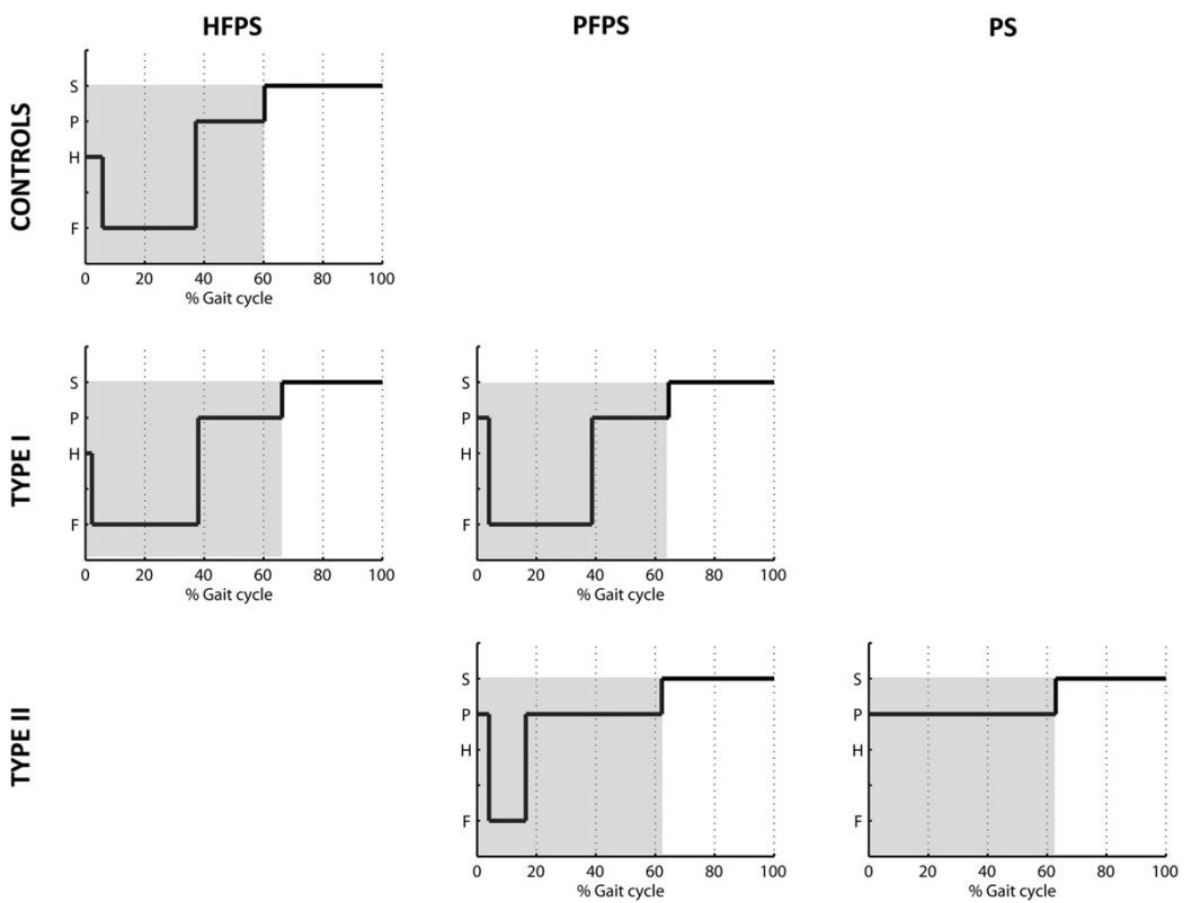


Figura 3.2. Illustrazione dei tempi di contatto piede-pavimento [4].

Capitolo 4

Metodi

Per poter sviluppare un'analisi dell'andatura automatizzata tramite l'uso dell'algoritmo ottimizzato abbiamo bisogno di raccogliere il segnale sEMG e il segnale basografico. La raccolta dei segnali nell'ambito di ricerca è di solito standardizzata in modo che poi si possano confrontare i risultati di ricerche diverse. Inoltre l'ottimizzazione dell'algoritmo è stata studiata in modo da essere applicabile solo a segnali raccolti secondo il metodo che illustreremo, infatti, se ad esempio per raccogliere il segnale basografico si usassero delle piastre di forza anziché sensori indossabili, l'algoritmo non potrebbe essere applicato perché esso è stato ottimizzato per segnali ottenuti tramite sensori indossabili; e senza la parte dell'algoritmo che analizza il segnale basografico e individua il singolo ciclo del passo non è possibile la corretta segmentazione del segnale sEMG che è tempo-normalizzato rispetto al ciclo del passo.

4.1. Acquisizione dei segnali

Per l'acquisizione dei segnali sEMG e basografico è stato utilizzato il sistema di registrazione multicanale, Step32 (Medical Technology, Italy, Version PCI-32 ch2.0.1. DV, risoluzione: 12 bit, frequenza di campionamento: 2kHz). Ogni arto inferiore è stato strumentato con tre interruttori a pedale e quattro sonde sEMG. Gli interruttori a pedale (superficie: 1,21 cm², forza di attivazione: 3 N), sono stati incollati sotto il tallone e sotto la prima e la quinta testa metatarsale del piede (Figura 4.1.). Sonde sEMG differenziali singole a geometria fissa (disco Ag/Ag-Cl; diametro degli elettrodi: 0,4 cm; distanza inter-elettrodo: 0.8 cm; guadagno: 1000; filtro passa alto: 10 Hz; impedenza d'ingresso: 1.5 G; CMRR > 126 dB; rumore riferito in ingresso: 1 Vrms) e con geometria variabile (Ag/Ag-Cl dischi; distanza minima inter-elettrodo: 12 mm, guadagno: 1000, filtro passa alto: 10 Hz, impedenza d'ingresso >1.5 G, CMRR >126 dB, rumore riferito in ingresso 200 nVrms) sono stati collocati sul ventre del muscolo per rilevare i segnali sEMG. La pelle è stata rasata, pulita con pasta abrasiva e bagnata con un panno umido. Le sonde sono state posizionate sul tibiale anteriore, il gastrocnemio laterale, i bicipiti femorali e il vasto laterale, seguendo le raccomandazioni fornite dal

SENIAM (EMG di superficie per una valutazione non invasiva dei muscoli) per la posizione degli elettrodi rispetto ai tendini, ai punti motori e all'orientamento delle fibre.

Ogni volontario ha camminato a piedi nudi sul pavimento al ritmo da lui scelto per circa 5 minuti, seguendo un percorso a forma di otto, che comprende decelerazione naturale, inversione, curva e accelerazione (Figura 4.2.) [13].



Figura 4.1. Illustrazione del posizionamento dei sensori basografici.

