



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

---

Corso di Laurea triennale di Ingegneria biomedica

Analisi statistica del cammino per la quantificazione delle modifiche dei pattern di attivazione muscolare associate alla paralisi cerebrale infantile

Statistical gait analysis for the quantification of muscular recruitment in cerebral palsy children

Relatore:

Prof. Fioretti Sandro

Correlatore:

Dott. Francesco Di Nardo

Tesi di Laurea di:

Arianna Gioacchini

A.A. 2020/2021

# Indice

|  |    |
|--|----|
| 1) Introduzione.....   | 2  |
| 2) Gait analysis .....   | 3  |
| 2.1) Gait analysis .....                                       | 3  |
| 2.2) Il cammino.....   | 4  |
| 2.3) Gait cycle.....   | 5  |
| 3) La contrazione muscolare e l'elettromiografia.....          | 12 |
| 3.1) Contrazione del muscolo e potenziale d'azione .....       | 12 |
| 3.2) Analisi dello strumento .....                             | 15 |
| 3.2.1) <i>Gli elettrodi</i> .....                              | 15 |
| 3.2.2) <i>Preamplificatore</i> .....                           | 16 |
| 3.2.3) <i>Filtri</i> .....                                     | 16 |
| 3.2.4) <i>Amplificatore principale</i> .....                   | 16 |
| 3.2.5) <i>Convertitore A/D</i> .....                           | 17 |
| 3.2.6) <i>Optoisolatore (isolatore ottico)</i> .....           | 17 |
| 3.3) Acquisizione del segnale.....                             | 18 |
| 3.4) Spettro del segnale.....                                  | 18 |
| 3.5) Elaborazione del segnale .....                            | 19 |
| 3.6) EMG durante il cammino.....                               | 21 |
| 4) Il cammino emiplegico .....                                 | 24 |
| 4.1) Differenze tra cammino normale e cammino emiplegico ..... | 25 |
| 5) Materiale e metodi.....                                     | 28 |
| 5.1) Soggetto .....  | 28 |
| 5.2) Acquisizione del segnale-signal acquisition .....         | 29 |
| 5.3) Elaborazione del segnale-signal processing.....           | 31 |
| 5.4) Statistical gait analysis.....                            | 32 |
| 6) Risultati .....   | 33 |
| 7) Discussione e conclusioni .....                             | 41 |
| 8) Bibliografia .....  | 43 |
| 9) Ringraziamenti .....  | 44 |

# 1) Introduzione

L'emiplegia è un disturbo neurologico che viene frequentemente rilevato nei bambini con paralisi cerebrale; può provocare un controllo motorio selettivo alterato, debolezza e spasticità. Mentre un lato è influenzato dal disturbo, il lato controlaterale sembra mantenere la completa funzionalità. Questa asimmetria influenza le attività quotidiane di un bambino, come il cammino[1]. L'analisi dell'andatura è spesso utilizzata nella gestione di bambini con paralisi cerebrale per supportare medici e fisioterapisti nella pianificazione dei trattamenti terapeutici; questa analisi è spesso combinata con un'analisi elettromiografica (EMG) dei pattern di attivazione muscolare.

Da questo punto di vista, un'affidabile classificazione dell'emiplegia è fondamentale [2]. Una classificazione riconosciuta è stata proposta da Winters et al. [3] per analizzare i modelli di deambulazione più frequenti nei bambini e nei giovani emiplegici. Sono state distinte quattro classi differenti, basate sul progressivo coinvolgimento distale-proximale della gamba paretica:

- tipo I : è caratterizzato da un'ipoattivazione dei muscoli dorsiflessori della caviglia nel lato emiplegico che provoca la caduta del piede durante la fase di oscillazione (swing)
- tipo II: è caratterizzato da persistenza di piede equino (equinismo) durante tutto il ciclo del passo, associata ad una possibile iperestensione del ginocchio nella fase di equilibrio (stance)
- tipo III: oltre tutti i deficit presentati precedentemente, è caratterizzato da una ridotta flessione del ginocchio durante la fase di oscillazione
- tipo IV: oltre alle condizioni precedenti, è caratterizzato da un movimento ridotto dell'anca.

Il tipo I e II di Winters sono considerate le forme emiplegiche più ricorrenti nei bambini con paralisi cerebrale [4] e quindi sono state frequentemente studiate [4-6]. La gait analysis è frequentemente utilizzata per supportare i medici nella valutazione dei risultati e nella pianificazione dell'intervento associata poi ad un'analisi elettromiografica (EMG) dei pattern di attivazione muscolare di questi bambini emiplegici. Gli elettromiografi sono sistemi in grado di acquisire il segnale elettrico associato alla contrazione muscolare mediante elettrodi superficiali (sEMG) ma lo studio del segnale risulta piuttosto complesso a causa della variabilità intrinseca dell'andatura umana e conseguentemente del reclutamento muscolare. Diverse tecniche sono state introdotte

per affrontare questo problema. Una delle più promettenti si è rivelata essere l'analisi statistica del passo (statistical gait analysis, SGA) [7]. In particolare, un recente studio ha utilizzato questo approccio per quantificare le attivazioni muscolari durante il cammino di un gruppo di bambini emiplegici di tipo I, secondo la classificazione Winters [8]. In questo studio i risultati, ottenuti in centinaia di passi per ciascun bambino, indicano che nel lato emiplegico si ha una diminuzione del numero di passi effettuati con un normale contatto piede-pavimento, una diminuzione della lunghezza della fase di appoggio (stance phase) e di conseguenza del contatto iniziale, una riduzione dell'attività del tibiale anteriore (TA) nella fase di oscillazione terminale (swing phase) e una mancanza di attività del tibiale anteriore (TA) durante il contatto del tallone con il pavimento. Inoltre è stato confermato un problema nel controllo dei muscoli dorsiflessori nel lato emiplegico, ma non in quello controlaterale. Tuttavia si è evidenziato un pattern modificato del contatto piede-pavimento anche nella parte controlaterale, probabilmente per compensare il lato emiplegico allo scopo di mantenere la posizione di equilibrio. Sicuramente sarebbe utile estendere tale studio ad altre categorie di bambini emiplegici come ad esempio ai bambini di tipo II di Winters, essendo una delle forme più ricorrenti nei bambini con paralisi cerebrale. Infatti questo studio mira a quantificare il comportamento asimmetrico dei muscoli degli arti inferiori, in particolare tibiale anteriore e gastrocnemio laterale, durante il cammino di bambini con emiplegia di tipo II di Winters. Asimmetria quantificata in termini di onset/offset delle attivazioni muscolari e in termini di un nuovo parametro, introdotto proprio dalla SGA, la frequenza di reclutamento (occurrence frequency) che rappresenta la percentuale di passi con cui il muscolo si attiva con una specifica modalità di attivazione rispetto al numero di passi totali.

## **2) Gait analysis**

### **2.1) Gait analysis**

Il testo di Jacqueline Perry [9] affronta in modo rigorosamente clinico e con un approccio sistematico le problematiche biomeccaniche e strumentali dell'analisi del cammino. Con il termine Gait Analysis (GA) si intende il metodo di valutazione computerizzata quantitativa, multifattoriale

e tridimensionale del cammino. L'analisi della postura, del movimento umano e del cammino costituisce un settore biomedico in forte espansione e di grande interesse dal punto di vista clinico, in quanto la postura ed il movimento sono il risultato dell'interazione di tre principali sistemi fisiologici: il sistema nervoso, il sistema muscolo-scheletrico ed il sistema sensoriale. La valutazione delle caratteristiche della postura, del movimento e del cammino, nonché delle loro variazioni rispetto ad una situazione di normalità, possono essere di grandissima utilità in campo clinico per la diagnosi di particolari patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti (in questo caso l'emiplegia), così come per la pianificazione ed il controllo di specifici trattamenti riabilitativi. In particolare, è utile una valutazione quantitativa della postura, del movimento e del cammino, che può essere effettuata solo utilizzando metodologie e tecnologie 'ad hoc'.

Nell'analisi del movimento si possono misurare tre tipi di dati:

- dati cinematici, cioè posizione nello spazio, velocità e accelerazione del corpo.
- dati dinamici, cioè le forze e i momenti che generano il movimento. Tali informazioni si misurano con l'ausilio di pedane di forza.
- dati elettromiografici, cioè i segnali relativi all'attivazione dei muscoli coinvolti durante il cammino.

Lo strumento tecnologico che ha reso possibile la definizione della cinematica del corpo umano in ambiente virtuale è il sistema stereofotogrammetrico. La stereofotogrammetria sfrutta sensori optoelettronici (telecamere sensibili allo spettro infrarosso) per ricostruire la posizione tridimensionale di marcatori (marker) retroriflettenti, posti sulla cute del soggetto in esame, in ogni ciascun istante di tempo campionato. La fase analitica dell'analisi del cammino si completa con il calcolo delle variabili dinamiche per mezzo di pedane di forza che consentono la misura delle reazioni vincolari al terreno. Infine l'elettromiografia di superficie permette di valutare l'attività muscolare durante il movimento e grazie alle sonde wireless miniaturizzate si possono acquisire anche i segnali più deboli con estrema accuratezza e nitidezza.

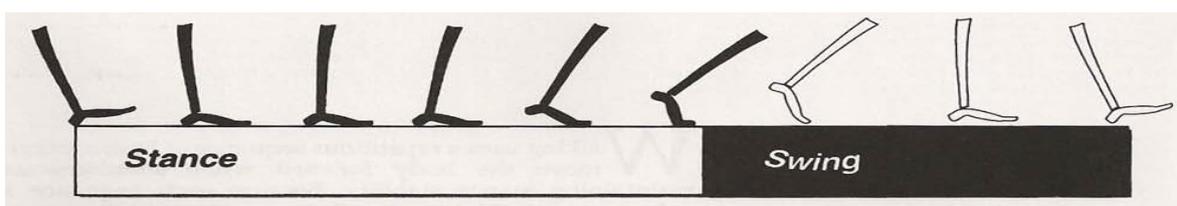
## **2.2) Il cammino**

Camminare è una delle azioni più naturali e spontanee dell'uomo. La versatilità degli arti inferiori permette di superare scale, superfici mutevoli e ostacoli durante il percorso richiedendo una certa mobilità articolare e un'attività muscolare. Essendo il cammino un'azione fondamentale, i pazienti

si sforzano a mantenere questa capacità anche in presenza di gravi disabilità generando una miscela di movimenti normali e anormali che richiedono molta energia. In generale, ci sono misure terapeutiche che possono ridurre l'entità della disabilità, per essere efficaci, tuttavia, devono essere dirette al deficit primario e non verso azioni compensative che sembrano essere più evidenti a prima vista. I problemi clinici riguardano un ambito molto ampio di patologia: ictus, lesione del midollo spinale, trauma cranico, paralisi cerebrale, mielodisplasia, distrofia muscolare, amputazione geriatrica, malattia degenerativa delle articolazioni, artrite reumatoide, sclerosi multipla, traumi comprendono un elenco rappresentativo ma non esaustivo. L'identificazione della disfunzione di tali pazienti è fondamentale, il sensore più conveniente è l'occhio allenato del medico. Ciò consente di valutare il problema in qualsiasi momento e in qualsiasi ambiente. La valutazione delle situazioni più complesse, tuttavia, necessita misurazioni di laboratorio che aggiungono maggiore precisione, forniscono informazioni che non possono essere ottenute ad occhio e facilitano la correlazione di più fattori. L'analisi dell'andatura in laboratorio quindi fornisce un servizio di consulenza per risolvere i problemi più difficili. Camminare è un'attività complessa perché dipende da una serie di interazioni tra due multisegmentati arti inferiori e massa corporea totale.

### 2.3) Gait cycle

Il ciclo del passo (gait cycle) rappresenta l'unità funzionale di riferimento nell'analisi del cammino e consiste nel periodo di tempo che intercorre tra due appoggi del tallone successivi dello stesso piede al suolo. Le persone normali iniziano il contatto a terra con il tallone (heel H), poiché non tutti i pazienti hanno questa capacità, verrà utilizzato il termine generico contatto iniziale (LC) per designare l'inizio del ciclo del passo [10]. Ogni ciclo è costituito da due fasi principali: fase di appoggio/portante (o stance phase) e fase di oscillazione/sospensione (o swing phase).



**Figura 1.** Divisione del ciclo del passo. La banda chiara rappresenta la durata della fase stance; la banda scura rappresenta la durata della fase swing.

FASE DI APPOGGIO/PORTANTE (STANCE) è il termine usato per designare l'intero periodo durante il quale il piede è a terra. La posizione inizia con il contatto iniziale.

FASE DI OSCILLAZIONE/SOSPENSIONE (SWING) è il tempo in cui il piede è in aria per l'avanzamento dell'arto. Lo swing inizia quando il piede viene sollevato da terra (toe-off).

