



**UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE**

**FACOLTA' DI INGEGNERIA**

---

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

Contenuto in frequenza del segnale elettromiografico durante il cammino emiplegico

Frequency analysis of EMG signal acquired during hemiplegic walking

Relatore:

**Prof. Francesco Di Nardo**

Tesi di Laurea di:

**Teresa Basili**

Correlatore:

**Prof. Sandro Fioretti**

A.A. 2019/2020



# Indice

Introduzione .....	1
Capitolo 1: Gait Analysis .....	4
1.1 La divisione del passo .....	5
1.2 Le fasi del passo .....	6
1.3 Valutazione del controllo muscolare durante il passo .....	9
1.3.1 Il ruolo dei muscoli presi in esame .....	12
Capitolo 2: Il cammino emiplegico .....	15
2.1 La paralisi cerebrale infantile .....	15
2.1.1 Le classificazioni .....	15
2.1.2 Epidemiologia, eziologia e patogenesi .....	17
2.2 Emiplegia spastica .....	19
2.2.1 Il cammino emiplegico .....	19
Capitolo 3: Materiali e metodi .....	21
3.1 Soggetti analizzati .....	21
3.2 Acquisizione dei segnali .....	21
3.3 Analisi tempo-frequenza .....	23
3.3.1 La Short Time Fourier Transform .....	23
3.3.2 La trasformata wavelet continua .....	23
3.3.3 Wavelet denoising .....	24
3.4 Algoritmo per lo studio delle attivazioni muscolari .....	26
Capitolo 4: I risultati .....	31
4.1 Risultati della popolazione di bambini di controllo .....	31
4.2 Risultati della popolazione di bambini emiplegici .....	35

4.2.1 Lato non plegico .....	35
4.2.2 Lato plegico .....	39
Capitolo 5: Discussione dei risultati e conclusione .....	44
Bibliografia .....	47



# Introduzione

La Paralisi Cerebrale Infantile (PCI) [1][2], come definito a livello internazionale (Rosenbaum et al., 2007), descrive un ampio gruppo di disturbi neurologici che insorgono in epoca precoce per una lesione permanente ma non progressiva del cervello in via di sviluppo, che avviene prima, durante o dopo la nascita entro i primi 2-3 anni di vita. La lesione cerebrale in qualità di danno o di “mancato sviluppo” coinvolge primariamente le aree del cervello destinate al controllo del movimento e della postura; pertanto, i bambini con PC possono presentare problemi nelle abilità motorie, debolezza muscolare, rigidità, lentezza, difficoltà di equilibrio e coordinazione. I lavori epidemiologici più attendibili e recenti riportano un’incidenza di PCI di 2 su 1000 nati vivi. I principali fattori di rischio sono la prematurità e il basso peso alla nascita. Fra le forme spastiche di paralisi cerebrale infantile l’emiplegia spastica è la forma oggi più frequente. Secondo Hagberg et al. (1996) 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). 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 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. Per meglio comprendere le caratteristiche del cammino emiplegico sono state realizzate diverse classificazioni dei pattern di marcia tipici della patologia, una delle più utilizzate è quella di Winters et al. [3]. In tale classificazione si definiscono quattro principali classi osservando le peculiarità del cammino nel piano sagittale. Notiamo che le caratteristiche delle quattro tipologie di Winters descrivono un coinvolgimento più distale degli arti nelle prime due classi per poi arrivare a disturbi più prossimali e in cui l’asimmetria tra lato sano e paretico del

corpo diviene più marcata. Le classi 1 e 2 sono quelle più comuni. Nonostante le classificazioni siano utili per individuare il pattern di appartenenza tramite un'attenta ispezione, 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. In particolare, questo test fornisce anche dati essenziali al fine di caratterizzare le asimmetrie nel reclutamento degli arti inferiori durante il cammino emiplegico, risultando di notevole importanza per poter supportare medici e fisioterapisti per la diagnosi e le tecniche terapeutiche da seguire. 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. In un recente studio [4] sull'attività mioelettrica dei muscoli della caviglia di un gruppo di bambini emiplegici di tipo 1 e 2 sono state rilevate un'attività ridotta del tibiale anteriore (TA) durante l'oscillazione terminale e una mancanza di attività alla risposta al carico nel lato emiplegico (nel tipo I e II) e un'iperattivazione del gastrocnemio intorno al contatto iniziale (solo nel tipo II). Si è inoltre evidenziato [5] che il primo contatto piede-pavimento nel lato plegico avviene nella maggior parte dei casi con l'avampiede mentre nel controlaterale viene preservato il normale contatto con il tallone. I bambini emiplegici tendono ad affidarsi al lato sano per il mantenimento dell'equilibrio con una conseguente riduzione della fase di stance nel lato plegico. 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 lavoro consiste, quindi, nel non limitarsi ad un'analisi sugli istanti di attivazione (onset) e disattivazione (offset) dei segnali elettromiografici acquisiti da soggetti patologici ma di ampliare la ricerca andando a quantificare il contenuto in frequenza delle varie attivazioni muscolari fornendo un confronto con bambini non affetti dal disturbo. Per poter effettuare un confronto tra soggetti sani e soggetti patologici sono stati presi in esame quattro bambini emiplegici di tipo 1 e 2 secondo la classificazione di Winters e quattro bambini di controllo. Basandoci su studi precedenti [6], nel presente elaborato sono stati analizzati i segnali ricavati dal contatto piede-pavimento per l'individuazione delle fasi dei singoli passi. Per quantificare l'attività

muscolare, si sono analizzati i segnali elettromiografici acquisiti dai muscoli maggiormente coinvolti nel cammino umano e cioè il tibiale anteriore (TA), il gastrocnemio (GS), il retto femorale (RF), il bicipite femorale (MH). L'analisi dei segnali elettromiografici è stata effettuata mediante l'analisi tempo-frequenza che verte sull'utilizzo della Trasformata Wavelet, la quale è risultata essere, da precedenti studi [7][8][9][10], un potente approccio per l'analisi di segnali non stazionari come il segnale EMG e estremamente efficiente in diversi campi di applicazione come il denoising, il quale permette di rimuovere i contenuti del segnale di piccola ampiezza in genere associabili a rumore senza influire sul segnale. Inoltre, essa è in grado di fornire la funzione scalogramma che rappresenta il contenuto informativo del segnale EMG sia nel dominio del tempo che in quello della frequenza.

## Capitolo 1

# Gait analysis

La Gait Analysis è lo studio della deambulazione e della nostra attività locomotoria, consiste in pratica nell'osservazione e misurazione dei movimenti, della meccanica del corpo e dell'attività dei muscoli. Il movimento prodotto durante una camminata è molto complesso e richiede l'interazione fra diversi muscoli e articolazioni. L'analisi del cammino risulta fondamentale per avere un quadro completo sulla deambulazione di un soggetto in quanto restituisce dati essenziali per comprendere quanto limitante a livello motorio può essere una determinata patologia.

Durante la camminata, che ha come scopo quello di permettere lo spostamento del soggetto, le principali funzioni svolte dall'apparato locomotore sono:

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

Quando avviene l'avanzamento del corpo un arto funge da sostegno mentre l'altro si muove in avanti per raggiungere un nuovo sito di supporto, in seguito gli arti invertono il loro ruolo. Questa serie di eventi viene ripetuta da ciascun arto fino al raggiungimento della destinazione. Una singola sequenza di queste funzioni prende il nome di ciclo del passo.

## 1.1 Divisione del ciclo del passo

Il ciclo del passo [11] è definito come l'intervallo di tempo che intercorre tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede. Il cammino può essere distinto in due periodi:

- 1) **Stance**: identifica l'intero periodo durante il quale il piede è in contatto con il terreno;
- 2) **Swing**: si riferisce al tempo in cui il piede si trova sollevato per l'avanzamento dell'arto.



Figura 1 Divisione nel ciclo del passo in stance e swing

L'appoggio è suddiviso a sua volta in tre intervalli:

- il doppio appoggio iniziale che costituisce l'inizio del ciclo del passo. Rappresenta il tempo in cui entrambi i piedi si trovano a contatto con il suolo dopo il contatto iniziale e il peso corporeo è suddiviso equamente su di essi
- l'appoggio singolo che ha inizio quando il piede opposto si stacca per l'oscillazione e termina quando tocca nuovamente terra. In questo periodo il peso corporeo grava unicamente sul piede in appoggio
- il doppio appoggio terminale che ha inizio con il contatto iniziale del piede controlaterale e continua finché l'arto che era in appoggio inizialmente si solleva per l'oscillazione. In questa situazione entrambi i piedi sono in contatto con il suolo ma non si ha una suddivisione equa del peso corporeo.

La distribuzione normale dei periodi di contatto con il terreno è approssimativamente del 60% per l'appoggio e del 40% per l'oscillazione. La suddivisione temporale per le fasi

d'appoggio è del 10% per ciascun intervallo di doppio appoggio e del 40% per l'appoggio singolo.

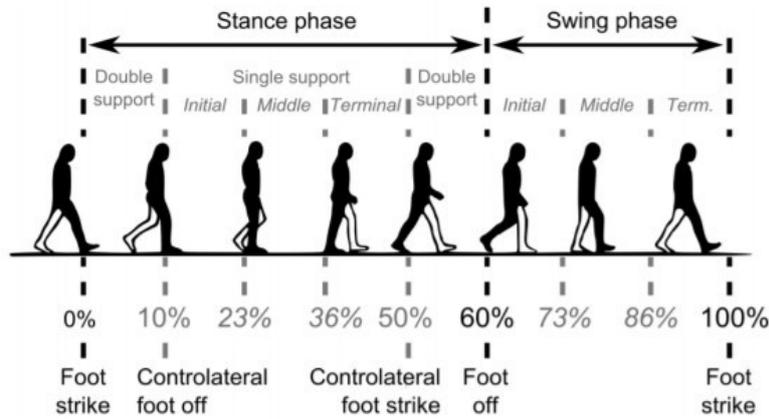


Figura 2 Divisione temporale del ciclo del passo

## 1.2 Le fasi del passo

J. Perry et al. [11] ha distinto otto fasi durante il ciclo del cammino, ognuna delle quali ha un preciso obiettivo funzionale ed è caratterizzata da uno schema di movimento sinergico per raggiungere tale obiettivo. La combinazione sequenziale delle fasi è in grado di far effettuare all'arto tre compiti di base: l'accettazione del carico, l'appoggio singolo e l'avanzamento dell'arto.



Figura 3 Suddivisione completa nel ciclo del passo nelle otto fasi

### **Accettazione del carico**

#### FASE 1: CONTATTO TALLONE

*Intervallo:* 0-2% ciclo del passo.

L'obiettivo di questa fase è la preparazione per l'appoggio del tallone. Inizia con il posizionamento dell'arto in modo da iniziare l'appoggio con il rotolamento del calcagno. Il contatto con il terreno, realizzato dal tallone, genera una brusca e momentanea forza di reazione verticale, dal momento che si verifica una caduta libera del corpo. L'allineamento della linea di forza con le articolazioni introduce instabilità alla giunzione tibiotarsica ed all'anca mentre il ginocchio è stabile

#### FASE 2: RISPOSTA AL CARICO

*Intervallo:* 0-10% ciclo del passo.

Gli obiettivi di questa fase sono l'assorbimento dell'impatto, il raggiungimento della stabilità sotto carico e la conservazione della progressione. Inizia con il rotolamento del calcagno ed il trasferimento del peso sull'arto in appoggio che avvicina l'avampiede al suolo con conseguente pressione plantare. La pressione della tibiotarsica contribuisce all'assorbimento dell'impatto, mentre la pressione del ginocchio, introdotta dall'azione dei muscoli pretibiali, è sufficiente per mantenere la stabilità necessaria per la sicurezza del carico.

### **Appoggio singolo**

#### FASE 3: APPOGGIO INTERMEDIO

*Intervallo:* 10-30% del ciclo del passo.

Gli obiettivi di questa fase sono la progressione sul piede di appoggio, il raggiungimento della stabilità dell'arto e del tronco. Questa fase inizia con il vettore di forza che modifica il proprio allineamento a livello di ogni articolazione. Man mano che l'arto ruota in avanti sul piede d'appoggio il punto critico per la stabilità dinamica si sposta dal ginocchio alla tibiotarsica, con il vettore che diventa anteriore alla tibiotarsica ed al ginocchio e posteriore rispetto all'anca. Il momento creato dalla progressione, che deriva

dall'oscillazione dell'arto controlaterale e dal rotolamento del calcagno, porta la tibiotarsica in pressione dorsale e nella fase finale, all'estensione del ginocchio.

#### FASE 4: APPOGGIO TERMINALE

*Intervallo:* 30-50% del ciclo del passo.