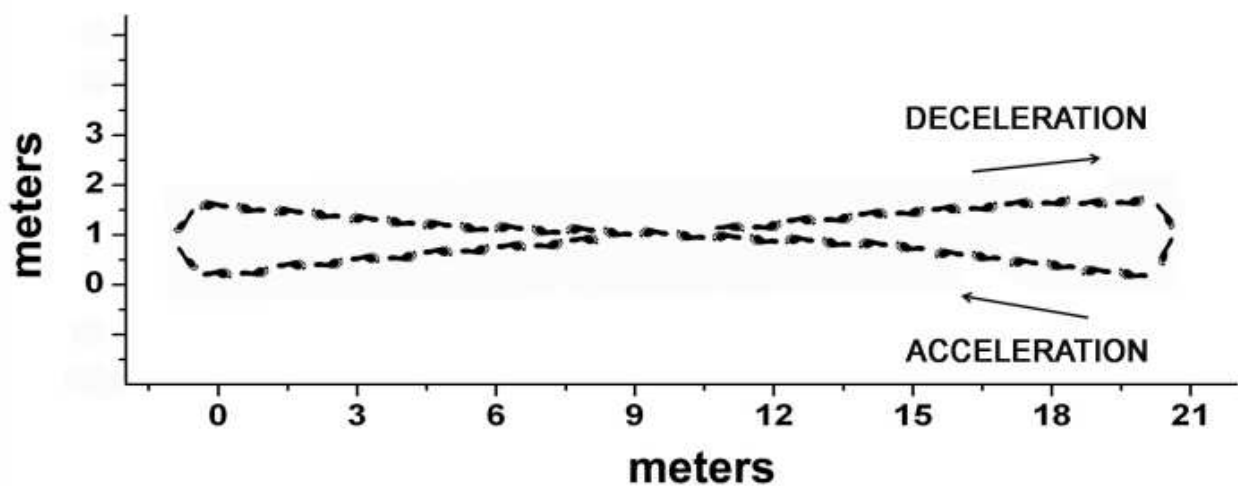


Figura 4.2. Illustrazione del percorso ad otto [13].

4.1.1. Quantizzazione del segnale basografico

Si è quantizzato il segnale basografico in 4 livelli i quali corrispondono alle quattro parti della sequenza di contatto piede-pavimento (HFPS).

Livello 1: rappresenta il contatto di tallone che avviene tra piede e pavimento cioè H, in questo livello solo l'interruttore che si trova sul tallone è schiacciato;

Livello 0: rappresenta il contatto di piede piatto sul pavimento cioè F, in questo livello tutti e tre gli interruttori sono schiacciati;

Livello 2: rappresenta il contatto dell'avampiede con il pavimento cioè P, in cui solo i 2 interruttori sulle teste metatarsali sono schiacciati;

Livello 3: rappresenta lo swing in cui il piede non tocca il pavimento e nessuno degli interruttori è schiacciato.

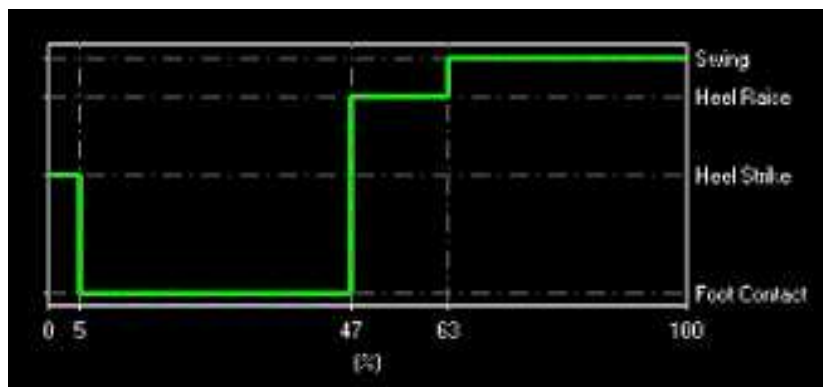


Figura 4.3. Illustrazione del segnale basografico quantizzato.

4.2. Algoritmo ottimizzato

L'algoritmo proposto è diviso essenzialmente in due parti; nella prima si analizza il segnale basografico mentre nella seconda si analizza il segnale sEMG.

Nell'analizzare il segnale basografico si effettuano inizialmente due quantizzazioni; la prima divide il segnale in otto livelli che poi verranno ridotti a quattro con la seconda quantizzazione che come abbiamo già spiegato in precedenza associa ogni livello con una determinata fase dell'appoggio

pie-de-pavimento. Successivamente l'algoritmo ricerca nel segnale quantizzato i singoli cicli del passo. Questo procedimento però richiede alcune accortezze, infatti dal momento che stiamo ottimizzando un algoritmo per studiare il cammino di bambini emiplegici bisogna generalizzare l'identificazione dell'IC.

Di solito per soggetti non patologici si potrebbe procedere ricercando nel segnale i campioni che vanno dal primo campione con livello 1 (colpo di tacco) preceduto da un campione di livello 3 (swing) al successivo. Questo procedimento però non si può applicare ai soggetti patologici infatti come sappiamo questi non hanno quasi mai il tradizionale colpo di tacco bensì più spesso hanno un IC di punta (livello 2) o di piede piatto (livello 0).

Per questo motivo l'algoritmo proposto identifica il contatto iniziale come l'ultimo campione di livello 3 seguito da un numero finito di campioni (posto nell'algoritmo a 150 campioni) che hanno valore diverso da 3, ma non specificato, in modo che possa essere uno qualsiasi dei livelli quantizzati. Prendiamo in considerazione un numero finito di campioni e non un solo campione per cercare di eliminare i possibili falsi positivi.

Nella seconda parte dell'algoritmo studiamo il segnale sEMG. Come prima cosa bisogna scegliere il segnale del muscolo che vogliamo analizzare (si sono utilizzati nella stesura dell'algoritmo come prove sia segnali del muscolo gastrocnemio che segnali del muscolo tibiale anteriore), questa scelta viene effettuata inserendo in una variabile (adibita a tale scopo) il numero corrispondente al muscolo scelto. Questa volta però l'algoritmo non analizza l'intero segnale ma bensì solo un numero di campioni che identificano il ciclo del passo selezionato nel segnale basografico.

Nella prima sezione della seconda parte dell'algoritmo, come già accennato in precedenza nell'elaborato, si applica filtraggio (con Butterworth tra 20 e 450 Hz) e denoising del segnale. Successivamente si trovano i coefficienti dello scalogramma e si converte l'asse dei campioni in un asse che ci indica la percentuale del ciclo del passo, perché come sappiamo nell'analisi del cammino tutte le informazioni sono tempo-normalizzate in base alla % di GC.

A questo punto l'algoritmo inizia la ricerca di tre importanti soglie che ci permettono di avere un segnale più chiaro; la prima soglia è associata all'intensità del segnale mentre le altre due si occupano dell'aspetto temporale delle attivazioni.

Per trovare la soglia sull'intensità del segnale come prima cosa troviamo il picco massimo di attivazione e poi ne calcoliamo il 99%; infatti l'algoritmo setta la soglia in modo da eliminare tutto il segnale che risulta inferiore all'1% del picco massimo.

Le altre due soglie si trovano nella parte successiva dell'algoritmo che ricerca gli intervalli di attivazione; la prima soglia trova ed elimina tutte le attivazioni che hanno durata inferiore al 3% del ciclo del passo; mentre la seconda soglia associa come un'unica attivazione, quelle attivazioni che sono molto vicine (sempre con distanza minore del 3% di GC).