La fase di stance è suddivisa in tre intervalli:

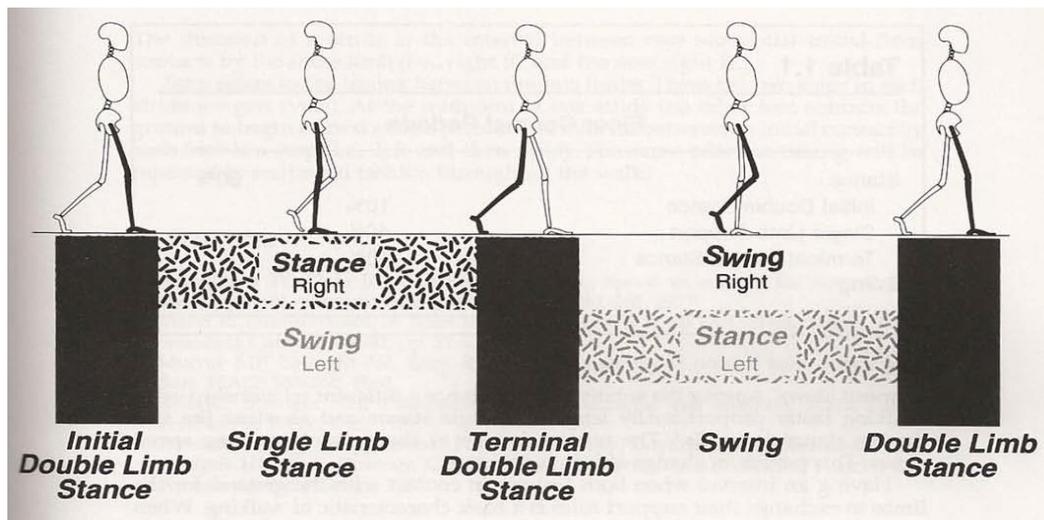


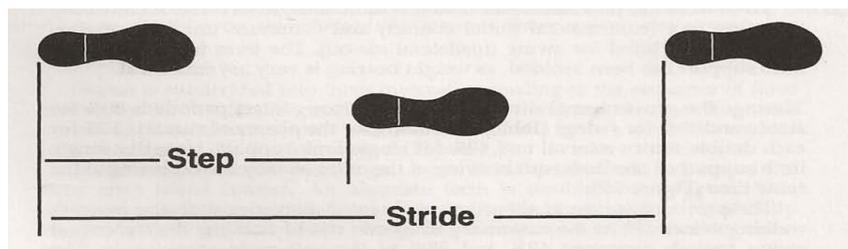
Figura 2. Suddivisione della fase di stance

- doppio appoggio iniziale (initial double support): è il periodo nel quale entrambi i piedi sono a contatto con il suolo e il peso corporeo è suddiviso equamente su di essi
- singolo appoggio dell'arto (single limb support): durante il quale il piede portante è a contatto con il suolo ed il peso corporeo grava unicamente su di esso mentre l'arto contro laterale, oscillante, sta avanzando anteriormente
- doppio appoggio terminale (terminal double stance): in cui entrambi i piedi sono nuovamente a contatto con il terreno e il peso corporeo non è suddiviso equamente.

Il tempo di durata del periodo di appoggio (stance) è circa 60% del ciclo del passo (% GC), quello del periodo di oscillazione (swing) è circa 40% del GC. La durata del doppio appoggio è il 10% del GC e la durata dell'appoggio singolo è il 40% del GC. La durata precisa di questi intervalli varia con la velocità di andatura della persona; alla velocità di 80 m/min il periodo di appoggio e il periodo di

oscillazione durano rispettivamente 62% del GC e il 38% del GC. Camminare più velocemente allunga la durata dell'appoggio singolo e accorcia la durata dei doppi appoggi.

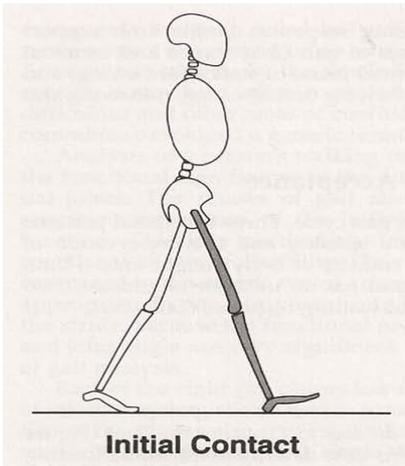
SEMIPASSO e PASSO: il ciclo del passo è stato identificato con il termine passo (stride); spesso viene usata la parola semipasso (step) in modo inappropriato. Infatti il passo equivale ad un ciclo del passo, viene identificato con l'azione della stessa gamba. Il semipasso si riferisce al tempo che intercorre tra l'appoggio di una gamba e l'appoggio della gamba successiva.



**Figura 3.** Semipasso e passo

Per convenzione il ciclo del passo inizia con l'appoggio iniziale di tallone ("heel strike"). In realtà il tallone di un paziente paralitico può non toccare mai il suolo o farlo molto più tardi; oppure il contatto con il pavimento può avvenire con tutto il piede (piede piatto "foot flat") piuttosto che sull'avampiede ("forefoot"). Esistono 8 fasi del cammino e la combinazione sequenziale di queste consente all'arto di svolgere tre compiti fondamentali: accettazione del peso (weight acceptance), supporto arto singolo (single limb support) e avanzamento dell'arto (limb advancement).

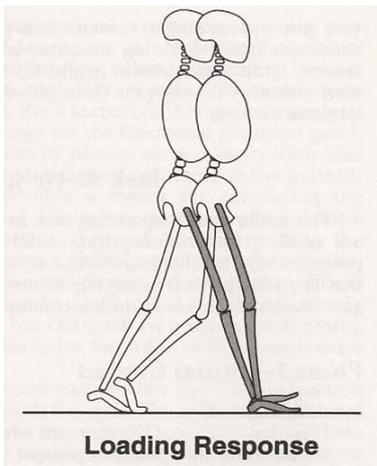
## INITIAL CONTACT



La fase di contatto iniziale rappresenta l'intervallo compreso tra lo 0 e il 2% del ciclo del passo e consiste nel contatto iniziale del piede al suolo che avviene di tallone (heel strike). Nell'anca verrà indotto un momento flessorio contrastato dalla contrazione concentrica dei muscoli estensori (grande gluteo e ischiocrurali) mentre il ginocchio risulta esteso senza un'attivazione muscolare. A livello della caviglia verrà indotto un momento plantiflessorio controllato dalla contrazione eccentrica dei muscoli dorsiflessori con maggiore contributo del tibiale anteriore (TA).

**Figura 4.** Contatto iniziale

## LOADING RESPONSE



La fase successiva, che rappresenta l'intervallo temporale situato tra lo 0 e il 10% del GC, prende il nome di accettazione del carico o loading response: l'arto in movimento trasferirà su di sé il peso del corpo, gettando le basi per quella che sarà la fase di appoggio monopodalico. L'anca continua il momento flessorio con conseguente contrazione concentrica degli estensori, la conclusione del processo di rotolamento sul calcagno ad opera dell'azione eccentrica del tibiale anteriore trascina la tibia in avanti con la coscia che viene mantenuta al contempo arretrata, determinando un momento flessorio di grande entità al livello del ginocchio. La flessione del ginocchio verrà controllata dall'azione eccentrica del quadricipite. Ci sarà un momento adduttore dell'anca che verrà contrastato dall'azione concentrica degli adduttori quali medio gluteo eensore della fascia lata.

**Figura 5.** Risposta al carico

## MID STANCE

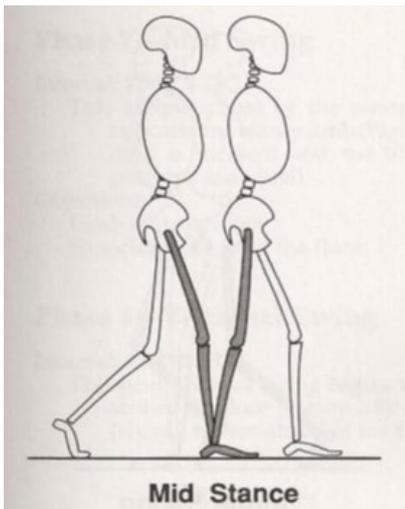


Figura 6. Mid stance

La mid stance, situata nell'intervallo temporale tra il 10 e il 30% del ciclo del passo, rappresenta la fase iniziale di appoggio monopodalico. Lo scopo di questa fase è sostenere il peso del corpo per consentire la progressione in volo dell'arto controlaterale fino al raggiungimento della verticale. Si crea un momento dorsiflessorio a livello della tibiotarsica che, se non controllato, comprometterebbe l'estensione del ginocchio e di riflesso la stabilità dell'arto in carico. L'attivazione eccentrica del soleo, coadiuvato dal contributo del gastrocnemio (GL), diventa provvidenziale per bloccare la tibiotarsica in flessione dorsale di  $5^\circ$ , consentendo l'estensione senza l'intervento di altre forze muscolari e, di riflesso, la stabilità sull'arto in carico. fisiologica ( $10^\circ$  di flessione); restano attivi il medio gluteo ed il tensore della fascia lata per contrastare il momento adduttore e impedire la caduta controlaterale del bacino.

## TERMINAL STANCE

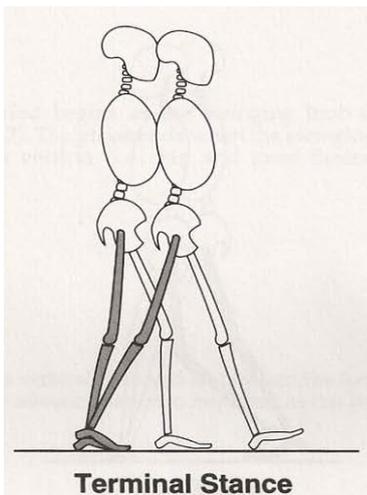


Figura 7. Terminal stance

Al passaggio della verticale da parte dell'arto in volo, si entra nella fase di terminal stance, che corrisponde all'intervallo temporale compreso tra 30 e 50% del ciclo del passo; lo scopo di questa fase è garantire la progressione del corpo oltre il piede di appoggio e consentire al tempo stesso un'adeguata lunghezza del passo. L'aumentato momento dorsiflessorio della caviglia viene contenuto dall'azione eccentrica del soleo che blocca la tibiotarsica in flessione dorsale di circa  $10^\circ$ . Il peso del corpo in caduta libera determina il sollevamento del tallone dal suolo: ciò avvia il terzo rotolamento sulle metatarsofalangee, meccanismo che sostiene la progressione e porta gradualmente le dita in flessione dorsale di circa  $20^\circ$ . L'estensione del ginocchio e dell'anca in questa fase è garantita dall'azione eccentrica del tricipite surale che gioca un ruolo fondamentale nella stabilità dell'arto in carico.

## PRE-SWING

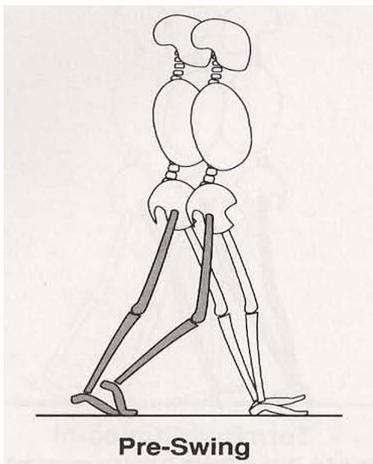


Figura 8. Pre-swing

La fase di Pre-swing, corrispondente all'intervallo temporale compreso tra 50 e 60% del ciclo del passo, è la fase terminale di doppio appoggio e ha due obiettivi fondamentali: consentire la progressione in avanti mediante il meccanismo di push-off ad opera del tricipite surale e pre-posizionare l'arto per l'oscillazione. Il trasferimento del carico sull'arto che ha completato l'avanzamento libera il tricipite surale dall'azione di stabilizzatore, consentendogli di esercitare un'azione concentrica plantiflessoria a livello della tibiotarsica e flessoria a livello del ginocchio rispettivamente di 20° e 40° circa. Un'eccessiva flessione del ginocchio determina l'attivazione ed il relativo controllo da parte del retto femorale che assiste contemporaneamente alla flessione d'anca. L'azione del tricipite surale tuttavia si esaurisce nelle fasi iniziali permettendo l'attivazione dei muscoli pretibiali, tra le quali spicca il tibiale anteriore (TA).

## INITIAL SWING

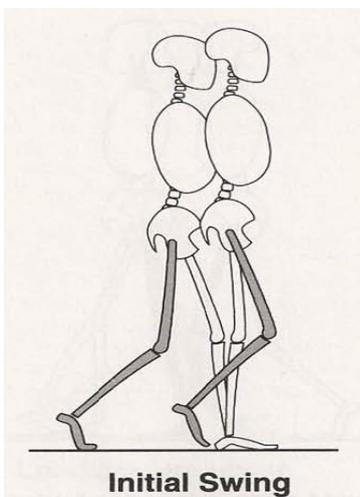
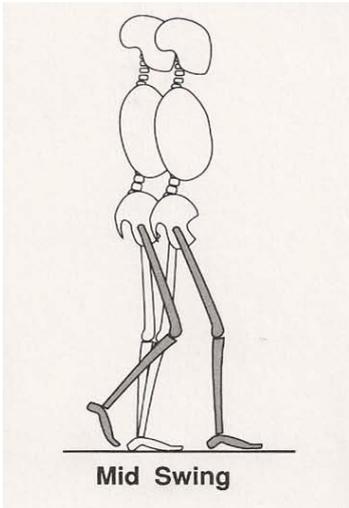


Figura 9. Initial Swing

Con il distacco del piede dal suolo ("foot-off") inizia la fase di initial swing, corrispondente all'intervallo temporale tra il 60 e il 73% del ciclo del passo. Gli obiettivi principali sono: un adeguato sollevamento del piede dal suolo e l'avanzamento dell'arto in volo. I meccanismi che si verificano sono: la flessione dell'anca di 20° circa che attiva il muscolo sartorio, gracile e iliaco, la flessione del ginocchio che aumenta fino a 60° con principale attività del muscolo bicipite femorale, il recupero di 5° gradi di dorsiflessione per azione del tibiale anteriore. La fase di oscillazione iniziale termina quando l'arto in volo raggiunge la verticale.

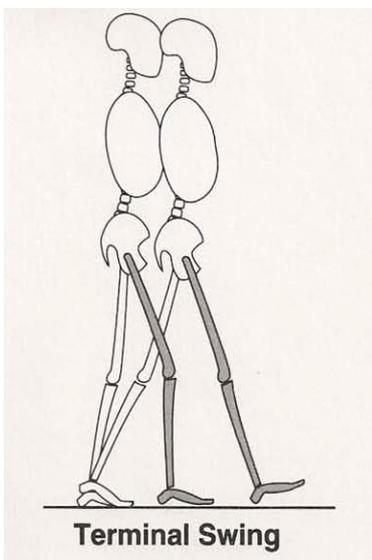
## MID SWING



La fase di mid swing corrisponde all'intervallo temporale compreso tra il 75 e l'80% del ciclo del passo. La funzione principale dell'attività muscolare in tale fase è consentire la progressione, portando la tibia perpendicolare al suolo. I meccanismi che consentono la progressione dell'arto in volo sono: il raggiungimento della massima flessione dell'anca di 30° circa, nonostante la modesta attività dei flessori, il movimento pendolare del ginocchio generato passivamente dall'inerzia del segmento gamba-piede, la persistente attività del tibiale anteriore per portare la caviglia in posizione neutra (0°).