L'obiettivo di questa fase è la progressione del corpo oltre il piede in appoggio. Il corpo ruota anteriormente sull'avampiede, la tibiotarsica flette dorsalmente e il calcagno si solleva poiché il ginocchio ha completato l'estensione. L'avanzamento del tronco sposta il vettore in avanti verso la tibiotarsica. Alla fine dell'appoggio terminale la rotazione del complesso tibiotarsica/piede porta il ginocchio in avanti oltre il vettore, dando inizio alla sua flessione.

#### **Avanzamento dell'arto**

Inizia nella fase finale dell'appoggio (preoscillazione) necessaria per il corretto posizionamento dell'arto che successivamente oscilla attraverso tre differenti movimenti di sollevamento, avanzamento e preparazione per il successivo appoggio.

#### FASE 5: PREOSCILLAZIONE

*Intervallo:* 50-60% del ciclo del passo

L'obiettivo di questa fase è il posizionamento dell'arto per l'oscillazione. L'ampio arco di flessione del ginocchio inizia in questa fase di doppio appoggio, quando la tibiotarsica si flette plantarmente. L'avanzamento del vettore oltre le articolazioni metatarsofalangee e il trasferimento del carico da un arto all'altro liberano il piede permettendogli di ruotare determinando il sollevamento del calcagno. Questo sposta il ginocchio davanti al vettore e ne determina la flessione e l'avanzamento della coscia.

#### FASE 6: OSCILLAZIONE INIZIALE

*Intervallo:* 60-73% del ciclo del passo.

Gli obiettivi di questa fase sono il sollevamento del piede dal suolo e l'avanzamento del piede controlaterale. Il distacco delle dita segnala l'avanzamento dell'arto sollevato dal carico. La flessione del ginocchio aumenta per staccare il piede dal terreno. La flessione

plantare della tibiotarsica è parzialmente ridotta mentre la flessione dell'anca fa ruotare la coscia in avanti.

#### FASE 7: OSCILLAZIONE INTERMEDIA

*Intervallo:* 73-87% del ciclo del passo.

L'obiettivo di questa fase è l'avanzamento dell'arto. La tibiotarsica flette dorsalmente fino alla posizione neutra, l'anca continua la sua flessione mentre il ginocchio comincia ad estendersi.

#### FASE 8: OSCILLAZIONE TERMINALE

*Intervallo:* 87-100% del ciclo del passo.

Gli obiettivi di questa fase sono il completo avanzamento dell'arto e la preparazione per l'appoggio. Viene inibita l'ulteriore flessione dell'anca mentre il ginocchio continua ad estendersi fino alla sua posizione neutra. La tibiotarsica rimane in posizione neutra.

### 1.3 Valutazione del controllo muscolare durante il passo

#### **Controllo muscolare nella fase di stance**

Durante la fase di stance, i muscoli responsabili della stabilità in carico, dell'assorbimento degli urti dovuti all'impatto al suolo e della progressione sono gli estensori. Tali muscoli seguono una sequenza d'azione che inizia nell'oscillazione terminale e continua per tutto l'appoggio terminale.

#### *Oscillazione terminale e contatto iniziale*

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

dei quattro vasti. La riattivazione dei muscoli pretibiali posiziona il piede per la successiva azione di rotolamento del calcagno.

#### *Risposta al carico*

L'azione dei muscoli pretibiali raggiunge il picco di intensità nella parte iniziale della risposta al carico con lo scopo di frenare la velocità di flessione plantare passiva della tibiotarsica. Questo comporta il rotolamento del calcagno e la flessione del ginocchio per l'assorbimento dell'impatto. L'azione dei quattro vasti, rivolta a limitare la flessione del ginocchio e ad assicurare una stabile accettazione del carico, aumenta rapidamente fino a raggiungere il picco di intensità. Una volta contrastata la flessione del ginocchio, i muscoli vasti si rilasciano rapidamente.

#### *Appoggio intermedio e appoggio terminale*

Il muscolo vasto presenta una breve attivazione durante la parte iniziale dell'appoggio intermedio, per controllare l'estensione del ginocchio. Si registra l'attivazione del soleo il cui picco si ha in prossimità della fine dell'appoggio terminale, in risposta a due richieste: il vettore del corpo avanza fino all'avampiede creando un elevato momento dorsiflessorio che deve essere contrastato per mantenere la stabilità in carico; in secondo luogo, il distacco del tallone richiede un forte momento plantar-flessorio per sostenere il peso del corpo. L'azione del muscolo soleo cessa rapidamente non appena l'arto controlaterale tocca il terreno. L'attivazione del gastrocnemio segue rapidamente quella del soleo ed il suo incremento in intensità è analogo.

#### **Controllo muscolare nella fase di swing**

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

#### *Preoscillazione*

Nella preoscillazione il muscolo adduttore lungo si attiva per contrastare il momento abduzionale dell'anca, creato dallo spostamento del peso corporeo sull'altro arto.

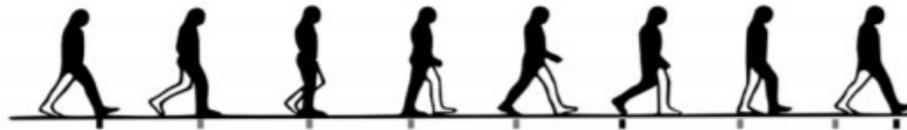
Successivamente nella fase finale della preoscillazione avviene l'attivazione del retto femorale, infatti il suo ruolo consiste nella decelerazione dell'eccessiva flessione del ginocchio e nella flessione dell'anca per favorire l'avanzamento dell'arto. Con l'inizio del doppio appoggio, il vettore di forza avanza oltre le articolazioni metatarsofalangee, liberando il piede. Ciò permette all'energia potenziale dell'arto di trasformarsi in energia cinetica e favorire il movimento della tibia, generando la flessione del ginocchio e ruotando ulteriormente la coscia in avanti. In questa fase si fa sentire la tensione residua del tricipite che aumenta la flessione del ginocchio, aumentando l'avanzamento della tibia e del piede verso il punto di contatto. Questa moderata forza di flessione plantare viene contrastata dall'azione dorsiflessoria dei muscoli pretibiali, che aumenta rapidamente di intensità sollevando il piede dalla sua precedente posizione in flessione plantare.

#### *Oscillazione iniziale*

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

#### *Oscillazione intermedia*

Nell'ultima fase si verifica una significativa riduzione dell'attività dei flessori dorsali della tibiotarsica, l'unico muscolo dell'anca ad essere ancora attivo è il gracile. Spesso i muscoli non manifestano attività nell'oscillazione intermedia perché il momento generato dall'azione muscolare nell'oscillazione iniziale è sufficiente per concludere la sospensione dell'arto.



	Stance phase						Swing phase		
	Double support	Simple support			Double support				
		Initial	Middle	Terminal		Initial	Middle	Ter.	
ILIACUS						█			
SARTORIUS						█			
GRACILIS	█					█			
RECTUS FEMORIS	█				█			█	
ADDUCTOR LONGUS			█						
VASTI	█								
GLUTEUS MAXIMUS	█							█	
GLUTEUS MEDIUS	█							█	
BICEPS FEMORIS	█							█	
TIBIALIS ANTERIOR	█					█			
EXTENSOR DIGITROUM LONGUS	█				█				
GASTROCNEMIUS		█							
SOLEUS		█							
FLEXOR HALLUCIS LONGUS			█						
TIBIALIS POSTERIOR		█							
PERONEUS LONGUS			█						

Figura 4 Rappresentazione delle attivazioni muscolari del ciclo del passo. Le barre grigie indicano il periodo in cui il muscolo è attivo.

### 1.3.1 Il ruolo dei muscoli presi in esame

Si è appena visto quanto il ruolo dei muscoli sia fondamentale per il completamento di un passo. Andiamo ora ad analizzare nel dettaglio i muscoli che sono stati presi in esame in questo lavoro delineando i loro normali tempi di attivazioni durante il ciclo del passo e la loro particolare funzione.

- *Retto femorale*: fa parte dei muscoli anteriori della coscia e è uno dei quattro muscoli del quadricipite femorale. La sua contrazione inizia nella parte finale della preoscillazione (56 % ciclo del passo) e continua per tutta la fase di oscillazione iniziale (70 %), collabora, infatti all'estensione della gamba dell'arto nell'azione di spinta posteriore e permette la flessione della coscia per il sollevamento dell'arto in avanti. Nella fase di oscillazione terminale e di risposta

al carico l'azione del retto femorale serve a stabilizzare l'articolazione dell'anca per ridurre i traumi causati dall'impatto del tallone sul terreno.



*Figura 5 posizione anatomica retto femorale*

- *Tibiale anteriore*: fa parte dei muscoli anteriori della gamba. La sua attivazione inizia nella fase finale della preoscillazione (56% ciclo del passo) per poi intensificarsi durante l'oscillazione iniziale per effettuare il sollevamento del piede. Nel contatto iniziale il tibiale anteriore stabilizza l'articolazione tibiotarsica frenando la velocità di flessione plantare passiva e consentendo la progressione durante la risposta al carico.



*Figura 6 posizione anatomica del tibiale anteriore*

- *Gastrocnemio*: è un muscolo situato nella parte posteriore della gamba. Con la sua azione flette plantarmente l'articolazione della caviglia e collabora alla flessione del ginocchio, la sua attività si registra nella fase di appoggio terminale tra il 29% e il 50% del ciclo del passo.



Figura 7 posizione anatomica del gastrocnemio

- *Bicipite femorale*: fa parte dei muscoli ischio-crurali. Si attiva nella parte finale dell'oscillazione intermedia (82% del ciclo del passo), con un picco nella parte iniziale dell'oscillazione terminale (92%) per controllare la flessione dell'anca. La sua azione di flessione del ginocchio ne impedisce l'eccessiva iperestensione dovuta al momento della tibia sul femore che ha terminato l'estensione. Successivamente l'attività degli ischiocrurali si riduce rimanendo però attivi per tutta la durata della risposta al carico (10%) fornendo una forza di bilanciamento.

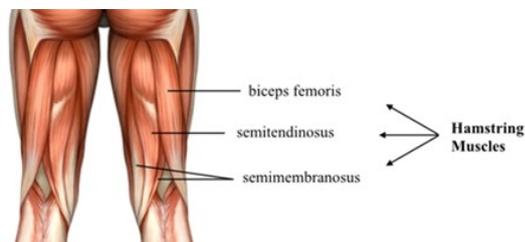


Figura 8 posizione anatomica del bicipite femorale

## Capitolo 2

# Il cammino emiplegico

### 2.1 Paralisi cerebrale infantile

La Paralisi Cerebrale Infantile (PCI) [1] è una condizione clinica di difficile definizione forse a causa della grande varietà di condizioni che tradizionalmente gli vengono associate. Nel 1964 Bax pubblica la seguente definizione “la paralisi cerebrale è un disordine del movimento e della postura dovuta a un difetto o lesione del cervello immaturo”, questa definizione scaturì diverse critiche legate alla sua efficacia e esaustività in quanto molti ritennero fosse troppo sintetica. Oggi, la definizione divenuta di riferimento è: La paralisi cerebrale descrive un gruppo di disturbi permanenti dello sviluppo del movimento e della postura, che causano limitazione dell'attività, attribuiti a disturbi non progressivi che si sono verificati nel cervello fetale o immaturo in via di sviluppo. I disturbi motori della PC sono spesso accompagnati da disturbi della sensazione, percezione, cognizione, comunicazione e comportamento, dall'epilessia e da problemi muscoloscheletrici secondari (Rosenbaum et al, 2007). La PCI racchiude quindi un insieme di disturbi “dello sviluppo” che coinvolgono principalmente le funzioni motorie. Queste condizioni sono definite “permanenti” in quanto durano tutta la vita ma “non progressive” ciò specifica un importante elemento di diagnosi differenziale rispetto a tutti i disturbi neurologici del bambino in cui c’è una seppur lenta evoluzione della patologia cerebrale.

#### 2.1.1 Le classificazioni

La storia delle classificazioni [1] è piuttosto complessa, tuttavia risulta utile distinguere due grandi filoni di pensiero che l’hanno alimentata tutt’ora esistenti: da una parte quelle diagnostiche e dall’altra quelle riabilitative. Tra le classificazioni diagnostiche la

più popolare e ad oggi ancora la più diffusa è quella svedese di Hagberg (Hagberg et al, 1975). Essa distingue le PCI in tre macro-gruppi in base al disturbo motorio prevalente, ovvero alla tipologia dei segni neurologici (tono muscolare, riflessi, coordinazione, equilibrio): le forme spastiche, le forme distonico-discinetiche e le forme atassiche.