Dopo che sono state applicate le soglie l'algoritmo crea due vettori che ci danno informazioni molto importanti sulle singole attivazioni muscolari: il primo racchiude gli istanti on/off delle attivazioni in percentuale di GC, il secondo invece specifica i valori di massimo e minimo in frequenza trovati per quelle attivazioni.

Segue un'ultima sezione dell'algoritmo in cui si effettua la creazione di diversi grafici che mettono in evidenza ognuno una determinata caratteristica del singolo ciclo del passo e del muscolo, presi in esame.

Capitolo 5

Risultati

Alla fine della prima sezione dell'algoritmo, che studia il segnale basografico, abbiamo come risultati:

- i campioni che individuano i singoli cicli del passo che vengono 'passati' alla seconda parte dell'algoritmo per segmentare il segnale sEMG;
- il numero totale di passi effettuati durante la registrazione del segnale;
- due grafici che rappresentano rispettivamente la quantizzazione di tutti i passi e di un singolo ciclo del passo che possiamo scegliere inserendo in due variabili distinte (adibite allo scopo) il numero del passo che vogliamo visualizzare e il piede scelto (destro o sinistro).

Un'altra informazione che possiamo ottenere analizzando il segnale basografico e la distinzione del lato plegico dal lato controlaterale; infatti nei soggetti emiplegici il piede dell'arto controlaterale mantiene per lo più un andamento normale del contatto piede-pavimento.

Prendiamo come esempio Chiara_140 un soggetto patologico affetto da emiplegia (in questo elaborato i dati degli esempi appartengono tutti al soggetto qui indicato). Osserviamo l'ingrandimento di due grafici che rappresentano il segnale quantizzato di tutti i passi del piede destro e sinistro del soggetto.

Da questi si può identificare l'arto destro come plegico e quello sinistro come controlaterale. Infatti:

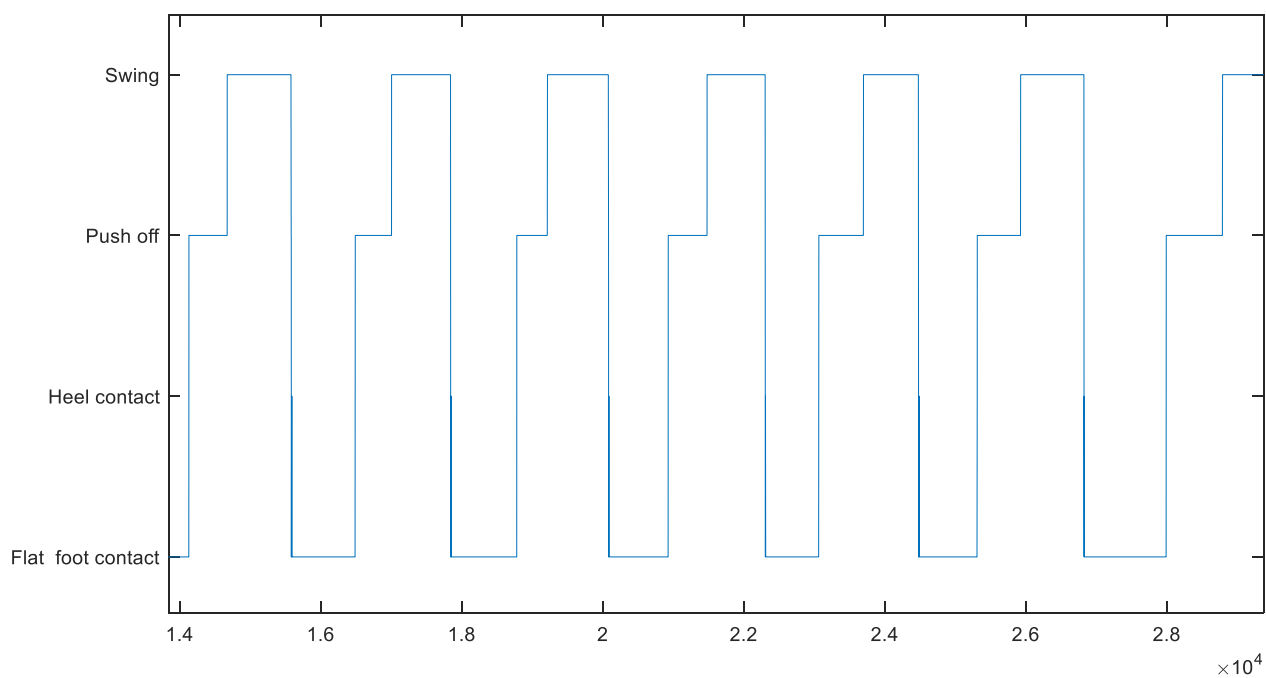


Figura 5.1. Ingrandimento del grafico basografico (piede destro).

Come possiamo vedere, nell'arto destro (plegico) l'appoggio del piede avviene nella maggior parte dei casi al livello 0 ovvero di piede piatto.

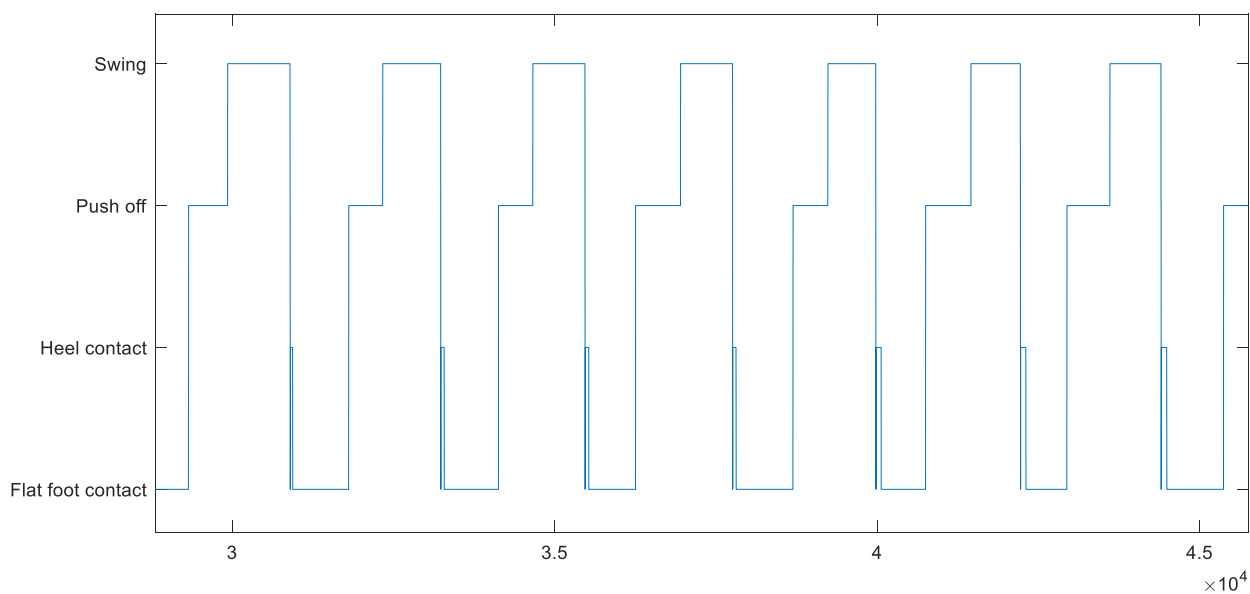


Figura 5.2. Ingrandimento del grafico basografico (piede sinistro).