**Figura 10.** Mid Swing

## TERMINAL SWING



La fase di terminal swing, corrispondente all'intervallo temporale compreso tra l'85 ed il 100% del ciclo del passo, rappresenta la fase terminale dell'oscillazione, determinandone la transizione con la fase di appoggio iniziale successiva. L'obiettivo principale a cui deve attingere l'attività muscolare è il pre-posizionamento dell'arto all'iniziale contatto. L'ulteriore flessione di anca è inibita dall'attivazione eccentrica degli ischiocrurali. L'azione degli ischiocrurali determina inoltre un controllo dell'estensione del ginocchio, la quale verrà tuttavia completata dalla successiva attivazione preventiva del quadricipite femorale, preparando la

**Figura 11.** Terminal Swing

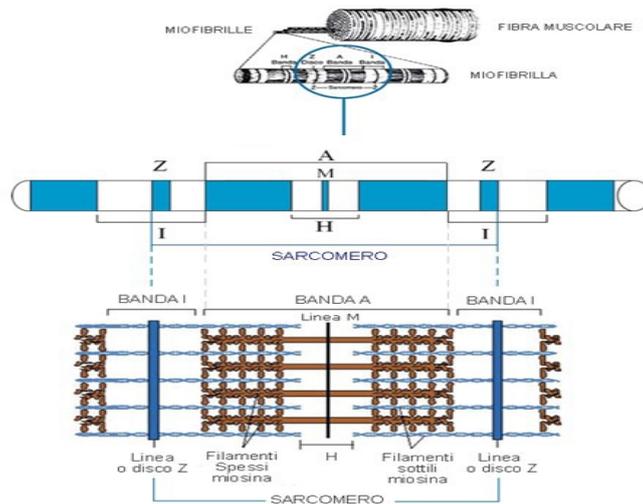
suddetta articolazione ad attutire l'impatto imminente. I muscoli pretibiali restano attivi, determinando la posizione neutra o leggermente plantiflessa (5° circa) della tibiotarsica e preparando il piede al contatto iniziale successivo.

### **3) La contrazione muscolare e l'elettromiografia**

L'elettromiografia permette di studiare la funzione muscolare attraverso un'indagine del segnale elettrico emanato dai muscoli. Con strumentazione appropriata, questi segnali mioelettrici possono essere registrati e analizzati per determinare i tempi e intensità relativa dello sforzo muscolare.

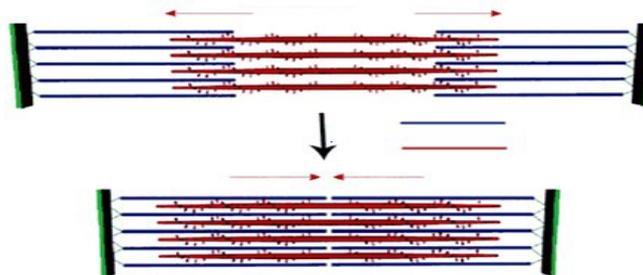
#### **3.1) Contrazione del muscolo e potenziale d'azione**

Il muscolo scheletrico è costituito da fibre muscolari; la fibra muscolare è l'elemento caratteristico del tessuto muscolare, ha forma allungata e fusiforme, si accorcia (contrae) a seguito di uno stimolo nervoso. Il sarcomero rappresenta l'unità funzionale del tessuto muscolare. Ogni sarcomero al microscopio elettronico appare formato da miofilamenti spessi e sottili; i filamenti spessi sono formati dalla molecola proteica miosina; i sottili sono formati dalla molecola proteica actina. I filamenti spessi si trovano al centro del sarcomero e costituiscono la banda A, i filamenti sottili sono ai poli del sarcomero e costituiscono le bande I che arrivano sino alla linea Z (figura 12).



**Figura 12.** Il sarcomero. Filamenti di actina e miosina

Durante la contrazione il sarcomero si accorcia per l'avvicinamento delle due linee Z; si ha quindi una riduzione della banda I mentre rimane invariata la banda A. Il sarcomero si può accorciare al massimo per il 50% della sua lunghezza. La contrazione è dovuta allo scorrimento dei filamenti sottili sui filamenti spessi (figura 13)



**Figura 13.** Sarcomero rilassato (sopra) sarcomero contratto (sotto)

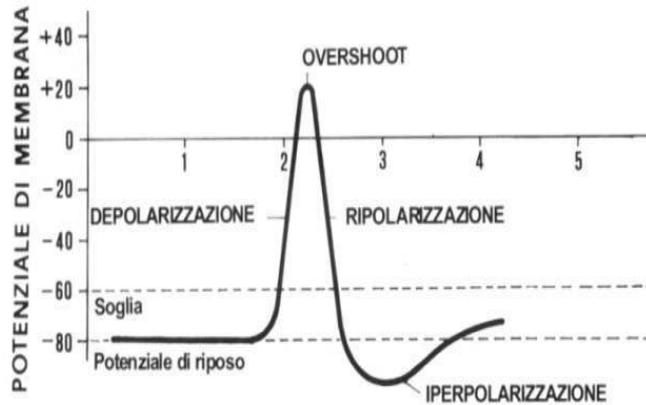
L'unità funzionale del muscolo è l'unità motoria (motor unit MU): è l'insieme del motoneurone e delle fibre muscolari che esso innerva. Le unità motorie variano molto per quanto riguarda il numero di fibre muscolari: vi sono con 10 - 20 fibre muscolari, altre con più di 2000 e ciò influenza la forza generata dall'attività motoria stessa. Generalmente i muscoli preposti al controllo dei movimenti più fini hanno un basso numero di fibre muscolari per unità motoria; invece, i muscoli preposti a movimenti più grossolani sono usualmente caratterizzati da un elevato numero di fibre muscolari per unità motoria.

La cellula e il suo ambiente sono assimilabili a due soluzioni ricchissime di ioni, separate da una membrana semipermeabile. Le dimensioni dei pori della membrana cellulare sono tali da lasciar passare liberamente gli ioni  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{K}^+$ , ostacolare quelli  $\text{Na}^+$  ed impedire il passaggio degli anioni organici  $\text{A}^-$ ; essa è, cioè, selettiva. La non omogenea distribuzione degli ioni determina una differenza di potenziale elettrico ai lati della membrana, con il lato interno negativo e quello esterno positivo. Tale differenza di potenziale è detta "potenziale di membrana" ed ha in tutte le cellule un valore costante, compreso tra  $-70$  e  $-90$  mV. All'interno della cellula gli ioni più abbondanti sono quelli  $\text{K}^+$  e gli anioni proteici, accompagnati da piccole quantità di ioni  $\text{Na}^+$  e  $\text{Cl}^-$ . Nell'ambiente extracellulare vi è un'elevata quantità di  $\text{Na}^+$  e  $\text{Cl}^-$  e piccole quantità di  $\text{K}^+$ . Esistono due metodi fondamentali mediante i quali i potenziali di membrana prendono origine:

1. la "pompa sodio - potassio" ATP dipendente (meccanismo di trasporto attivo di ioni contro il gradiente elettrico e quello di concentrazione, sostenuta dall'acido adenosintrifosfato o ATP), che provoca uno sbilanciamento tra cariche negative e positive presenti ai due lati della membrana: gli ioni sodio vengono portati dall'interno verso l'esterno e quelli potassio dall'esterno all'interno;
2. la diffusione di ioni attraverso la membrana, conseguente ad una differenza di concentrazione tra i due lati della membrana stessa.

Le variazioni del potenziale di membrana vengono chiamate "potenziali d'azione".

Partendo dal potenziale di riposo, che nelle cellule muscolari è tra  $-70$  e  $-90$  mV, un potenziale d'azione varia la permeabilità di membrana e si passa rapidamente ad un potenziale positivo di circa  $+30$  mV. Il segnale elettrico è rapidamente ristabilito (ripolarizzato) e seguito da un'iperpolarizzazione (il potenziale di membrana è più negativo del potenziale di riposo). Dalle placche motrici il potenziale si propaga nel muscolo e nelle suo fibre.



**Figura 14.** Potenziale di membrana

### 3.2) Analisi dello strumento

Lo strumento è composto da: elettrodi che sono i sensori; filtri, amplificatori e sistemi di conversione A/D appartengono al blocco di manipolazione del segnale; l'oscilloscopio o sistemi digitali quali PC o microcontrollori costituiscono il blocco di visualizzazione.

#### 3.2.1) Gli elettrodi

A seconda dell'indagine che si vuole fare vengono utilizzati differenti tipi di elettrodi: gli elettrodi di superficie per muscoli superficiali, a diretto contatto con la pelle e non invasivi (figura 15); per muscoli più profondi sono necessari elettrodi ad ago, per permettere il diretto contatto col gruppo muscolare d'interesse e quindi effettuare un'indagine invasiva (figura 16).



**Figura 15.** Elettrodi di superficie (a sinistra); elettrodi ad ago (a destra)

### **3.2.2) Preamplificatore**

Lo stadio amplificatore è una delle parti più complesse di una macchina diagnostica, ma il concetto su cui si basa è molto semplice: un amplificatore ha il compito di amplificare il segnale in modo tale da renderlo visualizzabile. Il preamplificatore rende il segnale utilizzabile per i dispositivi a valle (i filtri in primo luogo) e migliorare il rapporto segnale-rumore. Il segnale EMG viene posto in ingresso ad un amplificatore per strumentazione. L'amplificatore da strumentazione deve avere una alta impedenza di ingresso (idealmente tendente a infinito) ed una bassa impedenza di uscita (idealmente tendente a zero).

### **3.2.3) Filtri**

Una volta che gli elettrodi sono stati correttamente posizionati ed il segnale acquisito, l'elemento che maggiormente deteriora il segnale EMG rimane il rumore. Successivamente allo stadio amplificatore differenziale vengono quindi aggiunti degli elementi di filtraggio. Il rumore ad alte frequenze può essere causato dalla conduzione del segnale nei nervi e da interferenze dovute a strumenti elettronici come radio, computer o cellulari e può essere rimosso con un filtro passa basso. Il rumore a basse frequenze può essere causato dal DC offset dell'amplificatore, movimenti del sensore sulla pelle e variazioni di temperatura e può essere rimosso tramite un filtro passa alto. La frequenza di taglio  $f_c$  per i filtri passa-basso (PB) si attesta intorno ai 400-450 Hz; La frequenza di taglio  $f_c$  per i filtri passa-alto (PA), invece, si attesta intorno ai 15-20 Hz. Qualsiasi filtro elimina-banda (filtro Notch) non dovrebbe essere utilizzato in quanto distruggerebbe troppe componenti significative del segnale, ad esempio nel caso si volesse filtrare la componente della tensione di rete, che si attesta tra i 50 e 60 Hz, ossia all'interno della banda significativa del segnale.

### **3.2.4) Amplificatore principale**

Questo stadio di amplificazione introduce un ulteriore guadagno a quello ottenuto precedentemente, che si attesta mediamente intorno alle 500-1000 unità. Un amplificatore per EMG può essere realizzato semplicemente con un amplificatore in configurazione non invertente (figura 16), dove il guadagno può essere regolato mediante un rapporto fra due resistenze.

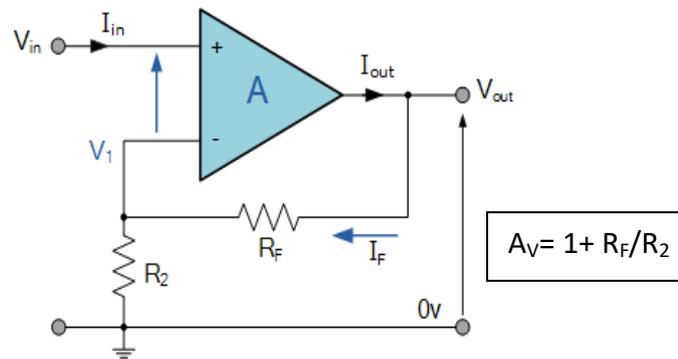


Figura 16. Amplificatore non invertente

### 3.2.5) Convertitore A/D

L'indagine elettromiografica moderna è effettuata tramite personal computer e l'hardware e software ad esso integrati, per questo il segnale EMG va convertito in segnale digitale in modo tale da renderlo compatibile ai dispositivi digitali a cui si collega, sia che siano dispositivi di visualizzazione del segnale, sia microcontrollori per dispositivi robotici. Lo strumento usato per questo processo è il convertitore analogico-digitale (ADC). L'ADC non fa altro quindi che convertire il segnale analogico in dei bit attraverso due processi: il campionamento e la quantizzazione. Il campionamento consiste nel trasformare il segnale dal dominio tempo-continuo al dominio tempo-discreto. La frequenza di campionamento deve essere scelta in modo tale da rispettare il teorema di Nyquist ( $f_c \geq 2f_{max}$ ,  $f_c$ =frequenza di campionamento,  $f_{max}$ = frequenza massima contenuta nel segnale), perciò tipicamente si attesta intorno ai 1000 Hz o anche, per evitare perdita di segnale, 1500 Hz. Nel caso ciò non si verificasse nel dominio delle frequenze andrebbe a verificarsi il fenomeno di "aliasing", ovvero di sovrapposizione dello spettro. La quantizzazione provvederà a suddividere il segnale analogico campionato in un insieme di livelli che identificano ognuno un range diverso (di tensione), dove ad ogni livello è associata una codifica binaria. Il numero di bit di quantizzazione utilizzato si chiama risoluzione e per la maggior parte delle applicazioni EMG è di 12 bit (212 livelli).

### 3.2.6) Optoisolatore (isolatore ottico)

L'isolamento galvanico si rende necessario per isolare elettricamente il dispositivo EMG e altri dispositivi non medicali ad esso connessi. L'isolamento può essere ottenuto tramite un

optoisolatore, ossia un componente elettronico che permette di trasferire un segnale fra due circuiti mantenendo l'isolamento galvanico fra gli stessi.