1. *Le forme spastiche* sono suddivise in base alla distribuzione topografica della paralisi e della spasticità. I termini tradizionali "emiplegia", "diplegia" 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.
2. *Le forme distonico-discinetiche* sono invece distinte in "distoniche" e "corco-atetoidi" in base alla prevalenza di distonie posturali, nelle prime, o di movimenti involontari parassiti, nelle seconde.
3. *Le forme atassiche* sono infine: l'"atassia congenita semplice" corrispondente alla maggior parte delle atassie congenite non progressive (in genere dovute a malformazioni cerebellari), e la "diplegia atassica", in cui concomitano elementi paretico-spastici agli arti inferiori con un'atassia prevalentemente posturale e della marcia.

Tra gli schemi di classificazione legati al cammino il primo è quello di Winters del 1987 che ha proposto la prima classificazione cinematica del cammino spastico limitata all'emiplegia. Winters [3] distingue quattro tipi di emiplegia basandosi sulla cinematica angolare delle tre principali articolazioni dell'arto inferiore plegico, viste sul piano sagittale.

- *Il tipo 1* di Winters è caratterizzato da caduta del piede, ovvero dalla mancata dorsiflessione della caviglia in fase di swing per deficit del tibiale anteriore e/o eccesso di attività fuori fase dei muscoli plantiflessori.
- *Il tipo 2* presenta sia caduta del piede in sospensione come il tipo precedente sia ridotta dorsiflessione durante la fase di appoggio, da contrattura o retrazione dei plantiflessori (soleo e gastrocnemio).

- *Il 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 swing terminale e di stance).
- *Il tipo 4* è il più grave e coinvolge anche l'anca, limitata soprattutto nella sua estensione in fase di stance terminale con conseguente aumento dell'antiversione di bacino.

Tuttavia, la classificazione effettuata da Winters presenta diversi limiti che sono invece superati nella classificazione proposta da Rodda e Graham del 2001. Essa include sia pattern unilaterali (emiplegici) sia bilaterali (displegia), aggiunge un pattern con l'iperestensione al ginocchio e l'analisi su piani diversi dal sagittale. Per quanto riguarda il caso emiplegico sono individuati cinque tipi, simili ai quattro proposti da Winters con sdoppiamento del tipo due in 2A, ovvero solo equinismo, e 2B ovvero equinismo e iperestensione del ginocchio.

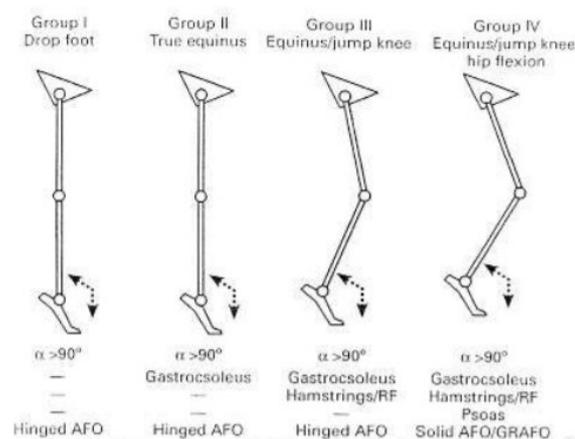


Figura 9 Classificazione di Winters

## 2.1.2 Epidemiologia, eziologia e patogenesi

La prevalenza di PCI varia molto in base alla geografia e al periodo storico in esame. È più alta nei Paesi in via di sviluppo, mentre nei Paesi industrializzati ha visto una progressiva riduzione nel secondo dopoguerra, per toccare il minimo negli anni '60-'70 e poi di nuovo aumentare nei 70-'80. Attualmente si attesta intorno a 2 per mille nati

vivi (anche in Italia), facendo della PCI la principale causa di disabilità motoria grave in età pediatrica. Alcune popolazioni di neonati sono a rischio particolarmente alto: l'incidenza infatti aumenta di 70 volte nei neonati di peso <1500 g. per lo più pretermine di alto grado (sotto le 31 settimane di età gestazionale). Proprio l'incremento numerico e la maggiore probabilità di sopravvivenza dei nati pretermine sembrano i principali responsabili dell'aumento della prevalenza di PCI a partire dagli anni '80. Ciò si riflette anche in un cambiamento nella distribuzione fra le diverse forme cliniche con una riduzione delle tetraparesi spastiche e distoniche legate a gravi e diffuse sofferenze neonatali (infezioni connatali, asfissie, traumi da parto, ittero) e un aumento delle diplegie ed emiplegie da lesione della sostanza bianca profonda, tipiche del nato pretermine. Attualmente le forme spastiche sono circa l'80% delle PCI, le discinetiche il 10-15% e le atassiche il 5-10%. Fra le spastiche, il primo posto tocca all'emiplegia che costituisce il 38% delle PCI, il secondo alla diplegia con il 32% e il terzo, alla tetraplegia che interessa solo il 7% (Himmelman et al., 2010)[1]. Nonostante nella maggior parte dei casi la Paralisi Cerebrale è dovuta ad una lesione del Sistema Nervoso Centrale in fase fetale e neonatale sono stati riscontrati alcuni casi di lesione cerebrale dopo il periodo neonatale e prima dei 2-3 anni di vita. A seconda del periodo in cui avviene la lesione I fattori determinanti possono essere classificati in pre-natali, peri-natali e post-natali, sono riportate di seguito alcune cause di Paralisi Cerebrale.

- Prenatali:
  - Infezioni intrauterine materne
  - Agenti tossici e teratogeni
  - Complicanze placentari
  - Malformazioni congenite
- Perinatali o Neonatali
  - Prematurità (<32 settimane)
  - Basso peso alla nascita (<2500gr)
  - Ritardo di accrescimento intrauterino
  - Emorragia intracranica
  - Sepsi
  - Ipossia e Bradicardia

- Iperbilirubinemia
- Postnatali
  - Emorragia endocranica
  - Coagulopatie
  - Traumi
  - Infezioni

## 2.2. Emiplegia spastica

L'emiplegia è la forma di PCI oggi più frequente [1], è una condizione patologica caratterizzata da una perdita completa dell'attività motoria volontaria di una metà del corpo. Essa è determinata da lesioni dei fasci nervosi piramidali (attraverso i quali vengono condotti gli impulsi nervosi della motilità volontaria) ed in particolare da lesioni localizzate nei centri nervosi sottocorticali e nella capsula interna del cervello, ove tali fasci si raccolgono e quindi una lesione anche di limitata estensione può determinare un danno molto esteso. In seguito al normale decorso dei fasci nervosi piramidali che si incrociano in corrispondenza del bulbo, la lesione localizzata in un emisfero cerebrale determina la paralisi dei muscoli del lato opposto. In questo lavoro sono stati presi in esame soggetti affetti da questa patologia, l'emiplegia spastica in seguito a Paralisi Cerebrale Infantile ponendo tutta l'attenzione sulle caratteristiche del cammino prodotto dai bambini affetti.

### 2.2.1 Il cammino emiplegico

Per la caratterizzazione del cammino emiplegico risulta molto importante la classificazione di Winters et al. [3] la quale analizza i modelli di deambulazione più frequenti nei bambini e nei giovani adulti emiplegici. Tale classificazione è trattata nel paragrafo 2.1.1. I tipi 1 e 2 di Winters [3] sono state le forme emiplegiche più ampiamente studiate. In un recente studio [4] sull'attività mioelettrica dei muscoli della caviglia di un gruppo di bambini emiplegici di tipo 1 e 2 sono state rilevate differenze

significative del lato plegico rispetto al cammino classico: un'attività ridotta del tibiale anteriore (TA) durante l'oscillazione terminale e una mancanza di attività alla risposta al carico nel lato emiplegico (nel tipo I e II) e un'iperattivazione del gastrocnemio intorno al contatto iniziale (solo nel tipo II). Successivi studi [5] hanno riportato, per quanto riguarda il primo contatto piede-pavimento per il lato plegico, che esso avviene nella maggior parte dei casi con l'avampiede, in percentuale minore con il tallone e in rari casi con contatti diversi. Nonostante prevalga il contatto iniziale con l'avampiede non è possibile identificare un unico comportamento standard. A differenza del lato plegico, il piede controlaterale atterra in percentuale maggiore con il tallone rispettando la normale sequenza di fasi del passo (contatto iniziale con il tallone, contatto piede piatto, spinta e oscillazione). Quindi nella gamba controlaterale il bilanciamento del tallone è generalmente preservato anche nei passi in cui il piede plegico ha adottato un contatto con l'avampiede. Nei bambini emiplegici il mantenimento dell'equilibrio durante la deambulazione viene effettuato principalmente dal piede controlaterale non plegico. Possiamo infatti notare durante le fasi del passo una significativa riduzione della fase di appoggio nella gamba plegica e un incremento della fase di swing rispetto alla gamba controlaterale la cui fase di appoggio è più lunga anche rispetto al normale ciclo del passo.

## Capitolo 3

# Materiali e metodi

### 3.1 Soggetti analizzati

In questo lavoro è stata presa in esame una popolazione di 8 bambini di età scolare compresa tra i 5 e i 13 anni di cui 4 bambini sono non patologici e 4 bambini sono affetti da emiplegia destra o sinistra di tipo 1 e 2 secondo la classificazione di Winters [3]. I dati sull'andatura dei bambini emiplegici sono stati presi da studi retrospettivi eseguiti presso Laboratorio di Gait Analysis dell'Ospedale Santa Croce di Moncalieri (TO), Italia [12][4]. Nella tabella di seguito sono riportati i dati relativi ai bambini patologici.

<i>ID</i>	<i>Tipo Winters</i>	<i>Lato emiplegia</i>	<i>Sesso</i>	<i>Età</i>	<i>Peso (cm)</i>	<i>Altezza (kg)</i>
1	2	SN	M	11	135	40
2	2	DX	F	9	131	26
3	1	DX	M	8	132	30
4	2	SN	M	7	127	30

### 3.2 Acquisizione del segnale

#### Segnale basografico

Per la registrazione del segnale basografico sono stati utilizzati dei sensori costituiti da un interruttore a membrana delle dimensioni di 11x11x0,5mm posto all'estremità di una striscia di materiale plastico flessibile e isolante. All'estremità opposta è applicato un

connettore, necessario per il collegamento al preamplificatore / decoder. Gli interruttori a pedale vengono applicati in tre zone: tallone (T), prima (M) e quinta (L) testa metatarsale consentendo quindi di raccogliere i dati relativi alle fasi di contatto piede-pavimento. Il segnale basografico riporta le otto fasi del ciclo del passo che solitamente sono ridotte e quattro: Heel strike (T), Foot contact (T-L, T-M, T-L-M), Push-off (L, M, L-M) e Swing (-).

### **Segnale elettromiografico (EMG)**

Il segnale EMG è stato registrato mediante l'utilizzo di elettrodi di superficie applicati sul tibiale anteriore (TA), sulla testa laterale del gastrocnemio (GL), sul retto femorale (RF) e sui muscoli posteriori della coscia (LH) secondo le linee guida indicate da Winter [13]. Sono state utilizzate sonde a differenziale singolo costituite da dischi di Ag (argento) (fabbricate da: DemItalia, diametro:4mm, distanza interelettrodo: 12mm, guadagno: 1000, filtro passa-alto: 10Hz, 2 poli). Il segnale EMG è stato amplificato e filtrato passa-basso dal sistema di registrazione (450Hz, 6 poli). La presenza di crosstalk, interferenza che si ha quando vengono registrati i segnali EMG provenienti dai muscoli adiacenti a quello monitorato, è stata controllata mediante ispezione visiva. Si sospettava crosstalk quando due muscoli della stessa sezione dell'arto mostravano un'attività simultanea con la stessa ampiezza. In questo caso sono state utilizzate sonde differenziali doppie per migliorare la selettività spaziale. Il segnale in uscita dalle sonde differenziali doppie è stato confrontato con quello proveniente dalla sonda differenziale singola: se l'ampiezza del segnale DD era significativamente bassa, l'interferenza dovuta al crosstalk era confermata e il segnale veniva scartato. Le sonde differenziali doppie utilizzate sono tre sonde a barra (diametro: 1mm, lunghezza: 10mm, distanza interelettrodo: 10mm) con guadagno e proprietà di filtraggio uguali a quelle singole. Il segnale è stato campionato con frequenza di campionamento a 2000Hz e convertito in 12bit.

Una volta applicati i sensori i bambini sono stati fatti camminare, alla loro normale andatura in modo da garantire la ripetibilità dei dati, avanti e dietro lungo un percorso rettilineo di 10m per 2,5min.