Diversamente nell'arto sinistro (controlaterale) sono presenti tutte le tradizionali fasi del contatto piede-pavimento: contatto iniziale nella maggior parte dei casi al livello 1 (colpo di tacco - H), l'appoggio al livello 0 (piede piatto - F), stacco sull'avampiede al livello 2 (push-off - P) e oscillazione al livello 3 (swing - S).

Dalla seconda parte dell'algoritmo ricaviamo invece una tabella e diversi grafici. Possiamo costruire la tabella partendo dai risultati ottenuti nei due vettori (che come abbiamo detto precedentemente racchiudono gli istanti di on/off delle attivazioni e il massimo e minimo in frequenza delle suddette attivazioni) analizzando più passi dello stesso soggetto. Prendendo i dati del soggetto in esame si è costruita la tabella seguente (Tabella 5.1.) in cui sono state prese in considerazione le attivazioni di due muscoli (gastrocnemio e tibiale anteriore) durante cinque passi del piede sinistro e altrettanti del piede destro, scelti in modo casuale.

Tabella 5.1. Tabella dei vettori delle attivazioni.

GASTROCNEMIO						TIBIALE									
PIEDE SINISTRO						PIEDE DESTRO									
Passo 18	n° att.	1°		2°		1°		2°		3°		4°			
Tempo (%GC)			0,0	49,3	79,5	100,0		0,0	4,5	15,3	18,3	56,2	77,4	85,5	100,0
Frequenza(Hz)			2,9	571,4	2,9	571,4		18,9	571,4	2,9	571,4	2,9	571,4	2,9	952,4
Passo 35	n° att.	1°		2°		1°		2°		3°					
Tempo (%GC)			0,0	49,2	60,8	66,9		0,0	5,4	55,0	61,5	83,3	88,0		
Frequenza(Hz)			3,0	571,4	3,0	571,4		15,6	571,4	15,6	571,4	15,6	571,4		
Passo 74	n° att.	1°		2°		3°		1°		2°					
Tempo (%GC)			0,0	47,7	54,5	63,1	94,9	99,8		0,0	4,6	53,3	69,9		
Frequenza(Hz)			4,3	408,2	4,3	408,2	4,3	408,2		15,6	408,2	15,6	571,4		
Passo 101	n° att.	1°		2°		3°		1°							
Tempo (%GC)			0,0	6,5	12,2	20,9	24,0	51,5		58,5	75,2				
Frequenza(Hz)			8,0	571,4	8,0	571,4	8,0	571,4		16,7	571,4				
Passo 123	n° att.	1°		2°				1°		2°					
Tempo (%GC)			0,0	16,2	20,6	47,3				56,9	74,9	80,7	96,0		
Frequenza(Hz)			4,8	408,2	4,8	408,2				20,0	571,4	20,0	571,4		
Passo 26	n° att.	1°		2°				1°							
Tempo (%GC)			20,9	44,5	93,9	98,1				0,0	6,2				
Frequenza(Hz)			8,2	571,4	5,8	571,4				24,0	408,2				
Passo 40	n° att.	1°						1°		2°					
Tempo (%GC)			33,3	48,8						0,0	30,8	67,2	100,0		
Frequenza(Hz)			9,9	408,2						2,9	952,4	2,9	952,4		
Passo 77	n° att.	1°						1°		2°		3°			
Tempo (%GC)			22,3	51,4						0,0	10,2	70,8	75,0	92,6	100,0
Frequenza(Hz)			11,7	408,2						7,0	408,2	7,0	571,4	2,9	571,4
Passo 109	n° att.	1°						1°							
Tempo (%GC)			5,3	47,2						0,0	18,2				
Frequenza(Hz)			13,7	408,2						2,9	571,4				
Passo 130	n° att.	1°		2°				1°		2°		3°			
Tempo (%GC)			16,2	53,8	89,7	94,6				0,0	28,3	31,7	38,2	91,7	99,6
Frequenza(Hz)			9,5	571,4	9,5	571,4				7,0	571,4	7,0	952,4	2,9	952,4

Il primo tra i grafici ottenibili è il Magnitude Scalogram, questo grafico è una rappresentazione dello scalogramma in 2-D. In questo grafico troveremo sulle ascisse l'asse dei tempi (in secondi), sulle ordinate l'asse delle frequenze (in Hz) mentre il colore del grafico identifica l'intensità dell'attivazione del muscolo in base ad una scala data dai coefficienti Wavelet (Magnitude) posta sul lato destro del grafico. Osservando il grafico possiamo inoltre notare una zona grigiastra separata dal grafico da una linea tratteggiata, questa linea rappresenta il così detto 'cono di influenza'; questo cono di influenza delimita la zona al di fuori del quale gli effetti dei bordi sono significativi.

Prendiamo sempre in considerazione il soggetto in esame e rappresentiamo il Magnitude Scalogram dello stesso passo per i muscoli gastrocnemio e tibiale anteriore (come esempio abbiamo preso in considerazione l'arto destro dal momento che come abbiamo precedentemente illustrato è quello plegico):

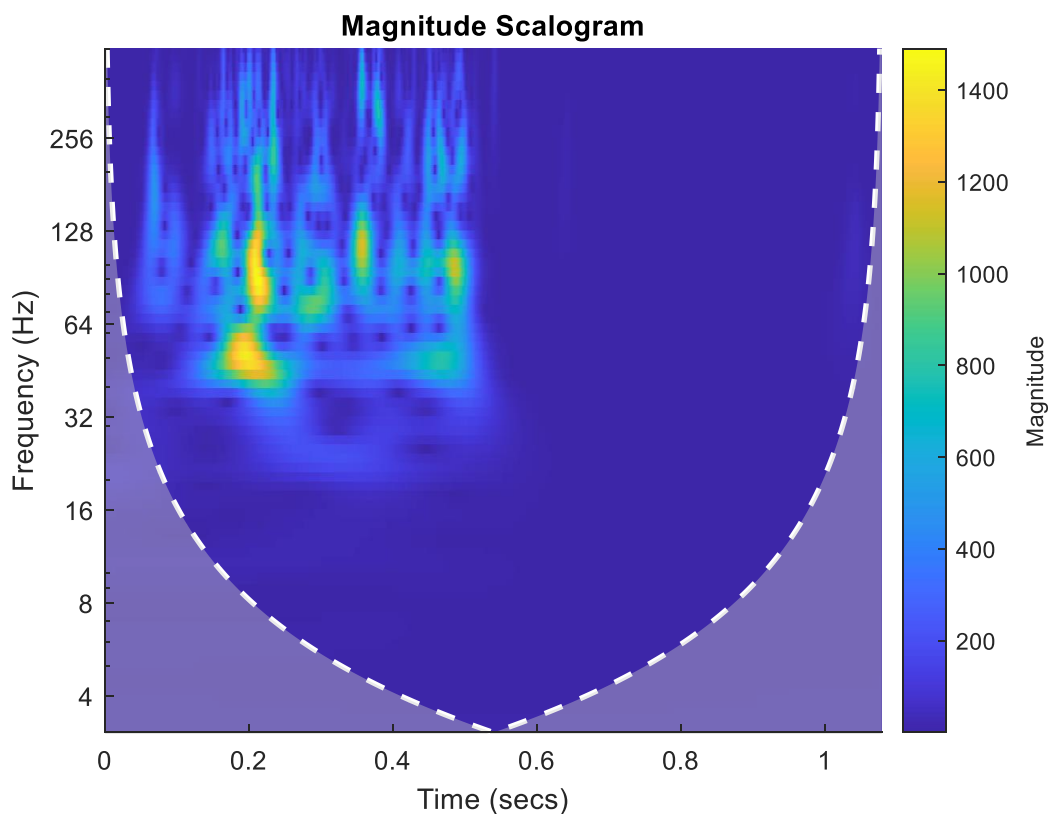


Figura 5.3. Grafico Magnitude Scalogram del gastrocnemio (passo 109).