### 3.3) Acquisizione del segnale

Gli elettrodi sono in grado di acquisire i segnali provenienti dall'unità motoria e quindi da tutte le fibre che innerva. Questa somma di potenziali è detto MUAP (Motor Unit Action Potential, tradotto in "potenziale d'azione dell'unità motoria") e dipende in forma e dimensione dall'unità motoria e dalle fibre muscolari che innerva, dal tipo di queste ultime e dal loro orientamento rispetto gli elettrodi. Un treno di MUAP appartenenti alla stessa unità motoria è detta MUAPT. Il segnale EMG superficiale rilevato dagli elettrodi è dato dalla sovrapposizione dei MUAPT delle varie unità motorie. L'insieme dei MUAP sovrapposti costituisce il segnale che verrà visualizzato ed è chiamato linea EMG. La linea EMG è una misura dell'andamento nel tempo dell'attività contrattile del muscolo, visualizzando gli istanti di attività (contrazione) e di riposo.

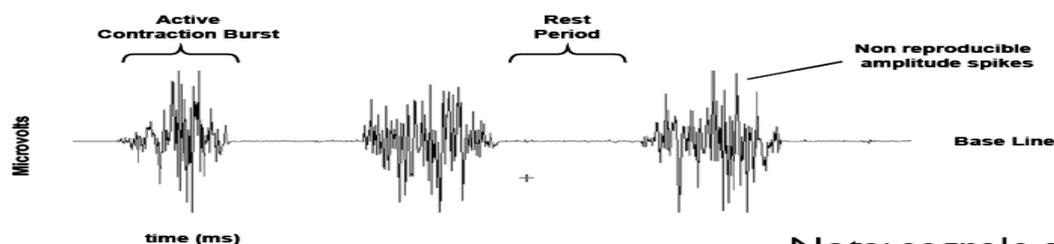


Figura 17. Esempio di EMG

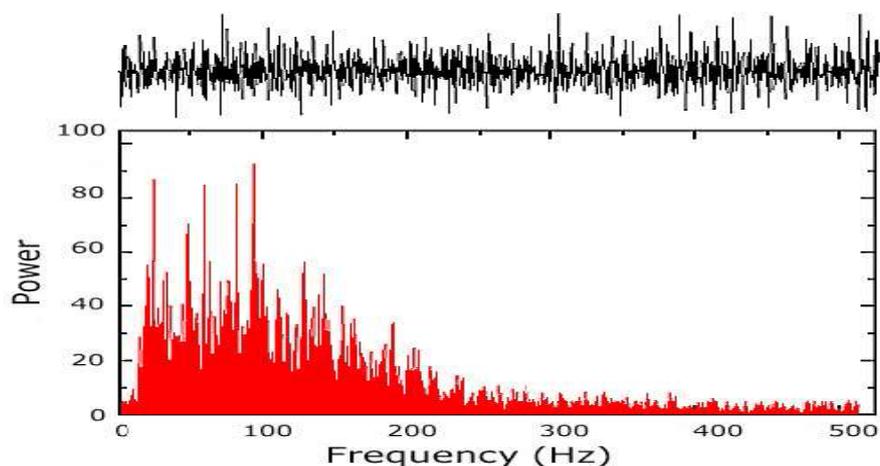
Durante i periodi di riposo è visibile la linea di base (baseline), rappresentante la linea di zero del segnale. In caso di corretta calibrazione dello strumento, un'adeguata preparazione della pelle e di posizionamento degli elettrodi il rumore medio sulla linea deve essere inferiore ai 3-5  $\mu\text{V}$  e possibilmente tra 1 e 2  $\mu\text{V}$ . Eventuali spike dovuti al rumore non dovrebbero eccedere oltre i 10-15  $\mu\text{V}$ . Il range di ampiezza della linea varia tra +/- 5000  $\mu\text{V}$ , per i muscoli più allenati, mentre il range di frequenza varia tra i 6 e 500 Hz, con il maggiore contenuto informativo tra circa 20 e 150 Hz.

### 3.4) Spettro del segnale

Le potenzialità dei computer moderni permettono un'analisi facile e veloce della distribuzione di frequenza del segnale EMG. Questa distribuzione può essere calcolata tramite la trasformazione di

Fourier (FFT, Fast Fourier Transformation). La componente significativa del segnale è localizzata tra 20 e 250 Hz. Caratteristiche significative sono: il picco in frequenza tra i 50 e 80 Hz, tendenza a zero del segnale tra i 200 e 250 Hz e possibili picchi (dominanti) dovuti alla tensione di rete a 50 Hz (EU) o 60 Hz (USA). Lo spettro del segnale EMG è composto da due parti:

- una dovuta alle frequenze di firing delle unità motorie (UM) più grandi e reclutate per ultime; queste contribuiscono con picchi nello spettro, in bassa frequenza, attorno alla frequenza media di firing delle UM, cioè sui 10-40 Hz;
- la seconda parte è dovuta alla forma dei MUAP, e va dai 50 fino a circa 100 Hz, in funzione di vari fattori, quali la forma e la disposizione degli elettrodi, la distanza delle fibre e la fatica muscolare. Ad esempio quest'ultima, tanto più aumenta, si traduce in un minore contenuto in frequenza (traslazione verso sinistra dello spettro) oltre ad una minore forza espressa dal muscolo



**Figura 18.** Spettro in frequenza di un segnale

### 3.5) Elaborazione del segnale

L'elaborazione del segnale elettromiografico passa attraverso un insieme di operazioni atte a renderlo più comprensibile e confrontabile fra più ripetizioni. Quanto detto significa ridurre la variabilità del segnale, dovuta alla natura casuale dei disturbi o al prelievo, che può presentare differenze tra i soggetti analizzati sebbene il muscolo sia lo stesso. Le operazioni tipicamente utilizzate sono le seguenti:

1. Rettifica. Tutte le tensioni negative sono rese positive, ribaltate rispetto la Base Line. Questa operazione porta a molti benefici: una migliore lettura del segnale, calcolo di parametri standard come la media, area sottesa dal segnale e valore massimo. Per molti anni un'operazione tipica che ha accompagnato la rettifica era l'integrale su un periodo e la costruzione di una serie di questi integrali.

$$x_{ARV} = \frac{1}{T} \int_{T1}^{T2} |x(t)| dt \quad (1)$$

2. Smoothing. L'operazione di smoothing (digitale) serve a eliminare i contenuti non riproducibili del segnale, dovuti tipicamente al rumore, evidenziando l'andamento medio del segnale. Con il recente progresso tecnologico dell'elettronica è stato reso possibile il calcolo accurato del Valore Efficace (Root Mean Square, RMS), rappresentate la potenza media del segnale, e il Valore Rettificato Medio (Average Rectified Value, AVR), che risulta simile all'integrale rettificato.

$$x_{RMS}(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt} \quad (2)$$

Gli algoritmi utilizzati per l'elaborazione del segnale sono Movag per il valore rettificato medio e RMS per il valore efficace.

3. Filtraggio Digitale. È un'operazione che può essere applicata in modo ricorsivo per ridurre il fenomeno di shift della fase.

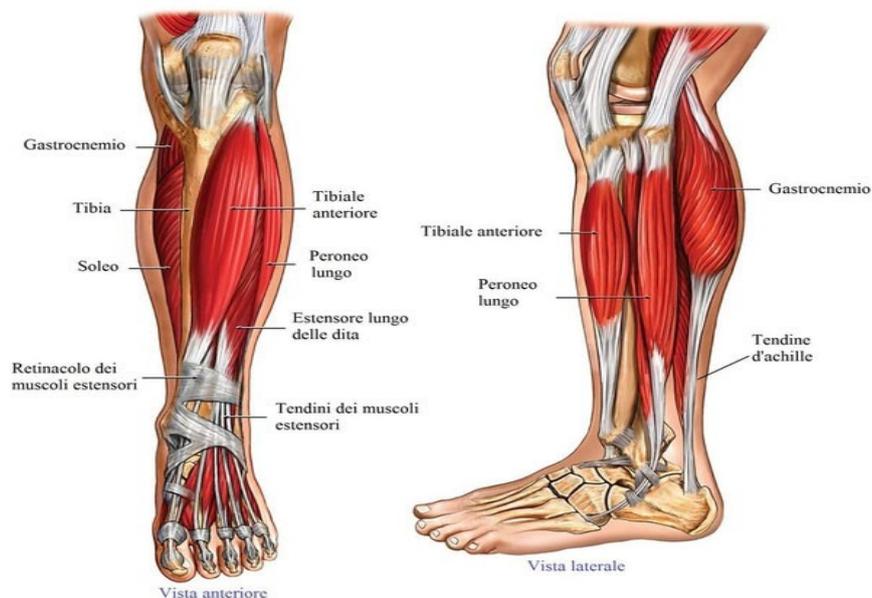
4. Normalizzazione MVC (Maximum Voluntary Contraction). La massima contrazione volontaria è un metodo di ridefinizione del segnale, non più valutato secondo una tensione, ma rispetto una percentuale. Il processo di normalizzazione consiste nell'acquisire quanto un soggetto può contrarre un muscolo, assegnando il 100% alla massima contrazione e lo 0% alla contrazione nulla. Solitamente il protocollo vuole che le massime contrazioni siano mantenute per alcuni secondi e siano ripetute più volte, con un periodo di pausa tra ognuna. È un potente metodo per poter confrontare dati elettromiografici ottenuti da prove su soggetti diversi, o dallo stesso soggetto in giorni diversi. Normalizzare i livelli sEMG rispetto alla massima contrazione volontaria è anche un metodo comunemente usato per ridurre la variabilità tra diverse registrazioni. La misura riguarda la massima innervazione muscolare (non la massima forza producibile). Ciò significa la possibilità di

verificare quanto un dato esercizio di allenamento possa essere efficace e quanto un muscolo possa lavorare, ma anche che questa operazione va fatta su soggetti sani ed allenati. Ogni MVC va differenziato per ogni gruppo muscolare in analisi.

5. Normalizzazione del tempo. Data la difficoltà di ripetere un esercizio mantenendo la stessa durata, come per la normalizzazione MVC, il tempo viene ridefinito nel periodo rispetto una percentuale (“ciclo percentuale”). Questo procedimento permette di ridurre la deviazione standard nel segnale e di avere un ulteriore effetto di “smoothing” sul segnale.

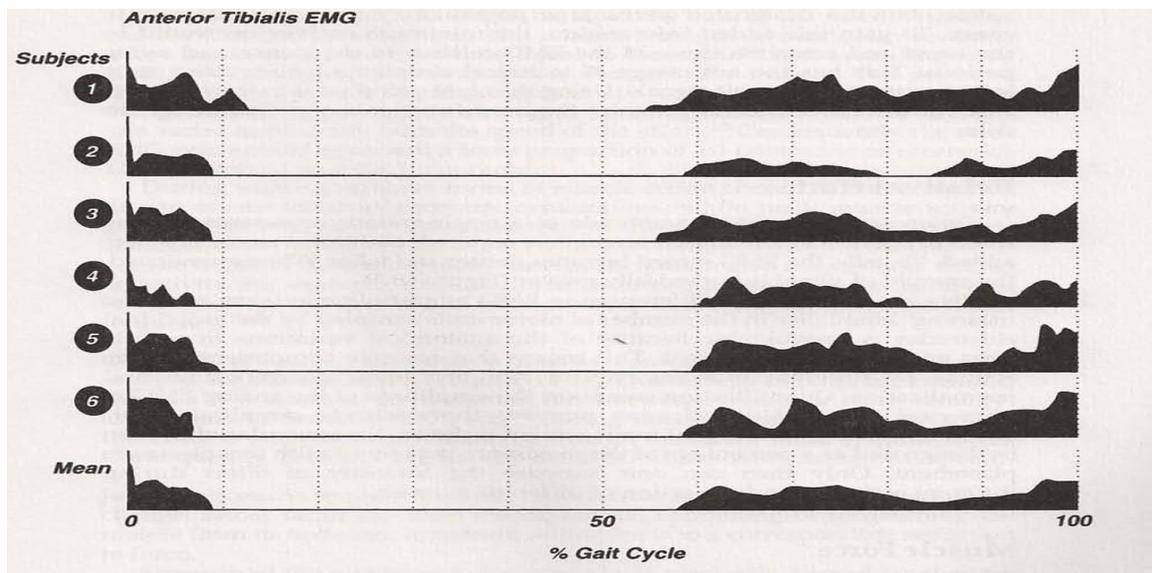
### **3.6) EMG durante il cammino**

Il pattern di attivazione muscolare ottenuto durante il cammino è il risultato dell’attività integrata dei centri generatori di pattern motori a livello spinale che sono responsabili delle principali sinergie motorie intersegmentarie [11] e dei sistemi di controllo discendenti provenienti dal tronco encefalico, dal cervelletto e da strutture corticali e sottocorticali. Durante il ciclo del passo (definito come intervallo tra due appoggi consecutivi del tallone di uno stesso lato) la maggior parte dei muscoli degli arti inferiori presenta uno o due picchi di attività elettrica della durata di circa 100-400 msec (dal 10% al 40% del ciclo del passo). Il momento in cui i muscoli sono attivi rispetto al ciclo del passo e la relativa intensità sono strettamente legati al compito funzionale svolto dai muscoli stessi. Seppur con differenze inter-individuali, è possibile definire un *pattern* di attivazione muscolare comune nei soggetti sani rappresentativo del cammino fisiologico. Di seguito vengono descritti i *pattern* di attivazione fisiologica di alcuni dei principali muscoli degli arti inferiori che verranno presi in considerazione successivamente per le finalità di questo studio. I momenti di attivazione vengono descritti facendo riferimento alla classica suddivisione del ciclo del passo in fasi e sottofasi e in percentuale (0-100%) dell’intero ciclo del passo proposta da Perry [9] e fanno riferimento a dati ricavati da gruppi di soggetti sani riportati in letteratura.