## 3.3 Analisi tempo-frequenza

### 3.3.1 La Short Time Fourier Transform

La Fast Fourier Transform (FFT) è stata introdotta nel secondo ventennio dell'800 da Joseph Fourier, essa permette di estrarre la componente spettrale di un segnale trasformandolo dal dominio del tempo al dominio della frequenza. Tuttavia la FFT non consente di ottenere alcuna informazione sulla localizzazione temporale delle componenti in frequenza del segnale. Per cui risulta un valido metodo di analisi in frequenza per segnali stazionari ma non risulta adeguata per l'analisi di quei segnali le cui componenti in frequenza variano nel tempo. Questo tipo di segnali sono definiti non-stazionari come sono ad esempio i segnali biologici tra cui il segnale elettromiografico. Questo limite della FFT è stato superato nel 1946 da Dennis Gabor il quale introdusse il concetto di Short Time Fourier Transform (STFT). L'idea alla base è quella di suddividere il segnale in finestre all'interno delle quali il segnale viene considerato approssimativamente stazionario e per ogni finestra viene calcolata la FT fino a percorrere tutto il segnale. La scelta della più appropriata lunghezza della finestra potrebbe essere critica. Ci sono due problemi principali legati alla STFT [7]: la selezione di una lunghezza di finestra ottimale per segmentare il segnale al fine di contenere molte caratteristiche differenti non è possibile, il secondo problema consiste nel giusto compromesso tempo-frequenza, infatti accorciare la lunghezza del segnale per migliorare la risoluzione nel tempo ridurrà la risoluzione in frequenza. Accorciare la lunghezza della finestra potrebbe anche comportare la perdita delle basse frequenze che non risultano più completamente incluse nel segmento di segnale. Quindi se la finestra si fa più piccola per migliorare la risoluzione nel tempo, la risoluzione in frequenza si degrada e viceversa.

### 3.3.2 la trasformata wavelet continua

Nell'analisi Wavelet si ha a disposizione una vasta varietà di funzioni, ma la stessa famiglia di funzioni è costituita da versioni dilatate e traslate della funzione base

chiamata wavelet madre. Questo concetto porta alla definizione dell'equazione per la trasformata Wavelet continua (CWT):

$$W(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{|a|}} \varphi * \frac{(t-b)}{a} dt$$

dove  $a$  è definito parametro di scala, il quale misura il grado di compressione o dilatazione e  $b$  parametro di traslazione che determina la localizzazione nel tempo della wavelet. Se  $|a| < 1$  [8], l'equazione rappresenta la versione compressa (supporto più piccolo nel dominio del tempo) della wavelet madre e corrisponde principalmente alle frequenze più alte. Quindi le wavelet hanno una larghezza temporale adattata alle loro frequenze. Questa è la ragione del successo della trasformata wavelet nell'elaborazione del segnale e nell'analisi tempo-frequenza. Si può notare che la risoluzione delle wavelet su scale diverse varia nei domini del tempo e della frequenza come governato dal principio di indeterminazione di Heisenberg. Su larga scala, la risoluzione è grossolana nel dominio del tempo e buona nel dominio della frequenza. Man mano che la scala diminuisce, la risoluzione nel dominio del tempo diviene più fine mentre quella nel dominio della frequenza diviene più grossolana. I coefficienti Wavelet,  $W(a,b)$ , descrivono la correlazione tra la forma d'onda del segnale e la wavelet madre a varie traslazioni e scale: le similarità tra la forma d'onda e la wavelet a una data combinazione di scala e posizione,  $a, b$  [7]. Se la funzione wavelet è scelta in maniera appropriata, è possibile ricostruire la forma d'onda originale a partire dai coefficienti wavelet [7].

### 3.3.3. Wavelet denoising

Un'applicazione della trasformata Wavelet è il Denoising, un algoritmo che permette l'eliminazione del rumore dal segnale. Tale metodo si compone di tre passaggi principali: la decomposizione del segnale, l'applicazione di una soglia e la ricostruzione del segnale. In questo lavoro l'algoritmo di denoising è stato implementato usando MATLAB Wavelet toolbox.

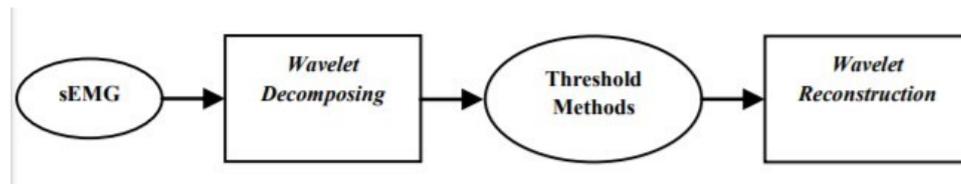


Figura 10 schema a blocchi per l'algoritmo di denoising

Generalmente per il denoising di segnali biomedici vengono utilizzate come wavelet le Daubechies e le Meyer ortogonali, la scelta della funzione wavelet deve essere tale che la sua forma sia il più possibile simile a quella dei MUAP [7]. A tal fine si è scelto di utilizzare nello sviluppo dell'algoritmo la Daubechies 6 (db6).

### **Decomposizione Wavelet**

La trasformata Wavelet decompone un segnale in molte componenti multi-risoluzione in accordo con la funzione wavelet. Il segnale EMG originale viene fatto passare attraverso un filtro passa-basso e un filtro passa-alto (i coefficienti dei filtri dipendono dal tipo di funzione wavelet scelta) per ottenere un sottoinsieme di coefficienti di approssimazione e un sottoinsieme di coefficienti di dettaglio al primo livello [9]. Per ottenere i sottoinsiemi a risoluzione multipla si ripete tale trasformazione. Questo processo viene iterato fino ad ottenere il livello finale desiderato, in questo studio si è scelto di decomporre il segnale fino al livello 8.

### **Metodo a soglia**

Supponiamo che la seguente equazione rappresenti un modello semplice di segnale EMG:

$$f(t)=s(t)+n(t)$$

dove  $s(t)$  e  $n(t)$  sono rispettivamente il segnale EMG e il rumore [7]. L'energia del segnale originale  $s(t)$  viene efficacemente catturata trasformando i valori la cui ampiezza è maggiore di una soglia,  $T_s > 0$ . I valori di trasformazione del segnale di rumore hanno le grandezze che si trovano al di sotto di una soglia di rumore  $T_n$ , soddisfano  $T_n < T_s$ . Quindi, il rumore in  $f(t)$  può essere rimosso impostando la soglia della sua trasformazione. Tutti

i valori della sua trasformata la cui grandezza è inferiore alla soglia di rumore  $T_n$  sono posti pari a 0.

### 3.4 Algoritmo per la stima delle attivazioni muscolari

L'algoritmo per l'analisi dei segnali acquisiti è stato scritto in ambiente Matlab e è stato applicato ad ogni soggetto, quindi sia nel caso dei bambini di controllo sia nel caso dei bambini affetti da emiplegia. Nei paragrafi seguenti viene descritto il codice passo per passo facendo riferimento al caso specifico del bambino patologico.

#### **Caricamento dei segnali**

I segnali relativi a ciascun paziente si presentano nel formato .sig e per il loro caricamento è stata utilizzata una specifica funzione "Read\_STEP32\_sig" la quale restituisce una matrice (s) che contiene i dati relativi ai segnali EMG organizzati in righe e un'intestazione (header) con tutte le informazioni relative al paziente e al segnale. Questa funzione ne richiama un'altra al suo interno per leggere l'intestazione, Read\_STEP32\_HeaderSig. Per rendere più agevole il trattamento dei dati, ogni riga della matrice s è stata assegnata ad una variabile che specifica a quale muscolo fa riferimento il segnale EMG. Per fare ciò ci si è basati sulle informazioni contenute nell'header.

#### **Elaborazione del segnale basografico**

Il segnale proveniente dal contatto piede-pavimento è stato elaborato al fine di individuare i singoli passi e le fasi del ciclo del passo, in particolare la fase di stance e la fase di swing.

Inizialmente è stato calcolato il range in ampiezza del segnale e successivamente è stato suddiviso in otto livelli relativi alle otto fasi del ciclo del passo.

Generalmente si tende a suddividere il segnale in quattro livelli: Heel strike (contatto iniziale con il tallone), Foot Contact (contatto piede piatto), Push off (sollevamento del piede) e Swing (oscillazione). In questa particolare casistica, in cui i soggetti sono bambini affetti da emiplegia, il primo contatto piede-pavimento potrebbe non avvenire con il tallone ma con l'avampiede o con altre parti del piede, per questo motivo si è

scelto di suddividere il passo in due livelli: appoggio del piede e oscillazione, in cui il piede non ha nessun contatto con il pavimento. Per ottenere ciò sono stati portati a livello 0 tutti i valori relativi alle fasi in cui è previsto un qualsiasi appoggio del piede e a livello 1 i valori del segnale in cui non si è registrato alcun contatto.

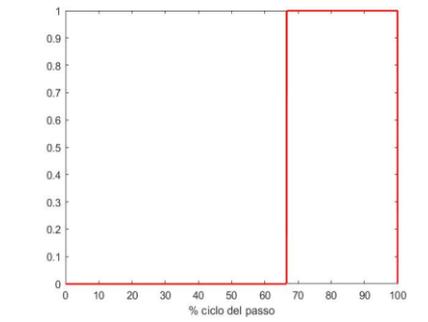


Figura 11 rappresentazione del segnale basografico per un soggetto emiplegico. Il livello 0 corrisponde alla fase di appoggio e il livello 1 alla fase di oscillazione.

## **Elaborazione dei segnali EMG**

### **Filtraggio**

I segnali EMG acquisiti possono presentare artefatti dovuti al movimento del paziente durante la rilevazione. Per risolvere questo problema il segnale grezzo è stato inizialmente filtrato mediante un filtro passa-banda costruito combinando un filtro passa-basso con frequenza di taglio 450Hz e un filtro passa-alto con frequenza di taglio 20Hz. Sono stati utilizzati filtri Butterworth del secondo ordine. L'utilizzo del filtro passa-banda ha concesso quindi il passaggio delle componenti del segnale con una frequenza compresa tra 20-450Hz e l'attenuazione delle componenti con frequenze al di fuori della banda passante.

Successivamente è stato applicato un secondo filtraggio mediante l'algoritmo di denoising presente nella Wavelet Matlab Toolbox. La funzione utilizzata per la rimozione del rumore è "wdenoise" come mostrato di seguito.

```
signaldenoised=wdenoise(signal,8,'Wavelet','db6','DenoisingMethod','Bayes','ThresholdRule','Soft','NoiseEstimate','LevelDependent');
```

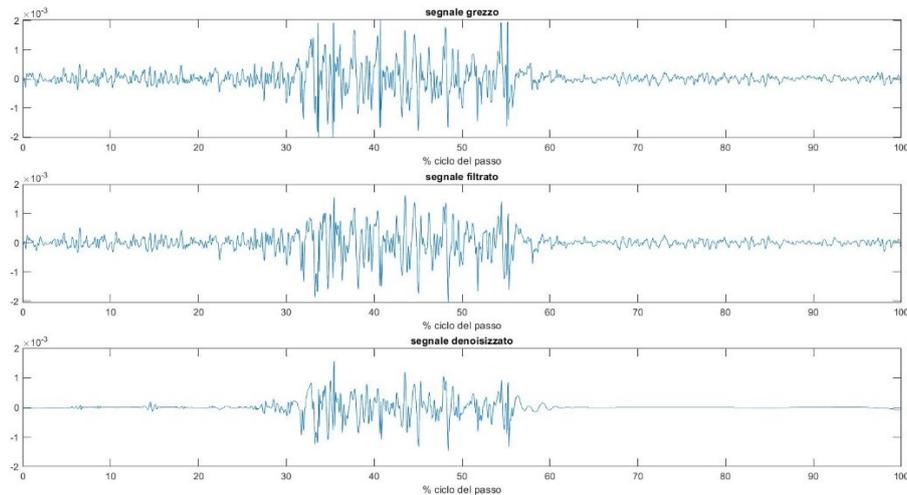


Figura 12 il primo grafico riporta il segnale EMG grezzo del muscolo gastrocnemio, il secondo il segnale filtrato mediante filtro passa-banda, il terzo il segnale dopo l'applicazione del denoising.