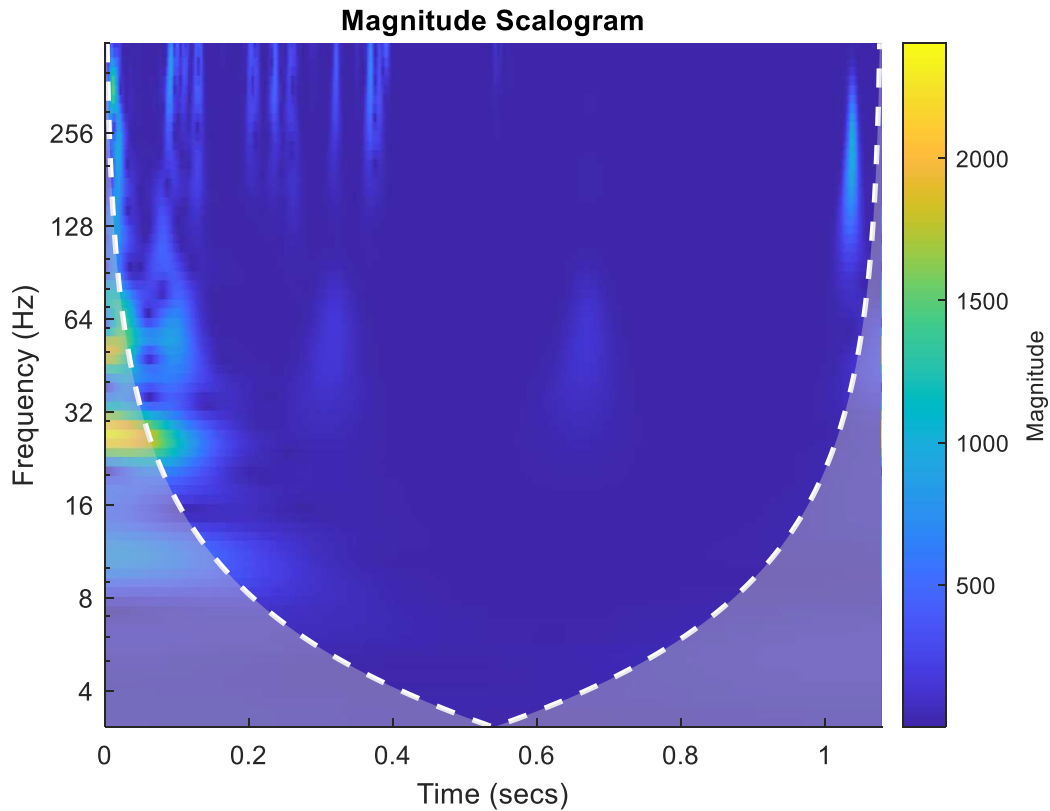


Figura 5.4. Grafico Magnitude Scalogram del tibiale anteriore (passo 109).

Il secondo grafico creato dall'algoritmo è una rappresentazione di tre finestre distinte, tutte in funzione della percentuale di GC, poste una sotto l'altra in modo da poter essere confrontate tra loro. All'interno di queste tre finestre vengo posti i grafici che rappresentano rispettivamente: il segnale basografico, un'immagine dello scalogramma 2-D e la funzione che identifica l'on/off delle attivazioni sul segnale sEMG normalizzato.

Rappresentiamo i due grafici rispettivamente gastrocnemio e tibiale anteriore delle tre finestre sopra citate (considerando lo stesso passo del piede destro del soggetto):

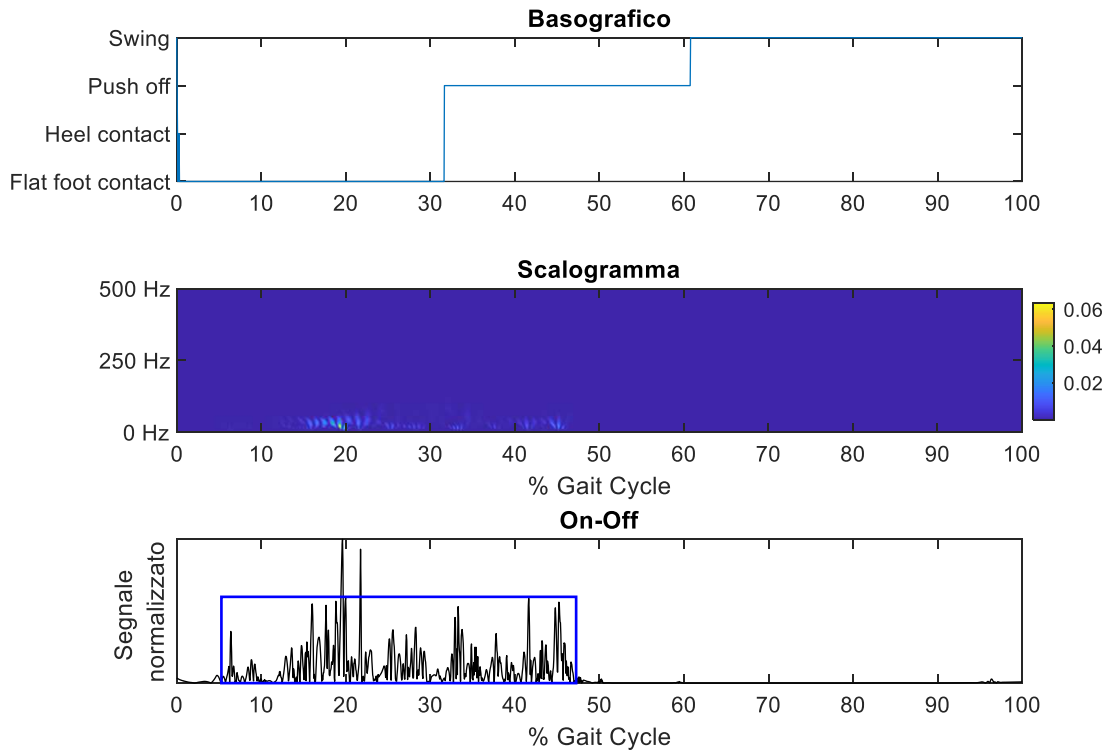


Figura 5.5. Grafici attivazione gastrocnemio in % di GC (passo 109).