**Figura 19.** Muscoli coinvolti durante il cammino (tibiale anteriore e gastrocnemio in particolare)

*Tibiale anteriore* – Il tibiale anteriore rappresenta il più potente dorsiflessore del piede coadiuvato dai muscoli estensore lungo delle dita ed estensore lungo dell’alluce. Il tibiale anteriore presenta uno schema di attività di tipo bifasico con due picchi di intensità in fase di risposta al carico e in fase di oscillazione iniziale. La prima intensa attivazione (contrazione eccentrica) si verifica al contatto del tallone al suolo (fase di risposta al carico 0-10% del ciclo) atta a contrastare la flessione plantare passiva (momento flessorio plantare) causata dal peso del corpo applicato alla parte posteriore del calcagno; in questa fase l’intensità del tibiale anteriore aumenta rapidamente fino al 45% del test muscolare manuale coadiuvato dall’estensore lungo dell’alluce e dall’estensore lungo delle dita e termina la sua azione entro la fine della risposta al carico (10% del ciclo del passo). La seconda fase di attivazione contribuisce alla dorsiflessione dell’avampiede consentendo il sollevamento del piede durante la fase di oscillazione (55-100% del ciclo): inizia nella fase finale della preoscillazione per intensificarsi nella fase di oscillazione iniziale raggiungendo un picco pari al 35% del test muscolare manuale entro la fine della fase, la sua intensità si riduce nella fase intermedia dell’oscillazione per poi incrementare nuovamente verso la fase finale dell’oscillazione terminale per assicurare la continuazione della flessione dorsale e il posizionamento del piede per l’azione di rotolamento. Una lieve attività degli estensori durante il push-off contribuisce alla stabilità della caviglia attraverso una coattivazione con i flessori plantari [9].



**Figura 20.** EMG tibiale anteriore

*Muscoli plantiflessori (soleo e gastrocnemio)* - Il soleo e il gastrocnemio sono attivi nella maggior parte della fase di appoggio (10-50 % del ciclo del passo) e controllano eccentricamente il movimento anteriore della tibia sul piede (dorsiflessione della caviglia). Il soleo inizia la sua attività alla fine della fase di risposta al carico (10% del ciclo del passo) e raggiunge rapidamente il 25% dell'intensità registrata al test di contrazione manuale, mantenendo tale livello di attività per tutto l'appoggio intermedio; all'inizio dell'appoggio terminale (30% del ciclo del passo) si verifica un rapido incremento dell'ampiezza dell'attività elettromiografica fino al 75% del test muscolare manuale a partire dal 45% del ciclo del passo, successivamente l'intensità dell'attività del soleo si riduce con una velocità simile fino a cessare prima dell'inizio della fase di doppio appoggio (preoscillazione, 50% del ciclo del passo). Il capo mediale del gastrocnemio si attiva contemporaneamente al soleo, l'azione del capo laterale può presentare un ritardo fino all'appoggio intermedio. L'attivazione del gastrocnemio segue rapidamente quella del soleo (12% per il gastrocnemio contro 8% del ciclo del passo per il soleo), ma il relativo incremento nella fase di appoggio intermedia risulta più lento e meno intenso. All'inizio dell'appoggio terminale l'intensità del gastrocnemio aumenta fino a un picco pari al 60% del test muscolare manuale a livello del 40% del ciclo del passo, per poi ridursi rapidamente fino alla cessazione dopo l'inizio della preoscillazione (50% del ciclo del passo). Una breve contrazione del gastrocnemio nell'oscillazione iniziale [12] e intermedia [9] è un reperto frequente, verosimilmente finalizzata a sostenere la flessione del ginocchio. In merito allo scarto temporale dell'attività dei 2 muscoli non vi è

unanimità di riscontri in letteratura [9]. L'attività dei muscoli soleo e gastrocnemio sembra presentare una relazione lineare con l'incremento della lunghezza del passo e della velocità del cammino.

#### **4) Il cammino emiplegico**

L'emiplegia è un disturbo neurologico che viene frequentemente rilevato nei bambini con paralisi cerebrale; può provocare un controllo motorio selettivo alterato, debolezza e spasticità. Mentre un lato è influenzato dal disturbo, il lato controlaterale sembra mantenere la completa funzionalità. Questa asimmetria influenza le attività quotidiane di un bambino, come camminare

L'analisi dell'andatura è spesso utilizzata nella gestione di bambini con paralisi cerebrale per supportare medici e fisioterapisti nella pianificazione dei trattamenti terapeutici; in particolare, gli interventi possono essere di fisioterapia, logopedia, terapia occupazionale, stimolazione elettrica neuromuscolare e inoltre possono essere anche effettuate iniezioni di tossina botulinica.

L'emiplegia produce delle alterazioni alla normale deambulazione, determinando un cammino patologico, caratterizzato da alterazioni dei parametri di normalità sia qualitativi che quantitativi. Un primo tipo di alterazione riguarda i parametri spazio-temporali: i soggetti affetti da emiparesi mostrano un ridotta velocità di progressione, un accorciamento della lunghezza dello stride, dello step, della durata complessiva del ciclo del passo e delle modifiche alla cadenza e alla lunghezza del passo; il soggetto utilizza quindi dei compensi al fine di adattarsi alle anomalie primarie dovute alle lesioni del Sistema nervoso centrale, aumentando il tempo di carico sul lato conservato e del tempo speso in doppio appoggio.

I pazienti mostrano inoltre dei cambiamenti delle caratteristiche cinematiche delle articolazioni come la riduzione o la perdita della flessione del ginocchio in fase di swing o di stance e una perdita della flessione dorsale della caviglia in swing e al contatto iniziale. Altri parametri che subiscono variazioni rispetto alla normalità sono le variabili cinetiche (quali momenti angolari, lavoro e potenza) e le deviazioni elettromiografiche (il timing di attivazione muscolare).

#### 4.1) Differenze tra cammino normale e cammino emiplegico

- fase iniziale di appoggio

normale: il tallone tocca il terreno per primo con un angolo piede-gamba di circa 90°; il peso si sposta verso l'avampiede e la pianta si appoggia gradualmente e morbidamente al terreno; l'angolo piede-gamba aumenta per ritornare a 90° (figura 21).

Emiplegico: tallone e avampiede toccano simultaneamente il terreno ("tutta pianta2");  
varianti: solo punta, margine laterale... (figura 22) [9].

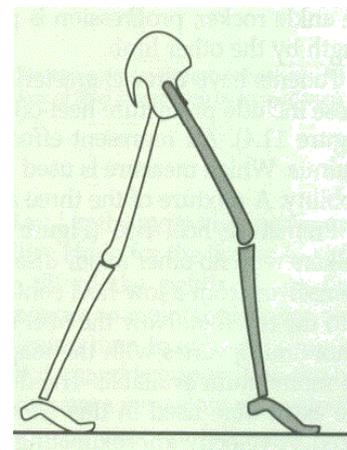
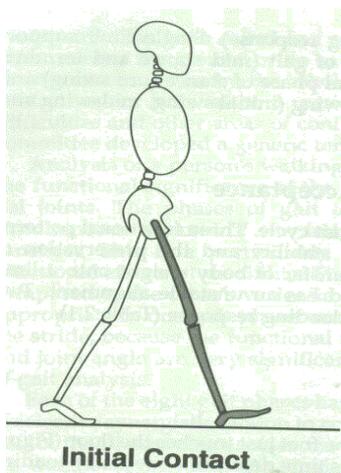


Figura 21. Contatto iniziale normale

Figura 22. Contatto iniziale emiplegico

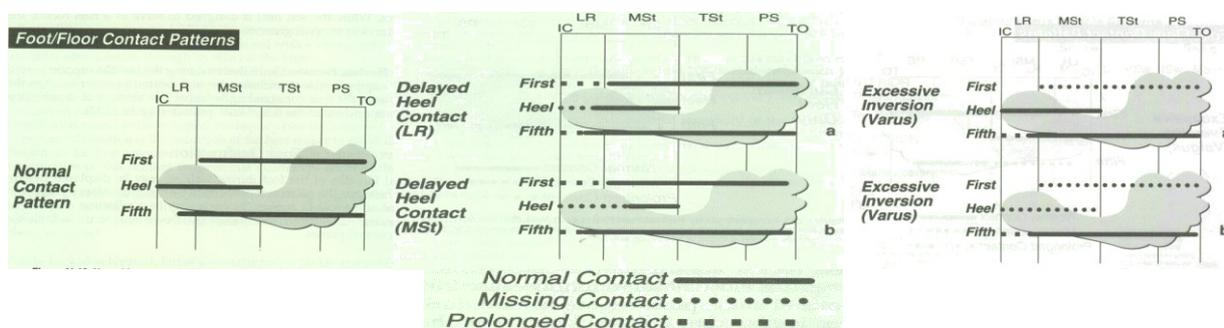
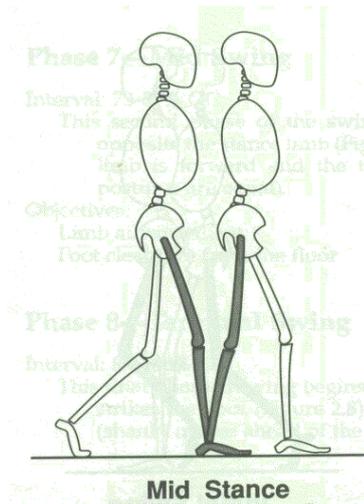


Figura 23. Contatto normale (a sinistra), contatto emiplegico con tallone in ritardo (al centro), contatto con piede equino-varo (a sinistra)

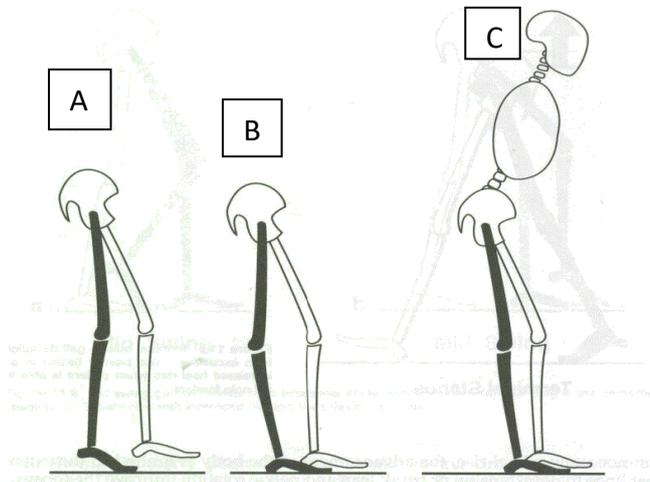
- fase intermedia di appoggio

normale: appoggio di tutto il piede ed inizio graduale della riduzione dell'angolo piede-gambe con graduale allungamento del tricipite surale (figura 24).

emiplegico: non è possibile la chiusura dell'angolo della caviglia e si verifica lo stiramento del tricipite surale. Il piede sano non si può portare davanti a quello emiplegico (o di poco) e infine si ha una rapidissima oscillazione dell'arto sano (figura 25) [9].



**Figura 24.** Fase intermedia normale



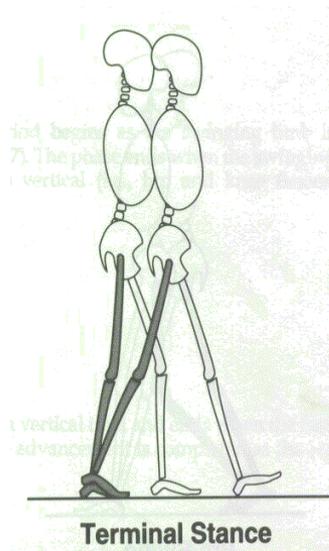
**Figura 25.** Fase intermedia emiplegica:

A: sollevamento prematuro del tallone; B: appoggio della pianta con recurvatum del ginocchio; C: compenso con avanzamento del tronco all'impossibilità di spostare la tibia

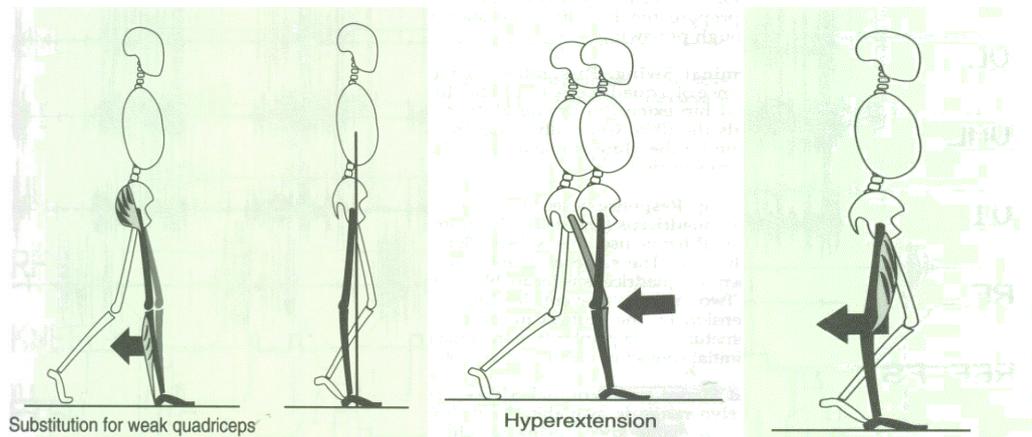
- fase finale d'appoggio

normale: stacco del tallone da terra con iniziale flessione del ginocchio, trasferimento del peso sull'altro arto, contrazione concentrica dei flessori plantari, distacco del piede da terra con flessione del ginocchio ed anca (figura 26)

Emiplegico: difficoltoso distacco del piede dal suolo per la dominanza della sinergia estensoria che impedisce o rallenta la flessione del ginocchio, l'arto deve essere staccato dal terreno e portato in avanti con qualche manovra compensatoria (figura 26) [9].



**Figura 26.** Fase finale normale



**Figura 27.** Fase terminale emiplegica:(a sinistra) fase terminale con quadricipite debole, (al centro) fase terminale con iperestensione del ginocchio secondaria a retroposizione dinamica della tibia (dal soleo) o retroposizione del femore (dal grande gluteo), (a destra) Iperestensione del ginocchio ( “recurvatum” ) secondaria a iperattività (spasticità) del quadricipite (vasti) che impedisce la flessione del ginocchio della reazione di carico (loading response).

## 5) Materiale e metodi

### 5.1) Soggetto

I dati per l'analisi dei bambini emiplegici e dei bambini completamente sani (bambini controllo) sono presi dal Laboratorio di Gait Analysis dell'Ospedale Santa Croce Moncalieri (TO), Italia. I bambini con emiplegia di tipo II di Winters sono 22 e hanno un'età compresa dai 4 ai 15 anni. Sono stati esclusi dallo studio i bambini sottoposti precedentemente a intervento chirurgico ortopedico agli arti inferiori o a iniezioni di tossina botulinica nei mesi precedenti. I bambini normodotati, completamente sani (bambini controllo) sono 100 con età compresa dai 6 ai 11 anni; sono stati analizzati i muscoli TA e GL di entrambe le gambe (gamba destra e gamba sinistra).