### **Scalogramma**

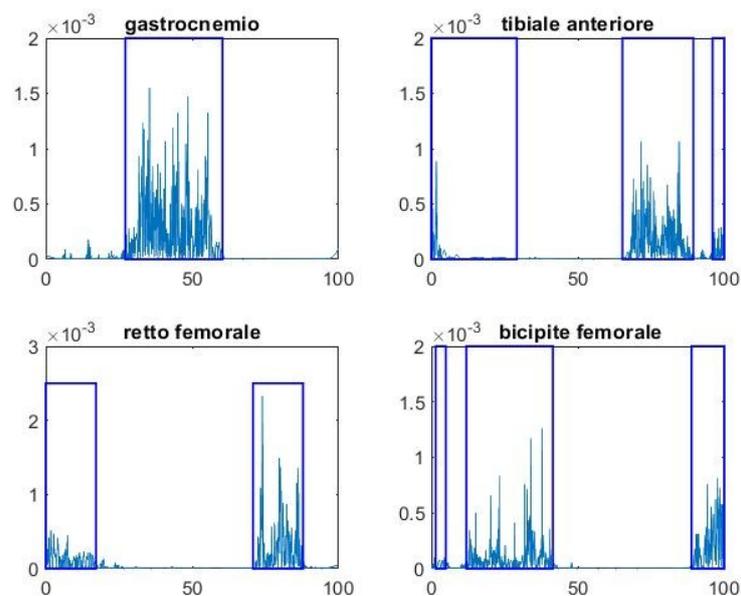
La funzione scalogramma è definita come il quadrato del valore assoluto dei coefficienti della trasformata Wavelet e ritorna una matrice i cui valori corrispondono alla densità di energia in tempo-frequenza del segnale. I coefficienti della trasformata Wavelet sono stati calcolati mediante la funzione “cwt”, essa richiede in ingresso oltre al segnale di cui si vogliono calcolare i coefficienti, la wavelet madre e la scala. In questo lavoro si sono scelti come parametri: la Daubechies 6 e la scala 3:500. Di seguito sono riportati gli scalogrammi relativi ad ogni muscolo e ad un passo di un soggetto emiplegico.

### **Attivazioni muscolari in tempo-frequenza**

Gli intervalli di attivazione mioelettrica sono stati identificati sviluppando un algoritmo che consiste, in primo luogo, nel porre una soglia che scarta il contenuto del segnale relativo all'eventuale rumore. Tale valore soglia è stato calcolato come l'1% del picco massimo del segnale nella terza dimensione dello scalogramma, ossia la densità di energia. Percorrendo la matrice ottenuta dalla funzione scalogramma, sono stati individuati tutti gli elementi il cui valore supera il valore soglia, sono stati quindi salvati per ciascun elemento l'istante di tempo in percentuale del ciclo del passo e il rispettivo contenuto in frequenza espresso in Hz. Da questo primo passaggio si sono ottenuti due vettori distinti: uno contenente gli istanti di tempo espressi in percentuale del ciclo del

passo in cui si è registrata una possibile attivazione del muscolo (ordinato in ordine crescente) e l'altro contenente i corrispondenti valori di frequenza espressi in Hz.

Dal primo vettore sono stati ricavati i valori minimi e massimi dell'intervallo nel tempo delle attivazioni muscolari considerando come un'unica possibile attivazione muscolare le componenti del segnale i cui intervalli temporali erano molto ravvicinati, vale a dire ad una distanza inferiore a 30ms. A questo punto dell'algoritmo, è stato necessario effettuare un ulteriore controllo per eliminare la presenza di false attivazioni. Si è scelto quindi di considerare come attivazioni muscolari solo quelle con una durata maggiore di 30ms. Al fine di caratterizzare il contenuto in frequenza delle singole attivazioni, si è ripercorso il primo vettore per ricercare gli istanti di tempo compresi nell'intervallo di tempo delle attivazioni muscolari e si è ricercato il corrispondente valore in frequenza all'interno del secondo vettore.



*Figura 13 I grafici rappresentano i segnali rettificati dopo applicazione del denoising relativi ai quattro muscoli dell'arto non plegico. I rettangoli sovrapposti individuano le attivazioni mioelettriche.*

### **Elaborazione dati in Excel**

L'algoritmo precedentemente illustrato è stato ripetuto per cinque passi dell'arto destro e per cinque passi dell'arto sinistro per ogni soggetto ottenendo gli intervalli nel tempo e le bande in frequenza di ogni singola attivazione di ciascun muscolo. Tali valori sono

stati riportati in Excel per il calcolo delle medie degli intervalli nel tempo e in frequenza delle attivazioni muscolari e delle corrispondenti deviazioni standard, al fine di poter effettuare un confronto quantitativo tra soggetti sani e patologici e tra il lato emiplegico e il controlaterale.

## Capitolo 4

# I risultati

In questo capitolo verranno illustrati i risultati ottenuti dall'analisi dei segnali elettromiografici di ciascun muscolo per ogni soggetto della popolazione di controllo e della popolazione emiplegica, per la quale verranno trattati separatamente i dati relativi all'arto inferiore affetto da deficit motorio e quelli relativi all'arto sano. Per ogni paragrafo sono illustrate le tabelle relative al gastrocnemio, al tibiale anteriore, al retto femorale e al bicipite femorale in cui sono riportati i valori in tempo (% del ciclo del passo) e frequenza (Hz) degli intervalli di attivazione muscolare. Viene riportato un esempio di rappresentazione grafica dei segnali EMG denoisizzati di ciascun muscolo, relativi ad un passo scelto tra quelli esaminati all'interno del gruppo, con il rispettivo scalogramma 2D in cui sono evidenziate le attivazioni. Di seguito vengono mostrate le tabelle contenenti i valori medi e le rispettive deviazioni standard degli intervalli in tempo e frequenza di ogni attivazione muscolare su un totale di 40 passi per la popolazione di controllo e 20 passi per ciascun lato della popolazione emiplegica.

### 4.1 Risultati della popolazione di bambini di controllo

Nelle tabelle 1, 2, 3 e 4 vengono presentati i dati ottenuti dall'elaborazione dei segnali acquisiti dai muscoli gastrocnemio, tibiale anteriore, bicipite femorale e retto femorale. In particolare, ogni tabella è relativa ad un muscolo e riporta, organizzate in righe, le singole attivazioni muscolari in % del ciclo del passo e il rispettivo contenuto in frequenza in Hz per 5 passi effettuati con l'arto inferiore destro e 5 passi con quello sinistro per ogni soggetto analizzato.





Di seguito viene riportato un esempio grafico dei segnali EMG relativi ad un passo di un soggetto della popolazione di controllo. Per ogni muscolo è illustrato il segnale EMG denoisizzato e il corrispondente scalogramma dove sono evidenziate, mediante rettangoli rossi, le zone di attività del muscolo.

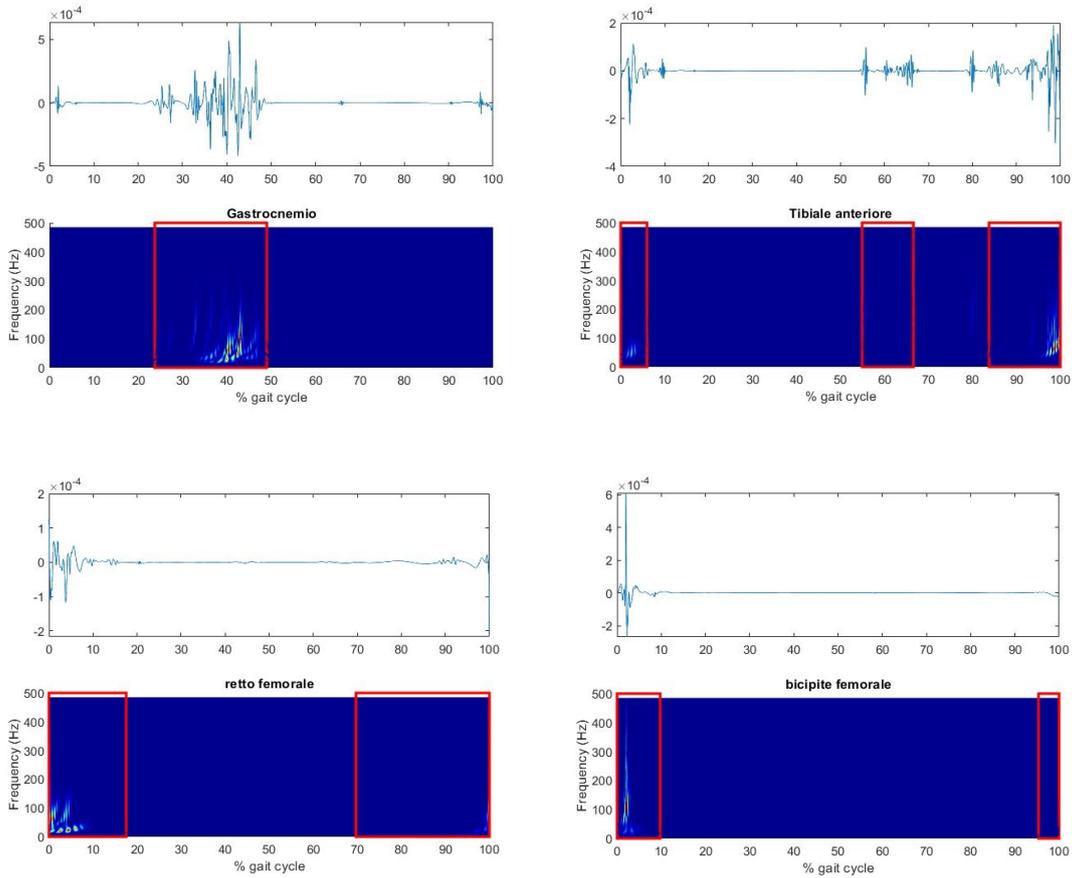


Figura 14 Rappresentazione grafica del segnale EMG denoisizzato per ciascun muscolo con il rispettivo scalogramma in cui sono evidenziate le attivazioni

Tabella 5 valori medi e deviazione standard delle attivazioni muscolari relative alla popolazione di bambini di controllo

		% Gait Cycle		Frequenza Hz		% Gait Cycle		Frequenza Hz		% Gait Cycle		Frequenza Hz	
		min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max
<b>Tibiale anteriore</b>	media	0	22,8	3,1	452,3	51,5	73,9	3,4	466,4	87,4	99,7	3,2	453,6
	SD	0,1	10,2	0,3	21,3	1,8	3,6	1,8	27,2	5,5	0,5	0,4	43,9
<b>Gastrocnemio</b>	media	33,8	51,6	3,1	449,7	78,1	99,6	2,9	437,9				
	SD	10,9	5,5	0,3	26,7	6,6	0,5	0	37,1				
<b>Retto femorale</b>	media	0	37,4	2,9	359,5	49,5	62,9	2,9	424,2	71,3	100	2,9	413,3
	SD	0	4,5	0	101,5	7,3	6,3	0	72,9	12,8	0	0	64,2
<b>Bicipite femorale</b>	media	0,4	19,1	2,9	379,8	80,7	99,9	2,5	386,2				
	SD	0,2	7,5	0	109,2	5,8	0,2	0,8	169,6				

Nella tabella 5 possiamo notare che per il tibiale anteriore sono state registrate tre attivazioni di cui una all'inizio della fase di stance tra 0.1 e il 22,8% del ciclo del passo con un contenuto in frequenza compreso tra 3,1Hz e 452,3Hz. Le altre due attivazioni sono state rilevate durante la fase di oscillazione in particolare tra il 51,5% e il 73,9% e tra l'87,4 e 99,7% con un contenuto in frequenza rispettivamente compreso tra 3,4Hz e 466,4 Hz e tra 3,2Hz e 453,6 Hz. Per il gastrocnemio si è notata un'attivazione muscolare nella fase di appoggio terminale tra il 33,8% e 51,6% con una banda in frequenza compresa tra 3,1Hz e 449,7Hz e un'attivazione nella fase finale di oscillazione tra il 78,1% e il 99,6% con una banda in frequenza tra 2,9Hz e 437,8Hz. Il retto femorale presenta un'attivazione nella fase di appoggio che va dall'inizio del ciclo del passo al 37,4% con un intervallo in frequenza tra 2,9Hz e 359,5 Hz, un'attivazione nella fase di appoggio terminale tra 49,5% e 62,9% con un contenuto in frequenza compreso tra 2,9 Hz e 424,8 Hz e infine un'attivazione che va dalla fase di oscillazione intermedia fino alla fine del ciclo del passo con un contenuto in frequenza compreso tra 2,9 Hz e 413,3 Hz. Per quanto riguarda il bicipite femorale sono state registrate due attivazioni che in media vanno dall'inizio del ciclo del passo al 19,1% corrispondente alla fase iniziale di appoggio del piede con un intervallo in frequenza tra 2,9 Hz e 379,8 Hz e dall'80,6% al 99,9% quindi durante l'oscillazione terminale con un contenuto in frequenza tra 2,5Hz e 386,2 Hz.

## 4.2 Risultati della popolazione di bambini emiplegici

### 4.2.1 Lato non plegico

Come si è visto per la popolazione di bambini di controllo, di seguito sono riportate le tabelle, ciascuna relativa ad un muscolo, per la popolazione di bambini emiplegici. I dati sono relativi ai segnali acquisiti dall'arto non plegico. In particolare, in ogni riga sono riportati i valori nel dominio del tempo e della frequenza delle singole attivazioni muscolari per 5 passi effettuati con l'arto destro per i soggetti 1 e 4 e 5 passi effettuati con l'arto sinistro per i soggetti 2 e 3.