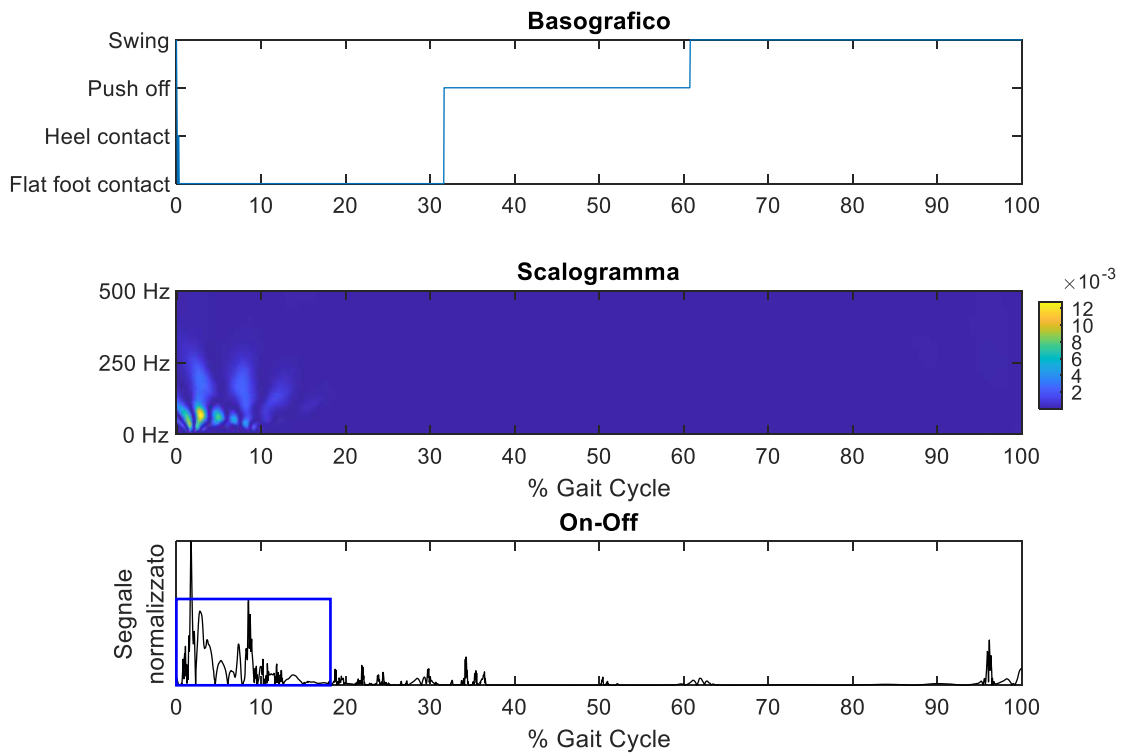


Figura 5.6. Grafici attivazione tibiale anteriore in % di GC (passo 109).

Il terzo grafico ottenibile è lo scalogramma 3-D, questo grafico come quello 2-D ha l'asse delle frequenze in Hz e l'asse delle ampiezze con i coefficienti Wavelet (utilizzando questa volta non solo il colore ma anche dei picchi veri e propri), al contrario però dell'altro grafico rappresenta l'asse dei tempi in % di GC.

Scalogramma in 3-D (%GC)

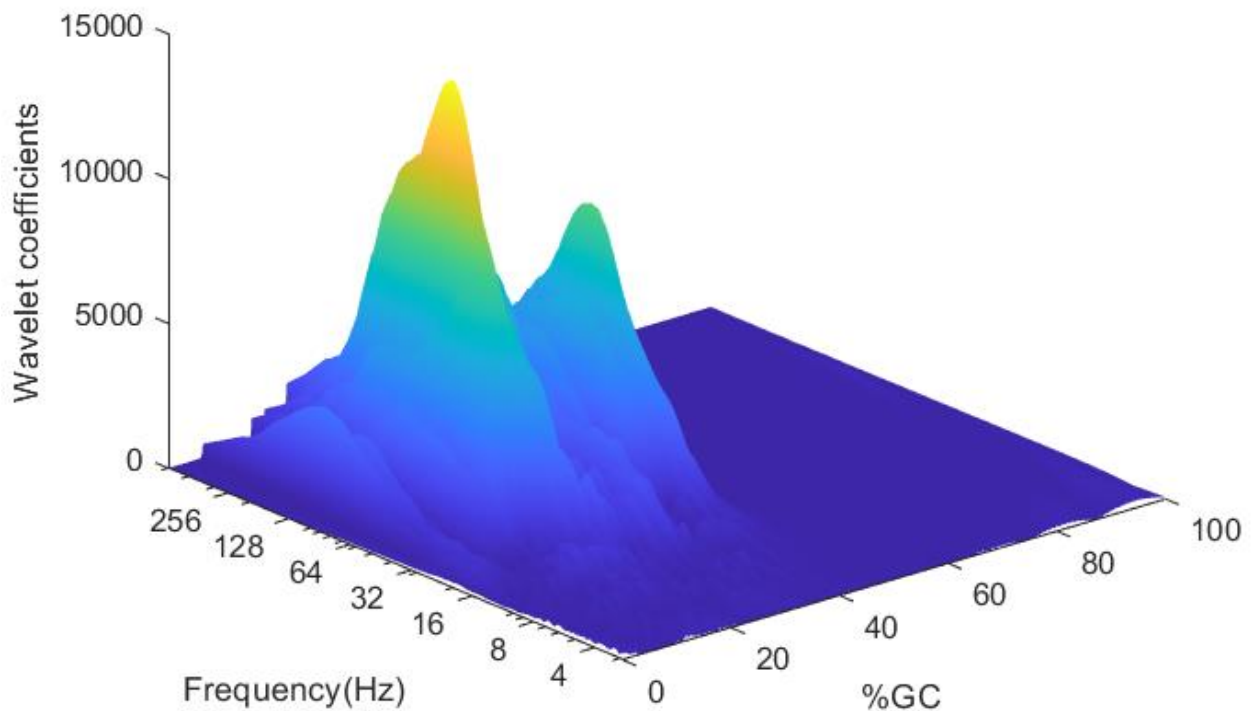


Figura 5.7. Scalogramma 3-D del gastrocnemio (passo 109).