**Tabella 1.** I bambini con emiplegia di tipo II di Winters

| BAMBINO | CLASSE | SESSO | LATO EMIPL. | ETÀ | ALTEZZA   | PESO      |
|---------|--------|-------|-------------|-----|-----------|-----------|
| 1       | II     | M     | 'SN'        | 7   | 127       | 30        |
| 2       | II     | M     | 'SN'        | 7   | 130       | 27        |
| 3       | II     | F     | 'DX'        | 4   | 104       | 16        |
| 4       | II     | M     | 'DX'        | 5   | 112       | 21        |
| 5       | II     | F     | 'DX'        | 13  | 150       | 45        |
| 6       | II     | F     | 'SN'        | 6   | 120       | 20        |
| 7       | II     | M     | 'DX'        | 5   | 101       | 14        |
| 8       | II     | F     | 'SN'        | 5   | 110       | 23        |
| 9       | II     | F     | 'DX'        | 5   | 108       | 16        |
| 10      | II     | F     | 'SN'        | 5   | 105       | 19        |
| 11      | II     | M     | 'DX'        | 5   | 111       | 19        |
| 12      | II     | M     | 'SN'        | 11  | 135       | 40        |
| 13      | II     | F     | 'DX'        | 13  | 167       | 56        |
| 14      | II     | F     | 'DX'        | 9   | 131       | 26        |
| 15      | II     | M     | 'SN'        | 5   | 106       | 17        |
| 16      | II     | M     | 'SN'        | 10  | 147       | 41        |
| 17      | II     | M     | 'DX'        | 14  | Non disp. | Non disp. |
| 18      | II     | M     | 'DX'        | 7   | Non disp. | 27        |
| 19      | II     | F     | 'DX'        | 15  | Non disp. | 60        |
| 20      | II     | M     | 'SN'        | 6   | Non disp. | 18        |
| 21      | II     | M     | 'DX'        | 7   | Non disp. | 18        |
| 22      | II     | F     | 'DX'        | 9   | Non disp. | 29        |

22 bambini emiplegici di tipo II di Winters,, età media 7.86, SD 3.38; altezza media 122.75 cm, SD 19.39 cm; massa media 27.71 kg, SD 13,27 kg.

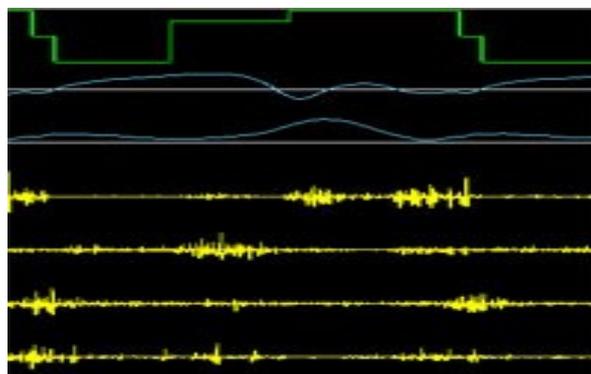
100 bambini normali (bambini controllo), età 6-11 anni; 51 maschi/49 femmine; età media 9.0, SD 1.4; altezza media 133 cm, SD 9 cm; massa media 30.6 kg, SD 6.7 kg.

I dati sono stati analizzati comparando tre diversi gruppi:

- gruppo HG (hemiplegic group n=22): rappresenta il comportamento della gamba emiplegica dei bambini emiplegici, quindi include 22 bambini; in questo gruppo i dati barografici e mioelettrici sono analizzati per ciascun bambino;
- gruppo CG (contralateral group n=22): rappresenta il comportamento della gamba sana dei bambini emiplegici, quindi un totale di 22 bambini; questo gruppo include gli stessi bambini del gruppo HG E sono analizzati i dati della gamba sana;
- gruppo CONT-G (control-children group n=100): rappresenta il comportamento dei 100 bambini normodotati che sono considerati bambini controllo; in questo gruppo sono analizzati i dati di entrambe le gambe sane, sia destra che sinistra.

## 5.2) Acquisizione del segnale-signal acquisition

I segnali elettromiografici di superficie (sEMG) sono stati registrati (frequenza di campionamento: 2kHz, risoluzione 12 bit) da un sistema multicanale di registrazione Step32 (Medical Technology, Torino, Italia).



**Figura 28.** Tipico andamento EMG ottenuto tramite Step32

Step32 consente di acquisire simultaneamente sino a 32 canali:

- 16 provenienti da sensori posizionati sul paziente e connessi ad una leggera “unità paziente”
- altri 16 canali provenienti da altri dispositivi, quali ad esempio pedane di forza (figura)
- inoltre è possibile acquisire, in modo sincrono con gli altri canali, il segnale video proveniente da una videocamera digitale standard (DV).



**Figura 29.** Esempio di pedana di forza

A tal proposito le sonde del sEMG (dischi in Ag, diametro 4mm, distanza tra gli elettrodi 12 mm, guadagno 1000, filtro passa-alto 10 Hz, 2 poli) sono posizionate sul TA e GL seguendo le linee guida di Winters. Tre foot-switch (10x10 mm, spessore 0.5 mm, forza di attivazione 3 N) sono applicati sotto il tallone, sulla prima e quinta testa metatarsale su ciascun piede per misurare i contatti piede-pavimento.

Poi ai bambini è stato chiesto di camminare a piedi nudi avanti e indietro su una traiettoria rettilinea per 10m alla loro velocità per circa 2 minuti e 30 secondi. Il segnale registrato è corrotto da componenti di rumore indesiderato e di diversa origine come ad esempio il cross-talk: è una distribuzione di potenziale data o dall'attivazione muscolare dei muscoli limitrofi a quello di interesse oppure dalla perturbazione residua dell'attivazione muscolare. Avendo tutte le caratteristiche del segnale elettromiografico, esso non può essere distinta dalla contrazione del muscolo di interesse. Solo tecniche avanzate di analisi permettono di limitare questo disturbo,

come ad esempio l'utilizzo di doppie sonde differenziali (diametro 1 mm, lunghezza 10 mm, distanza tra gli elettrodi 10 mm) che permettono di migliorare la qualità del segnale EMG.

### 5.3) Elaborazione del segnale-signal processing

I segnali sEMG sono filtrati con filtro passa-banda (20-450 Hz). Gli intervalli di attivazione mioelettrica sono identificati da rilevatori statistici a doppia soglia. Questo metodo consiste nel rilevare la prima soglia  $\zeta$ , guardare gli  $m$  campioni successivi e se la seconda soglia  $r_0$  su  $m$  campioni successivi è sopra a  $\zeta$ , allora viene riconosciuta la presenza del segnale. L'impostazione di  $\zeta$  si basa sulla stima del livello di rumore di fondo, come parametro di input necessario. Il livello di rumore di fondo e il rapporto segnale-rumore sono valutati per ogni segnale dal sistema Step32, usando l'approccio statistico proposto da Agostini e Knaflitz. Infine  $m=30$  ms è considerato il valore adatto per valutare l'attivazione muscolare nell'analisi del movimento.

I tre foot-switch generano tre segnali da cui può essere ricavato un unico segnale diviso in quattro livelli:

- H heel strike phase: il foot-switch sotto il tallone è chiuso
- F flat foot contact phase: il foot-switch sotto il tallone è chiuso e almeno uno dei due foot-switch sotto l'avampiede è chiuso
- P push off phase: il foot-switch sotto il tallone è aperto e almeno uno dei due foot-switch sotto l'avampiede è chiuso
- S swing phase: tutti i foot-switch sono aperti

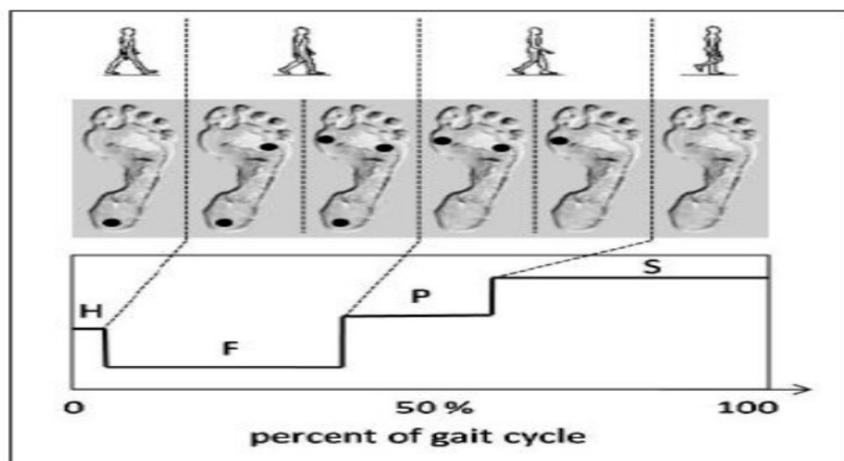


Figura 30. Foot-switch

I segnali dei foot-switch permettono di identificare le fasi del ciclo del passo (gait cycle GC):

- HFPS: sequenza normale delle fasi di andatura tipica della gamba sana
- PFPS: non si ha il contatto iniziale con il tallone, ma è l'avampiede che tocca per primo il suolo, il contatto del tallone si verifica successivamente
- PS: in questo caso il tallone non tocca mai il suolo

#### 5.4) Statistical gait analysis

In questo studio, il cammino umano è stato analizzato mediante caratteristiche medie del segnale elettromiografico (sEMG) e i parametri spazio-temporali sono estratti da centinaia di passi consecutivi per ciascun bambino. Dall'elettromiografia di superficie sono estratti i parametri classici come gli istanti di attivazione muscolare (onset/offset di un muscolo) ma anche altri parametri più recenti come modalità di attivazione (activation modality) e frequenza di reclutamento (occurrence frequency).

La modalità di attivazione è il numero di volte in cui il muscolo si attiva durante un singolo ciclo del passo, n-activation modality è il numero di intervalli attivi durante un ciclo del passo. La frequenza di occorrenza di una specifica modalità di attivazione è il numero (in percentuale) di falcate in cui il muscolo viene reclutato con questa specifica modalità di attivazione, rispetto al numero di falcate totali, come riportato nella seguente formula:

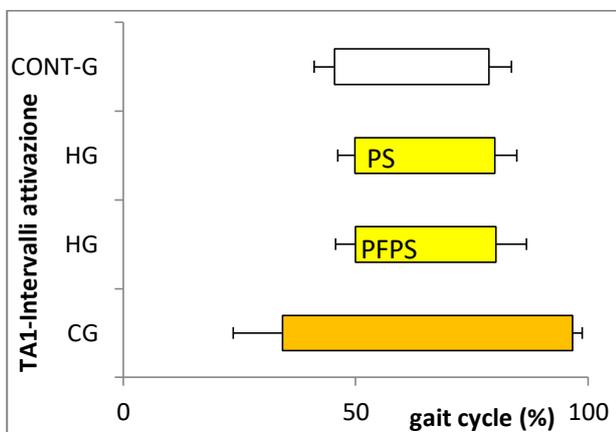
$$\text{occurrence frequency } OF(n) = \frac{\text{numero di cicli del passo con } n \text{ intervalli di attivazione}}{\text{numero totale di cicli del passo}} \times 100 \quad (3)$$

I dati sono riportati come media  $\pm$  errore standard o deviazione standard. Per prima cosa è importante valutare se le distribuzioni sono normali (gaussiane) o meno; a tal proposito viene utilizzato un test di normalità, Shapiro-Wilk test. In seguito in base alla normalità per comparare le distribuzioni vengono utilizzati ANOVA test nel caso in cui le distribuzioni siano tutte normali e Kruskal-Wallis test nel caso in cui le distribuzioni siano non normali. La statistical significance è fissata al 5%.

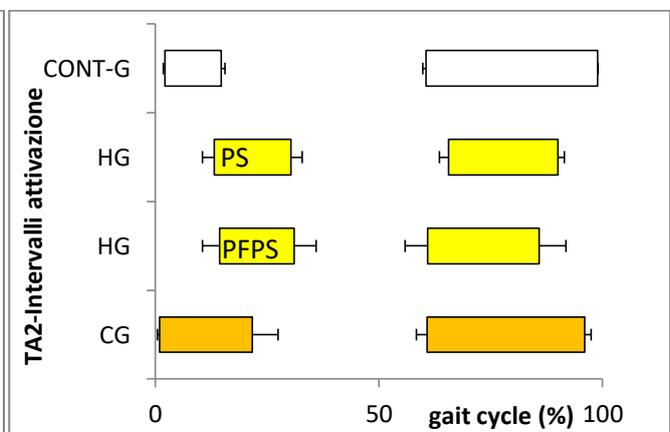
## 6) Risultati

Gli intervalli medi di attivazione muscolare relativi alle quattro modalità di attivazione del tibiale anteriore (TA) sono mostrati nella figura 31 per il gruppo CG (barre arancioni), per il gruppo HG (barre gialle) e per il gruppo CONT-G (barre bianche) rispettivamente. Per il gruppo HG, gli intervalli di attivazione sono riportati separatamente PFPF e PS in base alla sequenza di contatto piede-pavimento. Gli intervalli di attivazione sono espressi in base alla percentuale del ciclo del passo (% GC gait cycle). TAI (i=1-5) sono le modalità di attivazione rispettivamente con 1 attivazione (TA1, figura 31A), 2 attivazioni (TA2, figura 31B), 3 attivazioni (TA3, figura 31C), 4 attivazioni (TA4, figura 31D), 5 attivazioni (non mostrato perché non rilevante statisticamente) per un singolo ciclo del passo.