Tabella 6 Attivazioni del tibiale anteriore relativo al lato non plegico della popolazione emiplegica

Tibiale anteriore	% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz	
	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max
1 passo dx	59,1	81,9	2,9	484,8	85,3	100,0	2,9	484,8								
passo dx	0,2	9,3	2,9	484,8	17,6	21,1	2,9	484,8	59,9	78,4	2,9	484,8	84,0	100,0	2,9	484,8
passo dx	0,0	10,4	2,9	290,9	18,3	23,2	2,9	484,8	56,4	74,2	2,9	484,8	81,3	100,0	2,9	484,8
passo dx	0,0	60,0	2,9	363,6	65,9	100,0	2,9	484,8								
passo dx	0,0	23,9	2,9	484,8	39,4	100,0	2,9	484,8								
2 passo sx	0,0	24,2	2,9	363,6	38,2	50,8	2,9	484,8	89,9	95,3	2,9	484,8				
passo sx	0,0	14,0	2,9	363,6	63,3	71,9	2,9	484,8	75,4	100,0	2,9	484,8				
passo sx	0,0	6,6	2,9	290,9	10,7	27,9	2,9	484,8	49,5	53,6	2,9	484,8	59,3	100,0	2,9	484,8
passo sx	0,0	40,5	2,9	484,8	75,4	100,0	2,9	484,8								
passo sx	0,0	41,2	2,9	363,6	60,9	67,6	2,9	363,6	71,4	100,0	2,9	363,6				
3 passo sx	0,0	19,7	2,9	484,8	55,5	76,5	2,9	484,8	87,6	99,3	2,9	484,8				
passo sx	0,0	19,7	2,9	484,8	54,6	76,0	2,9	484,8	87,5	97,4	2,9	484,8				
passo sx	0,0	10,6	2,9	363,6	16,0	19,7	2,9	363,6	52,5	77,4	2,9	484,8	87,3	90,3	2,9	484,8
passo sx	0,0	31,2	2,9	484,8	62,1	72,7	2,9	484,8	76,8	80,4	2,9	484,8	92,5	100,0	2,9	484,8
passo sx	0,0	40,2	2,9	484,8	58,7	75,5	2,9	484,8	92,5	100,0	2,9	484,8				
4 passo dx	0,0	10,4	2,9	484,8	14,4	21,0	2,9	484,8	25,9	29,2	2,9	484,8	65,2	100,0	2,9	484,8
passo dx	2,7	21,0	2,9	484,8	26,0	29,2	2,9	484,8	63,0	100,0	2,9	484,8				
passo dx	0,0	21,1	2,9	484,8	58,1	100,0	2,9	484,8								
passo dx	0,0	31,3	2,9	484,8	65,7	100,0	2,9	484,8								
passo dx	0,0	31,3	2,9	484,8	62,0	95,5	2,9	484,8								

Tabella 7 Attivazioni gastrocnemio relativo al lato non plegico della popolazione emiplegica

Gastrocnemio	% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz	
	min	max														
1 passo dx	10,5	32,1	23,1	484,8	36,1	51,4	17,1	484,8								
passo dx	9,4	51,8	2,9	484,8	67,6	72,8	2,9	484,8	87,4	100,0	2,9	484,8				
passo dx	5,0	26,9	2,9	484,8	31,7	56,0	2,9	484,8	87,4	100,0	2,9	484,8				
passo dx	0,0	100,0	2,9	484,8												
passo dx	0,0	100,0	2,9	484,8												
2 passo sx	0,0	96,7	2,9	484,8												
passo sx	0,0	92,4	2,9	363,6												
passo sx	0,0	92,4	2,9	363,6												
passo sx	0,0	92,4	2,9	484,8												
passo sx	0,0	92,4	2,9	363,6												
3 passo sx	31,1	51,1	3,2	363,6												
passo sx	0,0	8,2	2,9	484,8	30,1	51,7	2,9	484,8								
passo sx	0,0	8,9	2,9	363,6	20,0	47,4	2,9	363,6								
passo sx	0,9	7,1	2,9	363,6	29,4	62,3	2,9	363,6								
passo sx	0,0	29,4	2,9	290,9	38,7	52,5	2,9	484,8	86,8	92,6	2,9	484,8	95,6	100,0	2,9	484,8
4 passo dx	27,2	60,3	14,1	484,8												
passo dx	22,1	56,4	2,9	484,8												
passo dx	14,6	54,3	2,9	484,8												
passo dx	0,3	10,8	2,9	484,8	15,7	19,6	2,9	484,8	27,5	61,2						
passo dx	0,0	38,6	2,9	363,6	85,3	100,0	2,9	484,8								

Tabella 8 Attivazioni del bicipite femorale relativo al lato non plegico della popolazione emiplegica

bicipite femorale	% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz	
	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max
1 passo dx	12,5	28,5	2,9	363,6	81,1	97,6	2,9	484,8				
passo dx	5,3	32,8	2,9	484,8	79,2	95,0	2,9	484,8				
passo dx	3,4	41,9	2,9	484,8	81,3	97,6	2,9	484,8				
passo dx	3,4	10,7	2,9	44,1	14,6	40,8	2,9	44,1	45,9	97,4	2,9	363,6
passo dx	3,4	40,1	2,9	484,8	78,8	95,1	2,9	484,8				
2 passo sx	0,7	3,2	2,9	242,4	71,2	100,0	2,9	242,4				
passo sx	28,4	62,2	2,9	290,9	92,2	100,0	2,9	290,9				
passo sx	0,0	22,2	2,9	484,8	48,0	65,1	2,9	484,8	85,7	100,0	2,9	484,8
passo sx	0,5	22,2	2,9	242,4	38,9	68,0	2,9	290,9	76,8	100,0	2,9	363,6
passo sx	0,5	22,2	2,9	484,8	45,2	54,9	2,9	484,8	61,4	100,0	2,9	484,8
3 passo sx	0,0	5,0	2,9	484,8	14,3	18,2	2,9	484,8	81,9	96,1	2,9	484,8
passo sx	17,5	18,3	2,9	363,6	79,5	96,9	2,9	363,6				
passo sx	12,8	30,3	2,9	363,6	77,4	98,8	2,9	363,6				
passo sx	12,1	44,5	2,9	363,6	81,9	96,4	2,9	363,6				
passo sx	9,5	17,3	2,9	363,6	23,2	44,7	2,9	363,6	78,3	99,5	2,9	363,6
4 passo dx	1,5	4,9	2,9	484,8	11,9	41,5	2,9	484,8	88,8	100,0	2,9	484,8
passo dx	0,0	36,8	2,9	484,8	81,9	100,0	2,9	484,8				
passo dx	0,0	35,9	2,9	484,8	81,9	100,0	2,9	484,8				
passo dx	0,0	45,1	2,9	484,8	81,9	100,0	2,9	484,8				
passo dx	0,0	42,7	2,9	484,8	81,9	100,0	2,9	484,8				

Tabella 9 Attivazioni del retto femorale del lato non plegico della popolazione emiplegica

Retto femorale	% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz	
	min	max														
1 passo dx	0,0	22,3	2,9	484,8	25,9	29,4	2,9	484,8	60,6	100,0	2,9	484,8				
passo dx	0,0	22,3	2,9	363,6	25,9	29,4	2,9	363,6	60,9	100,0	2,9	363,6				
passo dx	0,0	10,5	2,9	484,8	14,4	22,3	2,9	484,8	25,9	29,4	2,9	484,8	57,0	100,0	2,9	484,8
passo dx	0,0	100,0	2,9	363,6												
passo dx	0,0	100,0	2,9	484,8												
2 passo sx	16,3	50,5	2,9	363,6	88,5	99,8	2,9	363,6								
passo sx	0,0	56,0	2,9	363,6	82,3	100,0	2,9	363,6								
passo sx	0,0	28,4	2,9	18,0	41,2	59,2	2,9	97,0	70,6	100,0	2,9	484,8				
passo sx	0,0	28,4	2,9	290,9	43,8	51,6	2,9	290,9	68,8	100,0	2,9	290,9				
passo sx	0,0	39,4	2,9	363,6	43,8	64,6	2,9	484,8	82,3	100,0	2,9	484,8				
3 passo sx	0,0	20,2	2,9	290,9	23,6	35,0	2,9	290,9	50,3	76,3	2,9	484,8				
passo sx	0,3	20,2	2,9	484,8	48,3	75,0	2,9	363,6								
passo sx	0,9	20,2	2,9	290,9	48,3	76,2	2,9	363,6								
passo sx	0,2	26,9	2,9	207,8	48,3	78,0	2,9	363,6								
passo sx	0,0	35,3	2,9	207,8	51,7	73,4	2,9	363,6	85,4	100,0	2,9	363,6				
4 passo dx	0,0	17,2	2,9	484,8	70,8	87,8	2,9	484,8								
passo dx	0,0	13,1	2,9	484,8	69,6	82,8	2,9	484,8								
passo dx	0,0	11,9	2,9	484,8	69,6	79,7	2,9	484,8								
passo dx	0,0	20,2	2,9	363,6	67,5	86,1	2,9	363,6								
passo dx	0,0	20,2	2,9	484,8	63,7	83,1	2,9	484,8	89,9	100,0	2,9	484,8				

Di seguito sono illustrati i plot relativi ai segnali EMG in corrispondenza di un passo scelto tra quelli effettuati con l'arto non plegico dal soggetto 4. Ogni figura, relativa ad un muscolo, rappresenta il segnale EMG denoisizzato (in alto) e il corrispondente scalogramma (in basso) in cui sono evidenziate le zone di attivazione del muscolo.

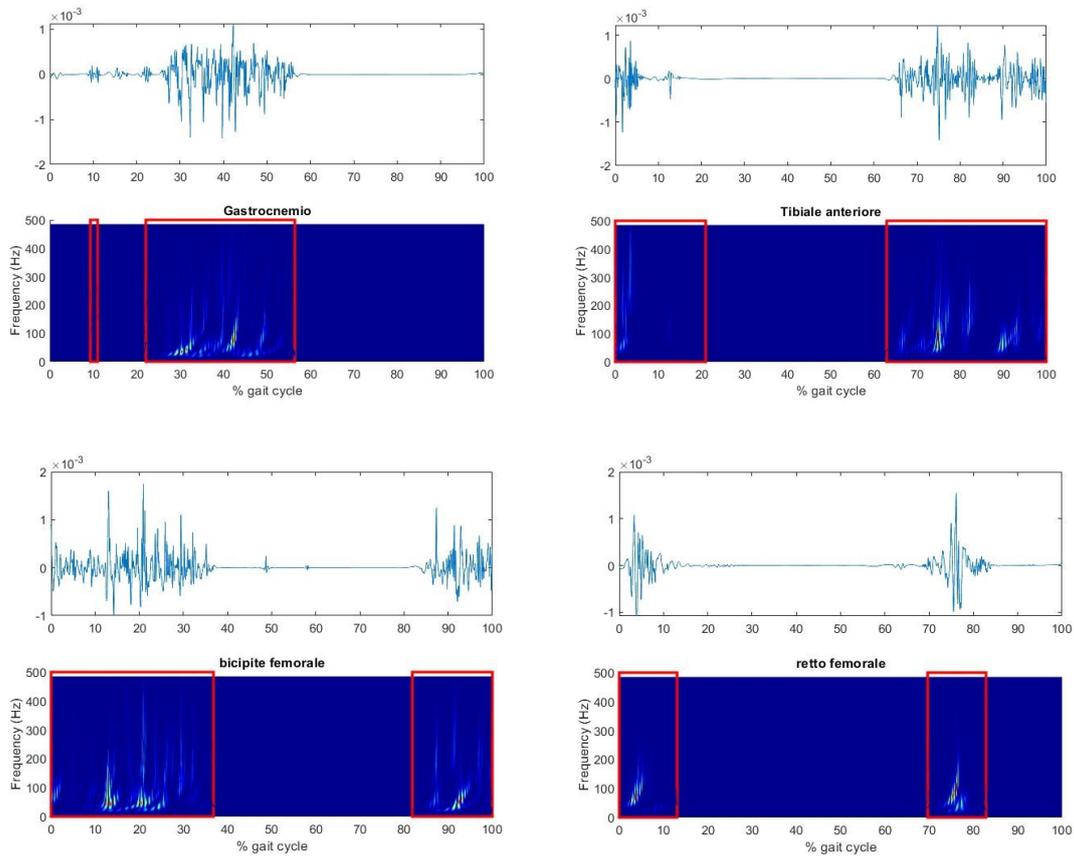


Figura 15 Rappresentazione grafica del segnale EMG denoisizzato di ogni muscolo con il rispettivo scalogramma in cui sono evidenziate le attivazioni.