Scalogramma in 3-D (%GC)

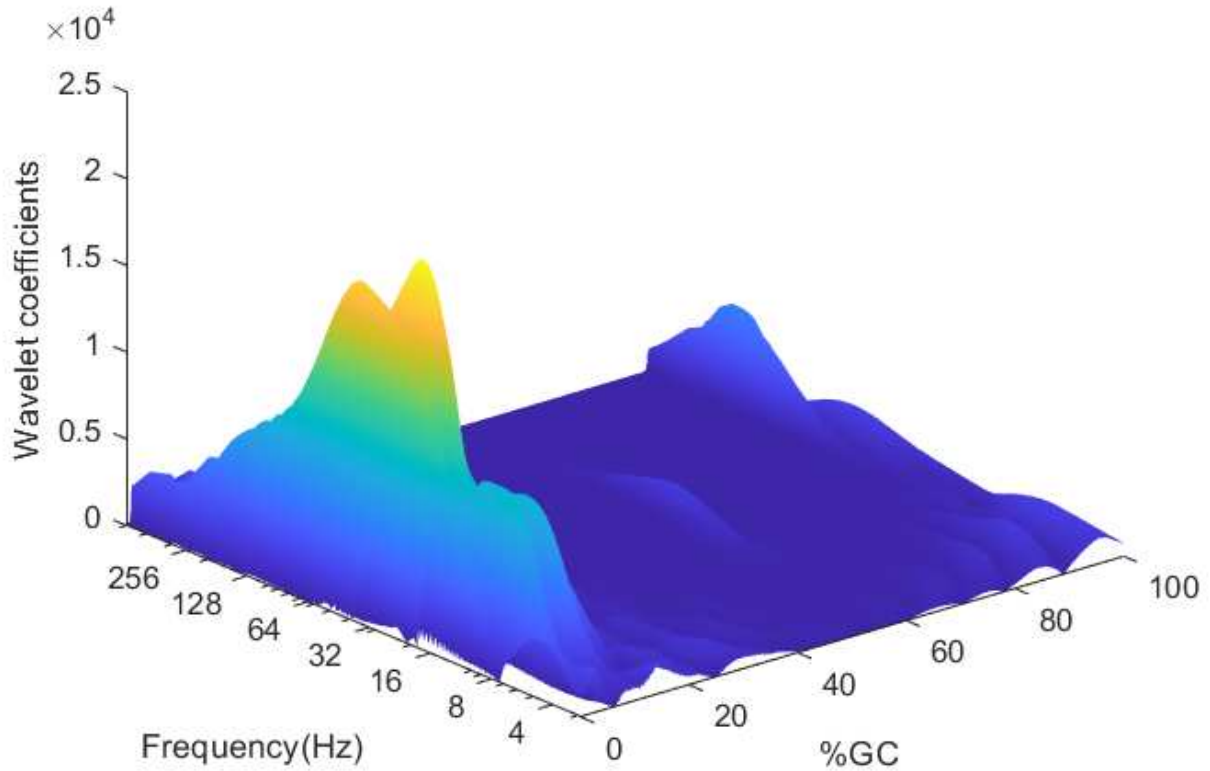


Figura 5.8. Scalogramma 3-D del tibiale anteriore (passo 109).

Infine si è ricavato il grafico Tempo-Ampiezza che rappresenta l'ampiezza del segnale, che è stata normalizzata al picco del segnale EMG nel passo considerato, in funzione del tempo (in secondi).

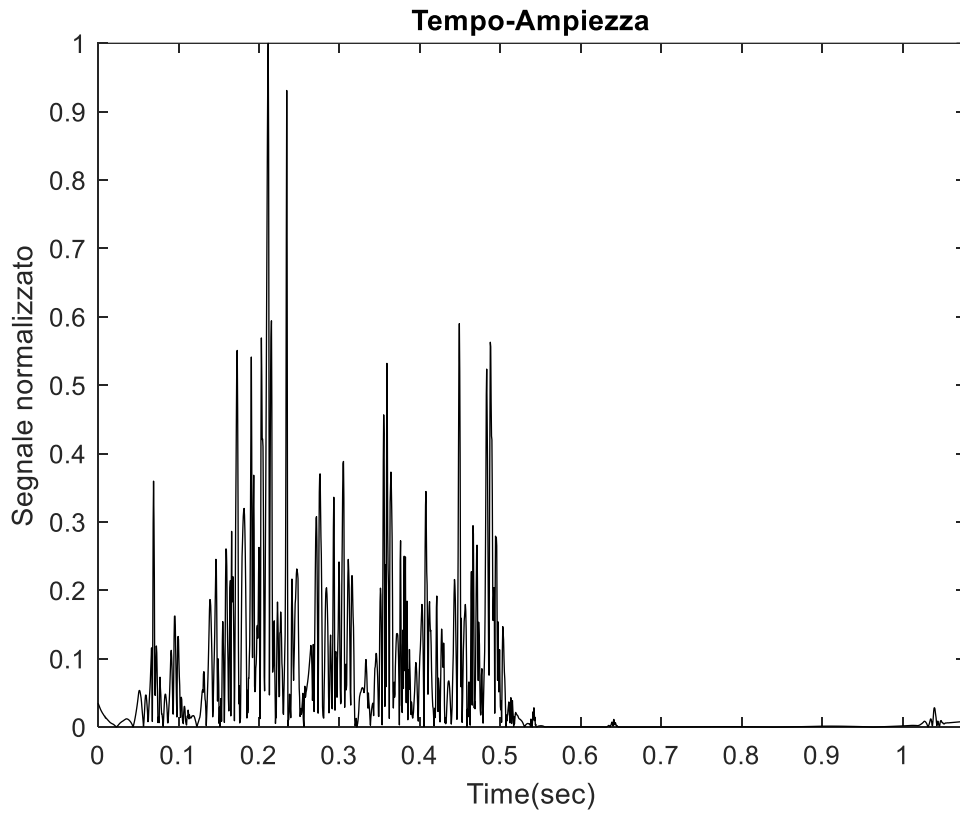


Figura 5.9. Grafico Tempo-Ampiezza del gastrocnemio (passo 109).

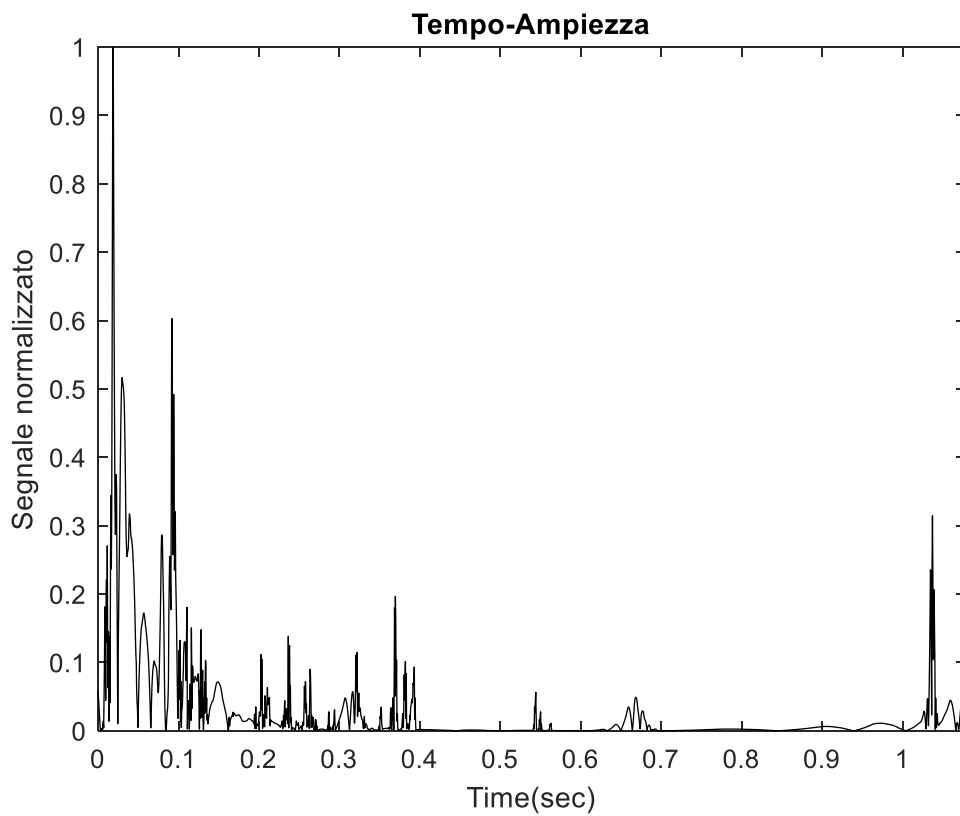


Figura 5.10. Grafico Tempo-Ampiezza del tibiale anteriore (passo 109).