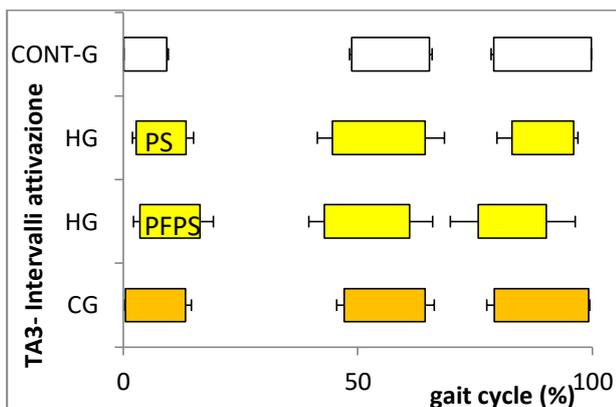
A



B



C



D

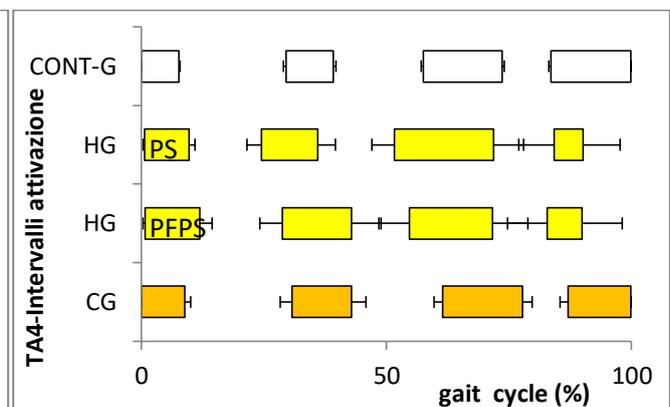


Figura 31. Intervalli di attivazione TA

In figura 31A si nota un ritardo dell'onset del TA della sequenza PFPS del gruppo emiplegico (HG) e dell'onset del TA della sequenza PS del gruppo emiplegico (HG) rispetto al gruppo CONT-G e al gruppo CG. Non si riscontrano notevoli differenze tra i gruppi per onset ( $p > 0.05$ ); per quanto riguarda l'offset si nota un anticipo del gruppo HG(PFPS) e del gruppo HG(PS) rispetto al gruppo CG con  $p = 0.00826$  e  $p = 0.00224$  rispettivamente

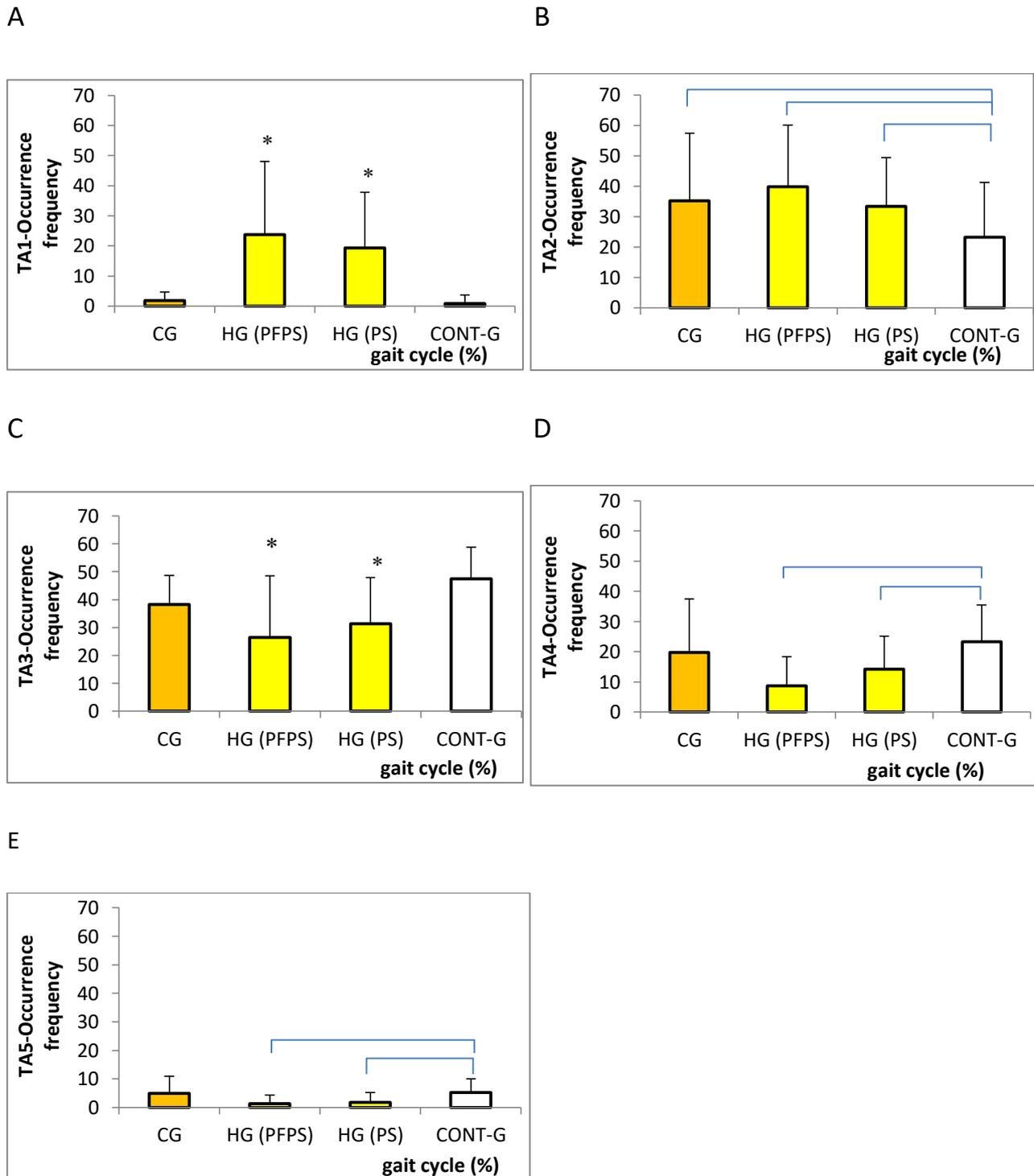
In figura 31B vengono riportati gli intervalli delle due modalità di attivazione del TA; si ha un leggero ritardo dell'onset del primo intervallo di attivazione della sequenza PFPS e della sequenza PS rispetto al gruppo CG ( $p = 0.00518$  e  $p = 2.05 \times 10^{-4}$ ) e rispetto al gruppo CONT-G ( $p = 1.69 \times 10^{-6}$  e  $p = 8.40 \times 10^{-9}$ ); un piccolo prolungamento dell'offset del primo intervallo di attivazione della sequenza PFPS e della sequenza PS rispetto al gruppo CONT-G ( $p = 1.71 \times 10^{-4}$  e  $p = 1.78 \times 10^{-6}$ ). Per l'onset del secondo intervallo di attivazione si notano differenze solo tra i gruppi HG(PS) rispetto CG ( $p = 0.01333$ ) e rispetto a CONT-G ( $p = 0.0073$ ). Per quanto riguarda l'offset del secondo intervallo di attivazione si ha un anticipo per il gruppo HG(PFPS) rispetto ad entrambi i gruppi CG ( $p = 0.02252$ ) e CONT-G ( $p = 9.96 \times 10^{-9}$ ), inoltre un anticipo anche per il gruppo HG(PS) rispetto ai gruppi CG ( $p = 0.01966$ ) e CONT-G ( $p = 1.52 \times 10^{-7}$ ).

In figura 31C sono descritti gli intervalli delle tre modalità di attivazione del TA; nell'onset del primo intervallo di attivazione si verificano differenze tra i gruppi HG(PFPS) e HG(PS) rispetto al gruppo CONT-G ( $p = 2.85 \times 10^{-8}$  e  $p = 1.22 \times 10^{-13}$ ); nell'offset del primo intervallo di attivazione si riscontrano differenze tra i gruppi HG(PFPS) e HG(PS) rispetto al gruppo CONT-G ( $p = 0.0057$  e  $p = 0.0064$ ). Nel secondo intervallo di attivazione non si riscontrano differenze mentre nel terzo intervallo di attivazione nell'offset si trovano differenze tra i gruppi HG(PFPS) rispetto a CONT-G ( $p = 1.84 \times 10^{-5}$ ) e tra i gruppi HG(PS) rispetto a CG ( $p = 1.86 \times 10^{-4}$ ) e a CONT-G ( $p = 1.81 \times 10^{-11}$ ).

Infine in figura 31D vengono riportati gli intervalli delle quattro modalità di attivazione del TA; non si riscontrano grandi differenze, solamente nell'onset del primo intervallo di attivazione tra i gruppi HG(PFPS) e HG(PS) rispetto al gruppo CONT-G ( $p = 2.19 \times 10^{-7}$  e  $p = 7.10 \times 10^{-14}$ ) e nell'offset dell'ultimo intervallo di attivazione sempre tra gli stessi gruppi ( $p = 0.01678$  e  $p = 0.00208$ ).

La frequenza di reclutamento (occurrence frequency OF) per ciascuna modalità di attivazione del muscolo tibiale anteriore (TA) è riportata in figura 32 per il gruppo CG (barre arancioni), per il

gruppo HG (barre gialle) e per il gruppo CONT-G (barre bianche) rispettivamente. Per il gruppo HG, le frequenze di reclutamento sono riportate separatamente per PFPF e per PS in base alla sequenza di contatto piede-pavimento. I valori sono riportati come media  $\pm$  deviazione standard.



**Figura 32.** Frequenza di reclutamento OF TA; le parentesi quadre rappresentano le differenze; gli asterischi rappresentano le differenze rispetto agli altri gruppi

In figura 32A è riportata l'OF nel caso di una sola attivazione del TA; si nota un aumento della frequenza di reclutamento per il gruppo HG, quindi nel lato emiplegico, sia per bambini con ciclo PFPS ( $23.79 \pm 24.33\%$ ) sia per quelli con ciclo PS ( $19.35 \pm 18.49\%$ ); vengono ricavate differenze significative tra i gruppi CG e HG(PFPS) ( $p=0.00831$ ), tra i gruppi CG e HG(PS) ( $p=9.09 \times 10^{-4}$ ), infine tra i gruppi HG(PFPS) e CONT-G ( $p=8.22 \times 10^{-10}$ ), tra i gruppi HG(PS) e CONT-G ( $p=3.40 \times 10^{-11}$ ). Non sono state trovate differenze significative tra i gruppi HG(PFPS) e HG(PS) ( $p>0.05$ ).

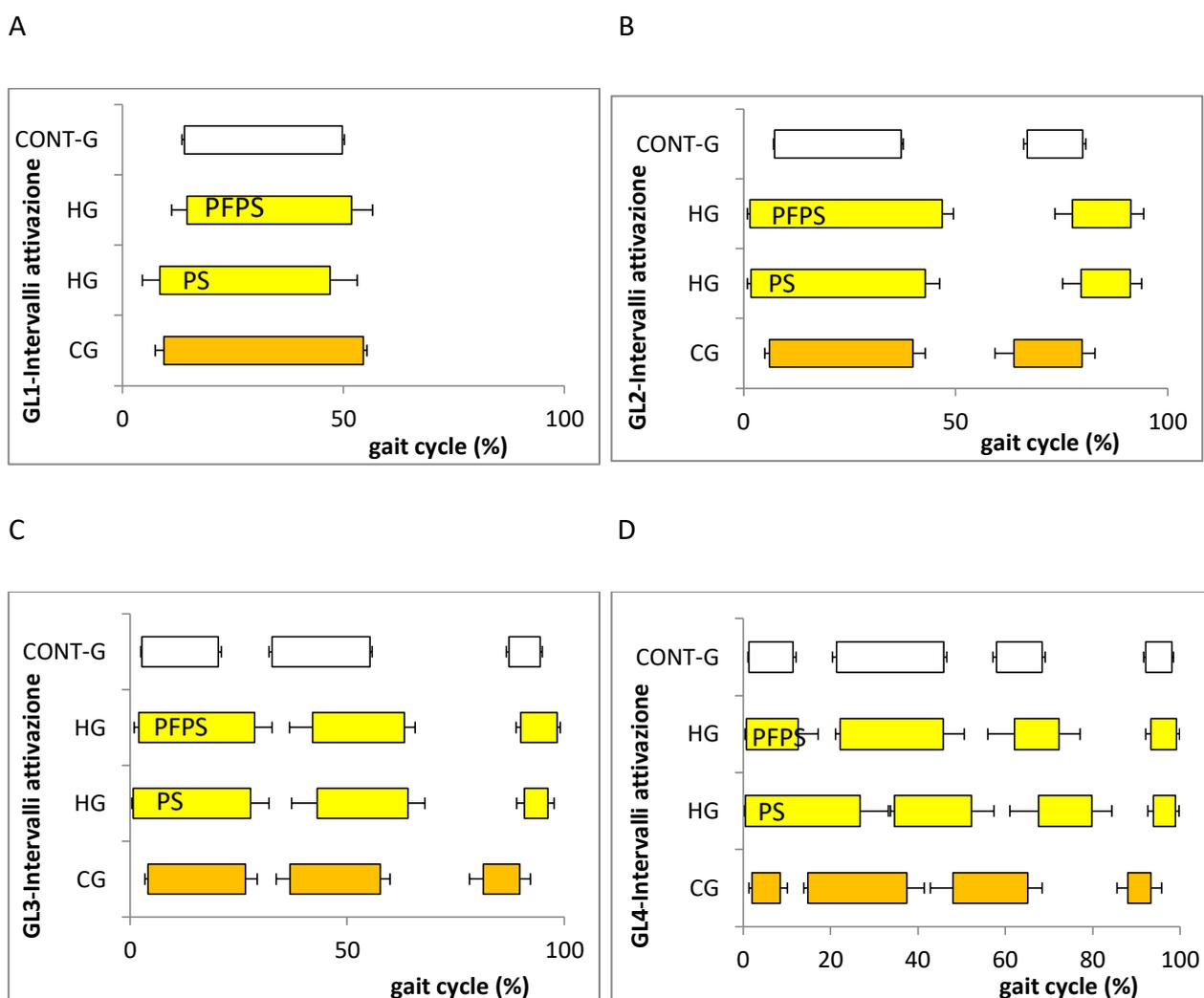
In figura 32B è riportata l'OF nel caso di due attivazioni del TA; si nota un aumento della frequenza di reclutamento per il gruppo HG quindi nel lato emiplegico, sia per bambini con ciclo PFPS ( $39.85 \pm 20.24\%$ ) sia per quelli con ciclo PS ( $33.31 \pm 16.16\%$ ); aumenta anche la frequenza di reclutamento per il gruppo CG ( $35.19 \pm 22.23\%$ ); si verificano differenze tra i gruppi CG e CONT-G ( $p=0.04358$ ) e tra i gruppi HG e CONT-G. Non sono state trovate differenze significative tra i gruppi CG e HG. Per quanto riguarda l'offset del secondo intervallo di attivazione si ha un anticipo per il gruppo HG(PFPS) rispetto ad entrambi i gruppi CG ( $p=0.02252$ ) e CONT-G.