Tabella 10 valori medi e deviazione standard delle attivazioni muscolari relative al lato non plegico nella popolazione di bambini emiplegici

		% Gait Cycle		Frequenza Hz		% Gait Cycle		Frequenza Hz		% Gait Cycle		Frequenza Hz	
		min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max
<b>Tibiale anteriore</b>	media	0,2	26,3	2,9	471,2	57,1	75,3	2,9	464,6	78,4	97	2,9	477,3
	SD	0,2	12,7	0	15,9	1,2	3	0	35	11,4	1,7	0	15,1
<b>Gastrocnemio</b>	media	29,7	55,4	2,9	451,7								
	SD	6	2,3	0	30,8								
<b>Retto femorale</b>	media	0,9	27,7	2,9	380,5	63,6	89,9	2,9	416,6				
	SD	1,6	10	0	107,2	12,1	12,1	0	44,3				
<b>Bicipite femorale</b>	media	1,9	33,8	2,9	431,2	79,2	99,1	2,9	438,8				
	SD	3,6	8,1	0	51,9	3,2	1,8	0	53,3				

Nella tabella 10 sono riportati i valori medi e le rispettive deviazioni standard degli intervalli di attivazione muscolare calcolati facendo riferimento ai passi effettuati con il lato affetto da deficit motorio della popolazione di bambini emiplegici. Per il tibiale anteriore sono state registrate in media tre attivazioni una all'inizio della fase di appoggio fino al 26,3% del ciclo del passo con un contenuto in frequenza intorno al 2,9 Hz e 471.2 Hz , una seconda attivazione che inizia nella fase di preoscillazione, al 57,1% e continua fino all'inizio della fase di oscillazione intermedia intorno al 75,30% , con un intervallo in frequenza tra 2,9Hz e 464,6Hz infine una terza attivazione nella fase di oscillazione terminale dal 78,4% al 97% con un valore in frequenza compreso tra 2,90Hz e 477.27Hz. Per il muscolo gastrocnemio è stata rilevata un'unica attivazione nell'intervallo in media compreso tra 29,7% e 55,4% corrispondente alla fase di appoggio finale con un valore in frequenza compreso tra 2,9Hz e 451,2Hz. Il retto femorale presenta un'attivazione nella prima parte della fase di appoggio fino al 27,8% del ciclo del passo con una banda in frequenza compresa in media tra 2.9Hz e 380,5Hz e un'attivazione durante la fase iniziale e intermedia di oscillazione tra il 63,6% e 89,9% con valore in frequenza compreso tra 2,9 Hz e 416,6Hz. Infine, per il bicipite femorale è stata rilevata una prima attivazione all'inizio della fase di stance quindi dall'inizio del ciclo del passo fino al 33,8% e una seconda attivazione durante la fase di oscillazione terminale dal 79% al 99% con un contenuto in frequenza rispettivamente di 2,9Hz-431,2Hz e 2,9Hz-438,8Hz.

#### 4.2.2 Lato plegico

Le tabelle 11, 12, 13 e 14 sono relative rispettivamente al muscolo gastrocnemio, tibiale anteriore, bicipite femorale e retto femorale. In questo caso sono riportati gli intervalli di attivazione muscolare in % del ciclo del passo e in frequenza dei segnali EMG acquisiti mediante gli elettrodi applicati sull'arto inferiore plegico. In ogni tabella troviamo, organizzati per righe, i dati relativi a 5 passi effettuati con l'arto plegico sinistro per i soggetti 1 e 4 e 5 passi effettuati con l'arto plegico destro per i soggetti 2 e 3.

Tabella 11 Attivazioni del gastrocnemio del lato plegico della popolazione emiplegica

Gastrocnemio	% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz	
	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max
1 passo sx	0,8	4,5	2,9	484,8	16,8	53,1	2,9	484,8	87,7	100,0	2,9	484,8				
passo sx	1,7	47,9	2,9	484,8	58,4	68,8	2,9	484,8	78,9	93,3	2,9	484,8				
passo sx	5,9	51,2	2,9	363,6	58,4	67,3	2,9	363,6	78,9	91,9	2,9	363,6				
passo sx	3,5	53,5	2,9	484,8	58,4	67,3	2,9	484,8	78,9	91,9	2,9	484,8				
passo sx	1,9	7,9	2,9	484,8	11,5	15,7	2,9	484,8	26,4	44,2	2,9	484,8	73,3	94,4	2,9	484,8
2 passo dx	0,0	23,5	2,9	484,8	27,1	40,8	2,9	484,8	82,2	94,1	2,9	484,8	98,0	100,0	2,9	484,8
passo dx	0,0	28,5	2,9	484,8	43,2	58,0	2,9	484,8								
passo dx	0,0	28,1	2,9	484,8	32,1	52,7	2,9	484,8	59,3	63,1	2,9	484,8	86,7	100,0	2,9	484,8
passo dx	0,0	23,5	2,9	484,8	27,1	31,4	2,9	484,8	35,1	52,2	2,9	484,8	88,5	100,0	2,9	484,8
passo dx	37,3	51,2	2,9	484,8	87,8	100,0	2,9	484,8								
3 passo dx	4,7	45,7	6,9	484,8	85,3	99,9	6,9	484,8								
passo dx	0,0	51,5	2,9	484,8												
passo dx	0,0	19,2	2,9	242,4	27,1	48,9	2,9	363,6								
passo dx	0,3	52,0	2,9	363,6												
passo dx	0,3	51,1	2,9	363,6												
4 passo sx	0,0	51,8	2,9	484,8	96,0	100,0	2,9	484,8								
passo sx	0,7	47,2	2,9	484,8	94,3	99,3	2,9	484,8								
passo sx	0,7	45,6	2,9	484,8	48,9	53,3	2,9	484,8	90,1	100,0	2,9	484,8				
passo sx	0,7	17,8	2,9	484,8	21,2	50,9	2,9	484,8	92,0	99,6	2,9	484,8				
passo sx	0,7	51,0	2,9	484,8												

Tabella 12 Attivazioni del tibiale anteriore del lato plegico della popolazione emiplegica

Tibiale anteriore	% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz	
	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max
1 passo sx	0,0	77,6	2,9	484,8	88,3	95,8	2,9	484,8	0,0	0,0	0,0	0,0
passo sx	0,0	9,9	2,9	484,8	56,3	75,2	2,9	484,8	82,6	95,8	2,9	484,8
passo sx	0,0	12,0	2,9	290,9	58,9	78,9	2,9	484,8	88,3	94,8	2,9	484,8
passo sx	0,0	7,6	2,9	363,6	57,4	78,3	2,9	484,8	88,3	94,8	2,9	484,8
passo sx	4,3	7,6	2,9	484,8	56,6	75,5	2,9	484,8	88,3	94,8	2,9	484,8
2 passo dx	8,8	72,9	2,9	484,8	81,0	100,0	2,9	484,8				
passo dx	0,0	24,1	2,9	484,8	57,8	80,1	2,9	484,8				
passo dx	0,0	21,0	2,9	484,8	52,8	100,0	2,9	484,8				
passo dx	0,4	7,4	2,9	484,8	13,2	16,8	2,9	484,8	54,7	100,0	2,9	484,8
passo dx	0,0	18,2	2,9	484,8	53,5	100,0	2,9	484,8				
3 passo dx	0,0	72,0	6,9	484,8								
passo dx	0,0	71,5	2,9	363,6								
passo dx	51,9	75,6	2,9	363,6								
passo dx	50,8	75,5	2,9	363,6								
passo dx	50,2	73,9	2,9	363,6								
4 passo sx	0,0	79,1	2,9	484,8								
passo sx	0,0	26,6	2,9	484,8	56,3	78,1	2,9	484,8	96,1	100,0	2,9	484,8
passo sx	0,0	75,8	2,9	484,8	96,6	100,0	2,9	484,8				
passo sx	0,0	73,5	2,9	484,8	85,7	0,0	2,9	484,8				
passo sx	0,0	2,9	2,9	484,8	53,7	74,4	2,9	363,6				

Tabella 13 Attivazioni del bicipite femorale del lato plegico della popolazione emiplegica

bicipite femorale	% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz	
	min	max														
1 passo sx	0,0	6,6	2,9	145,5	20,4	32,5	2,9	484,8	36,3	39,9	2,9	484,8	89,0	100,0	2,9	484,8
passo sx	0,0	42,7	2,9	484,8	75,6	100,0	2,9	484,8								
passo sx	0,0	48,6	2,9	484,8	77,7	100,0	2,9	484,8								
passo sx	0,0	54,6	2,9	484,8	61,5	100,0	2,9	484,8								
passo sx	0,0	54,6	2,9	484,8	61,4	100,0	2,9	484,8								
2 passo dx	0,0	23,9	2,9	484,8	36,3	42,0	2,9	484,8	78,3	81,8	2,9	484,8	86,3	100,0	2,9	484,8
passo dx	0,0	27,2	2,9	484,8	77,5	100,0	2,9	484,8								
passo dx	0,0	25,7	2,9	484,8	44,3	48,4	2,9	484,8	77,2	100,0	2,9	363,6				
passo dx	0,0	28,4	2,9	363,6	77,2	100,0	2,9	363,6								
passo dx	0,0	25,7	2,9	290,9	77,2	100,0	2,9	290,9								
3 passo dx	2,5	8,6	2,9	484,8	13,5	18,1	2,9	484,8	58,0	70,1	2,9	484,8				
passo dx	0,4	23,9	2,9	484,8	44,5	48,5	2,9	484,8	93,1	97,1	2,9	484,8				
passo dx	0,4	22,1	2,9	484,8	82,1	100,0	2,9	484,8								
passo dx	0,0	19,4	2,9	484,8	87,6	92,7	2,9	484,8								
passo dx	0,0	20,5	3,2	484,8	73,3	76,5	3,2	484,8	85,4	100,0	3,2	484,8				
4 passo sx	1,8	14,6	2,9	484,8	78,5	100,0	2,9	484,8								
passo sx	75,4	100,0	2,9	484,8	75,4	100,0	2,9	484,8								
passo sx	0,0	38,4	2,9	484,8	75,4	100,0	2,9	484,8								
passo sx	0,0	38,4	2,9	484,8	75,4	100,0	2,9	484,8								
passo sx	0,0	38,4	2,9	484,8	75,4	100,0	2,9	484,8								

Tabella 14 Attivazioni del retto femorale del lato plegico della popolazione emiplegica

Retto femorale	% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz		% Gait cycle		Frequenza Hz	
	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max
1 passo sx	67,2	92,1	2,9	484,8												
passo sx	2,1	13,1	2,9	290,9	71,5	98,0	2,9	484,8								
passo sx	4,5	8,6	2,9	484,8	68,0	92,8	2,9	484,8								
passo sx	0,4	12,6	2,9	484,8	67,4	92,8	2,9	484,8								
passo sx	4,6	9,7	2,9	484,8	18,0	22,5	2,9	484,8	57,9	95,7	2,9	484,8				
2 passo dx	0,8	12,4	2,9	484,8	26,4	33,5	2,9	484,8	47,0	56,1	2,9	484,8	64,8	74,8	2,9	484,8
passo dx	0,0	14,6	2,9	484,8	27,7	43,2	2,9	484,8	68,0	83,4	2,9	484,8				
passo dx	0,0	14,5	2,9	484,8	23,6	36,4	2,9	484,8	67,1	87,1	2,9	484,8	95,8	100,0	2,9	484,8
passo dx	0,0	32,5	2,9	290,9	55,9	82,1	2,9	363,6	95,8	100,0	2,9	363,6	0,0	0,0	0,0	0,0
passo dx	0,0	14,4	2,9	484,8	31,9	37,1	2,9	484,8	55,8	63,0	2,9	484,8	89,1	100,0	2,9	484,8
3 passo dx	0,0	6,5	6,9	484,8	57,8	76,9	6,9	484,8	84,4	90,6	6,9	484,8	95,5	100,0	6,9	484,8
passo dx	0,0	32,0	2,9	290,9	51,8	77,3	2,9	484,8								
passo dx	0,0	11,2	2,9	363,6	51,1	76,7	2,9	484,8								
passo dx	0,4	20,8	2,9	242,4	50,6	81,4	2,9	484,8								
passo dx	0,0	9,2	2,9	363,6	14,9	20,8	2,9	363,6	46,7	75,5	2,9	484,8	79,8	100,0	2,9	484,8
4 passo sx	0,0	18,7	2,9	484,8	23,0	26,1	2,9	484,8	68,2	100,0	2,9	484,8				
passo sx	0,0	40,4	2,9	484,8	71,8	100,0	2,9	484,8								
passo sx	0,0	29,4	2,9	484,8	74,4	100,0	2,9	484,8								
passo sx	0,0	29,3	2,9	484,8	56,2	100,0	2,9	484,8								
passo sx	0,0	29,3	2,9	484,8	63,1	100,0	2,9	484,8								