Capitolo 6

Discussione e Conclusioni

Questo elaborato di tesi si è concentrato sull'ottimizzazione specifica per l'applicazione a segnali sEMG acquisiti durante il cammino di bambini affetti da paralisi cerebrale infantile emiplegica di un algoritmo recentemente proposto in letteratura [6] per stimare il contenuto contemporaneo nel dominio del tempo e nel dominio della frequenza delle attivazioni muscolari. L'idea di base dell'algoritmo consisteva nell'annullare le componenti di basso contenuto di energia del segnale, tramite l'analisi quantitativa dello scalogramma ottenuto dall'analisi Wavelet. In particolare, sono state filtrate solamente le componenti dello scalogramma minori dell'1% rispetto al valore massimo dell'energia del segnale. L'algoritmo sviluppato, oltre a pulire il segnale, consente di individuare le attivazioni temporali di un dato muscolo all'interno del ciclo del passo, e contemporaneamente di fornire un'analisi tempo-frequenza del segnale. Il presente studio si è concentrato sul tentativo di adattare questo algoritmo alla maggiore variabilità del segnale sEMG misurato durante il cammino di bambini emiplegici, lavorando sulla quantificazione del segnale di contatto piede-terreno (utile per identificare le varie fasi del passo) e sui diversi livelli di attività (il picco del segnale) e sul diverso timing dell'attivazione muscolare che caratterizza questa patologia.

Da un'analisi per ispezione visiva dei risultati dell'applicazione dell'algoritmo si può affermare che gli andamenti nel tempo delle attivazioni sono in linea con i valori riportati in letteratura [5]. Rispetto allo stato dell'arte, il valore aggiunto del presente studio consiste nel fornire anche il contenuto in frequenza di ogni singola attivazione dei principali muscoli reclutati durante il cammino nel cammino emiplegico. 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. Ha infatti permesso la localizzazione contemporanea nel tempo delle bande e in frequenza delle attivazioni muscolari e di effettuare un'ulteriore operazione di filtraggio dei segnali mediante 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 per il bambino emiplegico (né per la gamba

maggiormente affetta dalla patologia né per la controlaterale), non è possibile realizzare un confronto diretto con risultati precedenti. A supporto della qualità del lavoro svolto, comunque, si può notare come il quadro delle frequenze riportato per il lato emiplegico dei bambini emiplegici sia coerente con quello riportato in letteratura nel bambino di controllo [14], come atteso. Per il momento, si può affermare che l'algoritmo ottimizzato permette di svolgere l'analisi del cammino in maniera automatizzata tramite lo studio dei segnali basografico e sEMG, proponendo risultati conformi anche nel caso di soggetti emiplegici. Nonostante i presenti risultati siano promettenti e che l'algoritmo ottimizzato sembri lavorare in maniera efficace nella popolazione emiplegica, sarà necessario validare la presente implementazione su un'adeguata casistica sperimentali composta sia da pazienti patologici che da soggetti di controllo realizzando una analisi statistica più robusta e accurata e cercando, attraverso il confronto e la discussione con la controparte clinica, di fornire anche una interpretazione fisiologicamente credibile delle eventuali variazioni del contenuto in frequenza del segnale EMG durante il cammino emiplegico.

Bibliografia

1. P. Rosenbaum, N. Paneth, A. Leviton, M. Goldstein, M. Bax, D. Damiano, B. Dan, B. Jacobsson, "A report: the definition and classification of cerebral palsy", April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl.* 2007 Feb;109:8-14. Erratum in: *Dev Med Child Neurol.* 2007 Jun;49(6):480. PMID: 17370477.
2. B. Hagberg, G. Hagberg., "The changing panorama of cerebral palsy--bilateral spastic forms in particular. *Acta Paediatr Suppl.*", 1996 Oct;416:48-52. doi: 10.1111/j.1651-2227.1996.tb14277.x. PMID: 8997448.
3. J. Perry "Gait Analysis; Normal and Pathological Function", Slack Inc. Thorofare, NJ, USA (1992), 1-149.
4. V. Agostini et al. "Multiple gait patterns within the same Winters class in children with hemiplegic cerebral palsy", *Clin. Biomech* (2015) 30:908–914.
5. F. Di Nardo, A. Strazza, A. Mengarelli, S. Cardarelli, A. Tigrini, F. Verdini, A. Nascimbeni, V. Agostini, M. Knaflitz, S. Fioretti "EMG-Based Characterization of Walking Asymmetry in Children with Mild Hemiplegic Cerebral Palsy", *Biosensors* (2019), 9(3):82.
6. F. Di Nardo, T. Basili, S. Meletani and D. Scaradozzi, "Wavelet-Based Assessment of the Muscle-Activation Frequency Range by EMG Analysis," in *IEEE Access*, vol. 10, pp. 9793-9805, 2022, doi: 10.1109/ACCESS.2022.3141162.
7. S. Fioretti, 'ELECTROMYOGRAPHY', Slide Biomedical Engineering Bioengineering of Motor Rehabilitation, A.A. 2017/2018

8. M. R. Canal, "Comparison of Wavelet and Short Time Fourier Transform Methods in the Analysis of EMG Signals", Springer Science + Business Media, 2008
9. F. Pitolli, "Analisi Multirisoluzione e Trasformata Wavelet", Corso di Calcolo Numerico, A.A. 2007/2008
10. A. Strazza, F. Verdini, L. Burattini, S. Fioretti, F. Di Nardo, "Time-frequency analysis of surface EMG signals for maximum energy localization during gait", Elsevier B.V., 2017, *Gait & Posture* 57S, 1-40
11. G. Cioni, V. Belmonti, "Paralisi Cerebrale Infantile: Clinica", G. Sandrini e R. Dattola (Ed.) RIABIABILITAZIONE NEUROLOGICAVERDUCI Editore, 2012, vol unico, 700
12. G. Cannaviello, "Spasticità e cammino: l'importanza del laboratorio di analisi del movimento nella pianificazione del trattamento", *Speciale Salute: Disturbi del movimento*, 2019
13. C. Morbidoni, A. Cucchiarelli, S. Fioretti, F. Di Nardo, "A Deep Learning Approach to EMG-Based Classification of Gait Phases during Level Ground Walking", *Electronics*, 2019,8,894
14. V. Agostini, A. Nascimbeni, A. Gaffuri, P. Imazio, M.G. Benedetti, M. Knäflitz, "Normative EMG activation patterns of school-age children during gait", *Gait Posture*. 2010 Jul;32(3):285-9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.06.024. Epub 2010 Aug 9. PMID: 20692162.