Nella Figura 16 sono illustrati i plot ottenuti dall'analisi dei segnali EMG per ciascun muscolo e per un particolare passo effettuato con l'arto inferiore plegico del soggetto 4. Quindi per ogni muscolo, è rappresentato il segnale denoisizzato e il corrispondente scalogramma in cui sono evidenziate le zone di attivazione muscolare

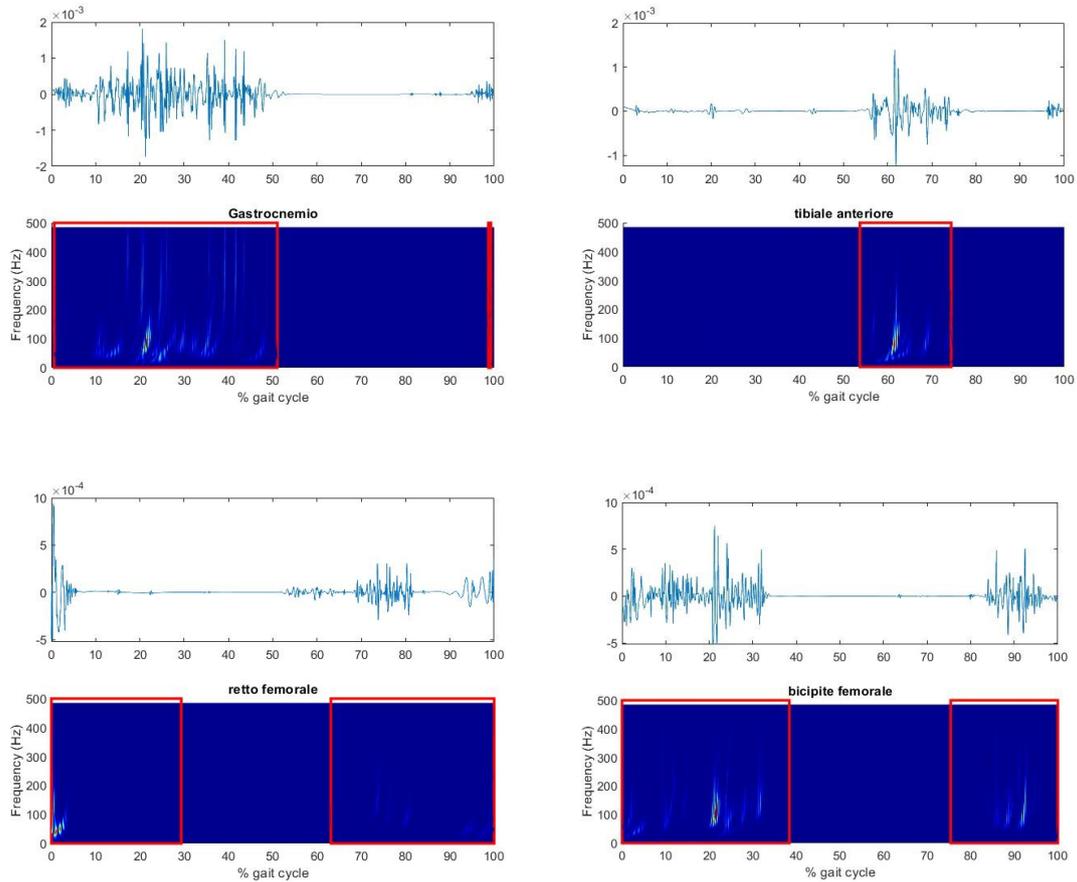


Figura 16 Rappresentazione grafica del segnale EMG denoisizzato di ogni muscolo con il rispettivo scalogramma in cui sono evidenziate le attivazioni

Tabella 15 valori medi e deviazione standard delle attivazioni muscolari relative al lato plegico della popolazione di bambini emiplegici

		% Gait Cycle		Frequenza Hz		% Gait Cycle		Frequenza Hz	
		min	max	min	max	min	max	min	max
<b>Tibiale anteriore</b>	media	54,2	82,2	2,9	444,4				
	SD	3,1	11,1	0	70				
<b>Gastrocnemio</b>	media	1,4	40,7	5,7	469,7	85,6	97,5	2,9	484,8
	SD	1,6	11,3	4,9	30,3	7,8	4	0	0
<b>Retto femorale</b>	media	0,8	18,2	3,1	438,8	61,7	88,5	3,1	478,8
	SD	1,4	8,1	0,4	64	7	10,2	0,4	12,1
<b>Bicipite femorale</b>	media	0	38,7	2,9	464,6	74,6	99,1	2,9	457
	SD	0	9,8	0	40,4	3,8	1,8	0	55,7

Nella tabella 15 sono riportati i risultati ottenuti dall'analisi dei muscoli relativi al lato affetto da deficit motorio della popolazione di bambini emiplegici. Nella prima riga possiamo notare che il tibiale anteriore ha registrato in media un'attivazione tra il 54,2% e 82,2% del ciclo del passo con un contenuto in frequenza localizzato tra 2,9Hz e 444,4Hz. Per il gastrocnemio sono state registrate due attivazioni di cui una all'inizio della fase di stance tra 1,4% e il 40,7% del ciclo del passo e una alla fine della fase di swing tra 85,6% e il 97,5% con una banda in frequenza rispettivamente di 5,7- 469,7Hz e 2,9-484,8Hz. Per il retto femorale sono state rilevate due attività durante il ciclo del passo rispettivamente all'inizio della fase di stance fino al 18,2% con una banda in frequenza tra 3,1Hz e 438,8Hz e durante la fase di oscillazione iniziale e intermedia dal 61,7% all'88,5% con una banda in frequenza compresa tra 3,1Hz e 478,8Hz. Infine, per il bicipite femorale sono state rilevate due attivazioni muscolari di cui una durante la fase di stance fino al 38,7% del ciclo del passo con una banda in frequenza compresa tra 2,9% e 464,6Hz e una alla fine della fase di swing tra il 74,6% e il 99,1% con un intervallo in frequenza localizzato tra 2,9Hz e 457Hz.

## Capitolo 5

# Discussione dei risultati e conclusione

Il presente lavoro di tesi si è concentrato sullo sviluppo di un algoritmo che fosse in grado di fornire il contenuto contemporaneo nel dominio del tempo e nel dominio della frequenza delle attivazioni muscolari identificate durante il cammino di bambini affetti da paralisi cerebrale infantile e conseguente emiplegia. Da un'analisi dei risultati relativi alla popolazione di controllo si può affermare che essi sono in linea con i valori riportati in letteratura [11]. Possiamo affermare che il tibiale anteriore nel caso della popolazione di controllo si attiva correttamente durante la fase di preoscillazione intorno al 51% del ciclo del passo per consentire il sollevamento del piede e continua durante il contatto iniziale per garantire la progressione durante la risposta al carico, si nota infatti un'attivazione dall'inizio del ciclo del passo fino al 22% circa. Risultati simili si sono ottenuti per il TA nel lato non plegico della popolazione di bambini emiplegici. Non si può affermare lo stesso per quanto riguarda il lato affetto da deficit motorio, infatti sono stati rilevati per il TA diversi pattern di attivazione. In particolare, per il soggetto di tipo 1, secondo la classificazione di Winters, è stata registrata una attivazione del TA localizzata tra la fase di preoscillazione e di oscillazione iniziale mentre per i soggetti di tipo 2 sono state registrate dalle 2 alle 3 attivazioni muscolari incentrate nella fase di appoggio iniziale e durante le fasi di preoscillazione e oscillazione. Si ha quindi, nel caso del bambino di tipo 1, una mancanza di attività per il TA del lato plegico durante la fase di risposta al carico e nella fase di oscillazione terminale. Nella popolazione di bambini di controllo, il gastrocnemio ha registrato una normale attività durante la fase di appoggio terminale per consentire la flessione del ginocchio tra circa il 33% e il 51% e un'attivazione durante la fase avanzata di swing intermedio e terminale. La prima attivazione è stata riscontrata anche nel lato sano della popolazione di bambini emiplegici mentre nel lato plegico, possiamo notare una iperattivazione del muscolo in corrispondenza della fase di appoggio iniziale che va dall'1% al 40% circa del ciclo del passo. Per quanto riguarda il retto femorale sembra esserci simmetria tra il lato plegico

e il controlaterale ma i risultati si scostano dalle normali attivazioni rilevate nella popolazione di controllo. Mentre nella popolazione emiplegica si hanno solo due attivazioni di cui una nella fase di appoggio e una nella fase di oscillazione iniziale e intermedia, nella popolazione di controllo si sono registrate tre attivazioni che rispecchiano le normali attivazioni muscolari presenti in letteratura [5], quindi la prima nella fase di appoggio tra lo 0% e il 37% in media del ciclo del passo, la seconda nell'intervallo temporale compreso tra il 49% e il 62% e la terza dal 71% alla fine del ciclo del passo. Anche nel caso del bicipite femorale possiamo notare che vi è simmetria tra il lato plegico e il controlaterale, la prima attivazione che di norma va dall'inizio del ciclo del passo a circa il 10% e si registra quindi per tutta la durata della fase di risposta al carico fornendo una forza di bilanciamento, sembra avere una durata maggiore rispetto al normale intervallo di attivazione e quindi rispetto a quanto rilevato per la popolazione di controllo. Quanto affermato fin qui riguarda gli intervalli di attivazione muscolare visti nel dominio del tempo. A nostra conoscenza non ci sono in letteratura studi precedenti incentrati sulla quantificazione della banda in frequenza delle attivazioni muscolari durante il cammino emiplegico. Il valore aggiunto del presente studio consiste proprio nel fornire anche il contenuto in frequenza di ogni singola attivazione dei principali muscoli reclutati durante il cammino sia nel cammino emiplegico, che nel riferimento di controllo. 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 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 nel bambino di controllo, come atteso. Per quanto riguarda il confronto tra la gamba maggiormente affetta dalla patologia e la

controlaterale, si può comunque notare che la banda in frequenza delle attivazioni muscolari, nel lato affetto da disabilità motorie, risulti essere più ampia rispetto al controlaterale e alla popolazione dei bambini di controllo. Si osserva infine, per quanto riguarda i muscoli tibiale anteriore e gastrocnemio relativi al lato emiplegico del soggetto di tipo 1, per alcuni passi, che le bande in frequenza delle attivazioni sono inferiori rispetto ai soggetti di tipo 2. Nonostante i presenti risultati siano promettenti, sarà necessario approfondirli e validarli ulteriormente, ampliando la popolazione di entrambi i gruppi, realizzando una analisi statistica più robusta e accurata e cercando, attraverso il confronto e la discussione con la controparte clinica, di fornire una spiegazione fisiologicamente credibile delle eventuali variazioni del contenuto in frequenza del segnale EMG durante il cammino emiplegico.

# Bibliografia

1. G. Sandrini, R. Dattola *“Compendio di Neuroriabilitazione”*, ed. Verducci, Roma, (2012), cap.8, 117-124, 128-129.
2. D. R. Patel, M. Neelakantan, K. Pandher, J. Merrick: *“Cerebral palsy in children: a clinical overview”*, *Transl Pediatr* (2020), S125-S135.
3. T. F. Winters, J. R. Gage, R. Hicks *“Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults”*, *J. Bone Jt. Surg* (1987), 69:437–441.
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. V. Agostini, G. Balestra, M. Knaflitz *“Segmentation and classification of gait cycles”*, *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* (2014), 22:946–952.
7. N. M. Sobahi *“Denoising of EMG Signals Based on Wavelet Transform”*, *Asian Transactions on Engineering* (2011), 01:17-23.
8. L. Debnath *“Wavelet transforms and their applications”*, *Pinsa* (1998), 64(6):685-713.
9. A. Phinyomark, C. Limsakul, P. Phukpattaranont *“Application of Wavelet Analysis in EMG Feature Extraction for Pattern Classification”*, *Measurement Science Review* (2011), 11(2).
10. M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, F. Mohd-Yasin *“Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications”*, *Biol. Proced. Online* (2006), 8:11-35.
11. J. Perry *“Gait Analysis; Normal and Pathological Function”*, Slack Inc. Thorofare, NJ, USA (1992), 1-149.

12. V. Agostini, A. Nascimbeni, A. Gaffuri, P. Imazio, M.G. Benedetti, M. Knaflitz.  
*“Normative EMG activation patterns of school-age children during gait”*, *Gait & Posture* 32 (2010), 285–289.
13. D.A.Winter *“Biomechanics and Motor Control of Human Movement”*, 2nd ed.  
New York, Wiley (1990).