In figura 32C è riportata l'OF nel caso di tre attivazioni del TA; si nota una diminuzione della frequenza di reclutamento per il gruppo HG quindi nel lato emiplegico, sia per bambini con ciclo PFPS ( $26.42 \pm 22.14\%$ ) sia per quelli con ciclo PS ( $31.36 \pm 16.59\%$ ); vengono ricavate differenze significative tra i gruppi CG e HG(PFPS) ( $p=0.01917$ ), tra i gruppi HG(PFPS) e CONT-G ( $p=1.46 \times 10^{-5}$ ), tra i gruppi HG(PS) e CONT-G ( $p=5.26 \times 10^{-4}$ ). Non sono state trovate differenze significative tra i gruppi HG(PFPS) e HG(PS) ( $p>0.05$ ).

In figura 32D è riportata l'OF nel caso di quattro attivazioni del TA; si ha una brusca diminuzione dell'OF per il gruppo HG quindi nel lato emiplegico, sia per bambini con ciclo PFPS ( $8.61 \pm 9.69\%$ ) sia per quelli con ciclo PS ( $14.15 \pm 11.04\%$ ); vengono ricavate differenze tra i gruppi HG(PFPS) e CONT-G ( $p=2.05 \times 10^{-6}$ ), tra i gruppi HG(PS) e CONT-G ( $p=0.00789$ ). Non sono ricavate differenze significative tra i gruppi HG(PFPS) e HG(PS) ( $p>0.05$ ) e tra i gruppi CG e CONT-G.

In figura 32E è riportata l'OF nel caso di cinque attivazioni del TA; in questo caso la frequenza di reclutamento del gruppo HG è tra 0 e 1 (molto bassa); sono ricavate differenze tra i gruppi HG(PFPS) e CONT-G ( $p=3.41 \times 10^{-5}$ ), tra i gruppi HG(PS) e CONT-G ( $p=0.00125$ ), mentre invece non vi è alcuna differenza tra i gruppi HG(PFPS) e HG(PS) e tra CG e CONT-G.

Gli intervalli medi di attivazione muscolare relativi alle quattro modalità di attivazione del gastrocnemio laterale (GL) sono mostrati nella figura 33 per il gruppo CG (barre arancioni), per il gruppo HG (barre gialle) e per il gruppo CONT-G (barre bianche) rispettivamente. Per il gruppo HG, gli intervalli di attivazione sono riportati separatamente PFPS e PS in base alla sequenza di contatto piede-pavimento. Gli intervalli di attivazione sono espressi in base alla percentuale del ciclo del passo (% GC gait cycle). GL<sub>i</sub> (i=1-5) sono le modalità di attivazione rispettivamente con 1 attivazione (GL1, figura 33A), 2 attivazioni (GL2, figura 33B), 3 attivazioni (GL3, figura 33C), 4 attivazioni (GL4, figura 33D), 5 attivazioni (non mostrato perché non rilevante statisticamente) per un singolo ciclo del passo.



**Figura 33.** Intervalli di attivazione GL

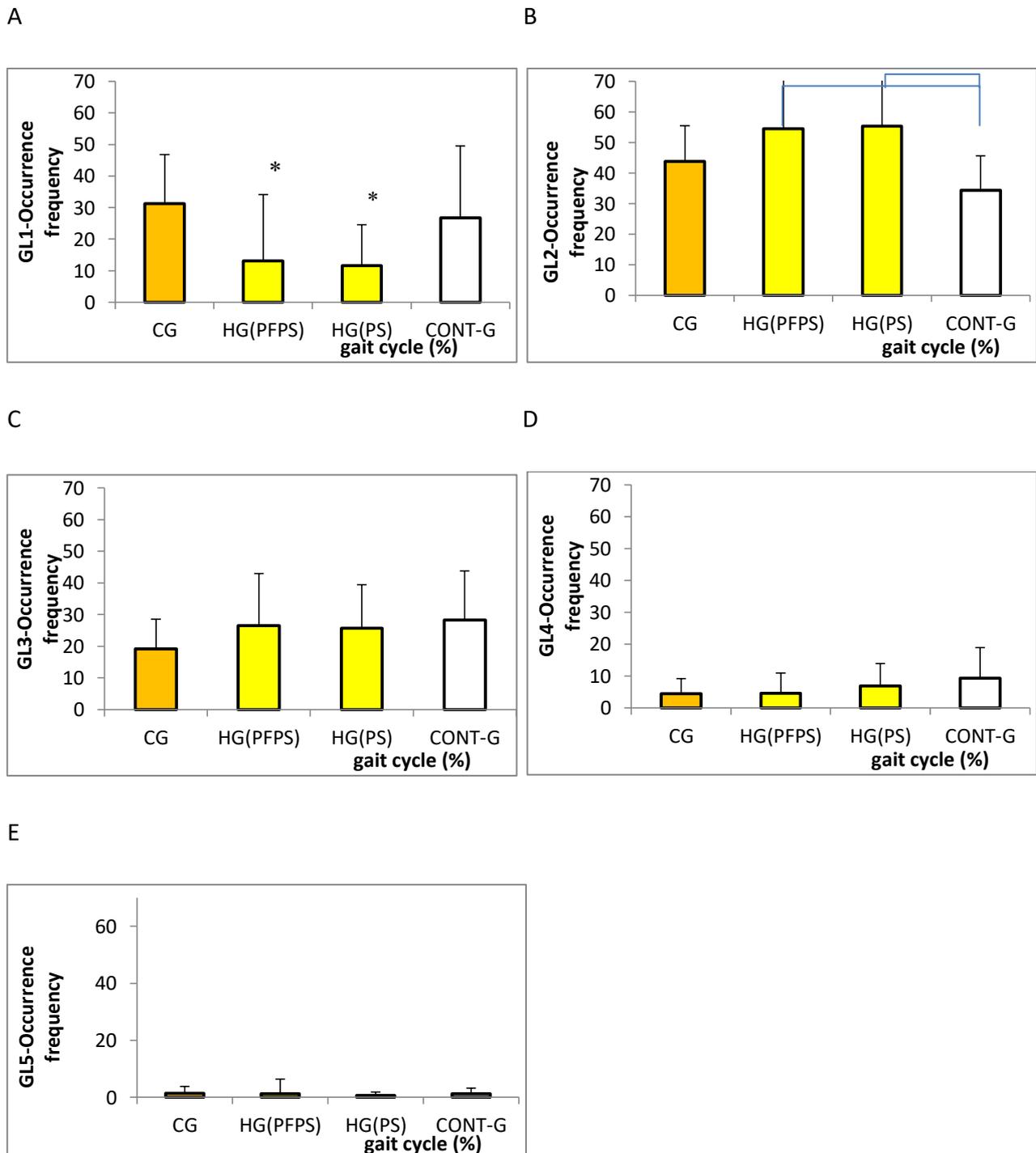
In figura 33A sono riportati gli intervalli di attivazione nel caso di una modalità di attivazione del GL; in generale non si riscontrano grandi alterazioni, tranne tra il gruppo HG(PFPS) e il gruppo CONT-G ( $p=0.03845$ ).

In figura 33B vengono descritti gli intervalli di attivazione nel caso di due modalità di attivazione del GL; nell'onset del primo intervallo di attivazione si trovano alterazioni tra i gruppi HG(PFPS) rispetto a CG ( $p=9.05 \times 10^{-4}$ ) e rispetto a CONT-G ( $p=5.28 \times 10^{-7}$ ) e tra i gruppi HG(PS) rispetto a CG e CONT-G ( $p=9.50 \times 10^{-4}$  e  $p=1.72 \times 10^{-6}$ ); nell'offset del primo intervallo di attivazione le differenze trovate sono tra i gruppi HG sia con sequenza PFPS che PS rispetto al gruppo CONT-G ( $p=0.04952$  e  $p=2.55 \times 10^{-4}$ ). nell'onset del secondo intervallo di attivazione si trovano alterazioni tra i gruppi HG(PFPS) rispetto a CG ( $p=0.01286$ ) e rispetto a CONT-G ( $p=9.28 \times 10^{-4}$ ) e tra i gruppi HG(PS) rispetto a CG e CONT-G ( $p=0.01985$  e  $p=0.00278$ ); nell'offset del secondo intervallo di attivazione le differenze trovate sono tra i gruppi HG sia con sequenza PFPS che PS rispetto al gruppo CONT-G ( $p=3.26 \times 10^{-4}$  e  $p=2.76 \times 10^{-4}$ ) ma anche tra i gruppi HG sia con sequenza PFPS che PS rispetto al gruppo CG ( $p=0.00999$  e  $p=0.01327$ ).

In figura 33C sono riportati gli intervalli di attivazione nel caso di tre modalità di attivazione del GL; nell'onset del primo intervallo di attivazione si trovano differenze tra i gruppi HG(PFPS) rispetto a CG ( $p=1.46 \times 10^{-4}$ ) e rispetto a CONT-G ( $p=1.22 \times 10^{-4}$ ) e tra i gruppi HG(PS) rispetto a CG e CONT-G ( $p=0.00629$  e  $p=0.02208$ ); nell'offset del primo intervallo di attivazione le differenze trovate sono solo tra i gruppi HG sia con PS rispetto al gruppo CONT-G ( $p=0.047$ ); nel secondo intervallo di attivazione nell'onset si trovano differenze tra il gruppo HG(PFPS) e CONT-G ( $p=0.04333$ ) e nell'offset tra il gruppo HG sia con sequenza PFPS che con PS e il gruppo CONT-G ( $p=0.00316$  e  $p=7.72 \times 10^{-4}$ ). Infine nel terzo intervallo di attivazione nell'onset non vengono trovate differenze mentre nell'offset si trovano differenze tra il gruppo HG sia con sequenza PFPS che con sequenze PS e il gruppo CG ( $p=0.02206$  e  $p=0.00281$ ) e anche tra il gruppo HG(PS) e il gruppo CONT-G ( $p=0.0012$ ).

Infine in figura 33D sono descritti gli intervalli di attivazione nel caso di quattro modalità di attivazione del GL; non vengono riscontrate alterazioni tranne tra il gruppo HG(PFPS) rispetto al gruppo CG e CONT-G ( $p=0.03123$  e  $p=0.02707$ ).

La frequenza di reclutamento (occurrence frequency OF) per ciascuna modalità di attivazione del muscolo gastrocnemio laterale (GL) è riportata in figura 34 per il gruppo CG (barre arancioni), per il gruppo HG (barre gialle) e per il gruppo CONT-G (barre bianche) rispettivamente. Per il gruppo HG, le frequenze di reclutamento sono riportate separatamente per PFPF e per PS in base alla sequenza di contatto piede-pavimento. I valori sono riportati come media  $\pm$  deviazione standard.



**Figura 34.** Frequenze di reclutamento OF GL; parantesi=differenze tra i gruppi; \*=gruppo differente rispetto agli altri

In figura 34A è riportata l'OF nel caso di una sola attivazione del GL; si nota una riduzione della frequenza di reclutamento per il gruppo HG, quindi nel lato emiplegico, sia per bambini con ciclo PFPS ( $13.06 \pm 21.01\%$ ) sia per quelli con ciclo PS ( $11.56 \pm 12.98\%$ ). Vi sono evidenti differenze tra i gruppi CG e HG(PFPS) ( $p=0.00382$ ), tra i gruppi CG e HG(PS) ( $p=0.00355$ ), tra i gruppi HG(PFPS) e CONT-G e tra i gruppi HG(PS) e CONT-G. Non sono state trovate differenze tra i gruppi HG(PFPS) e HG(PS) e tra i gruppi CG e CONT-G ( $p>0.05$ ).

In figura 34B viene riportata l'OF nel caso di due attivazioni del GL; si verifica un aumento della frequenza di reclutamento per il gruppo della gamba emiplegica HG(PFPS) ( $54.55 \pm 18.07\%$ ) e HG(PS) ( $55.30 \pm 22.03\%$ ); si evidenziano differenze tra i gruppi HG(PFPS) e CONT-G ( $p=3.06 \times 10^{-8}$ ) e tra i gruppi HG(PS) e CONT-G ( $p=8.86 \times 10^{-8}$ ). Non ci sono evidenti differenze tra i gruppi HG(PFPS) e HG(PS) ( $p>0.05$ ).

In figura 34C è descritta l'OF nel caso di tre attivazioni del GL; in questo caso non ci sono evidenti differenze tra i gruppi HG e CONT-G, tra i gruppi HG e CG ( $p>0.05$ ); le differenze si trovano solo tra i gruppi CG e CONT-G ( $p=0.03247$ ).

In figura 34D viene descritta l'OF nel caso di quattro attivazioni del GL; si ha una leggera riduzione della frequenza di reclutamento per il gruppo della gamba emiplegica HG(PFPS) ( $4.65 \pm 6.38\%$ ) e HG(PS) ( $6.89 \pm 7.14\%$ ); non sono state trovate differenze significative tra i gruppi, tutti hanno  $p>0.05$ .

In figura 34E viene riportata l'OF nel caso di cinque attivazioni del GL; la frequenza di reclutamento per il gruppo HG è prossima allo zero; anche in questo caso non si trovano differenze tra i gruppi ( $p>0.05$ ).

## 7) Discussione e conclusioni

Il presente studio si è concentrato sull'analisi del segnale EMG per la stima di eventuali asimmetrie del reclutamento muscolare durante la deambulazione di bambini emiplegici di tipo II, secondo la classificazione dell'emiplegia spastica di Winters [3]. La variabilità del segnale EMG, tipicamente associata all'emiplegia, è stata presa in considerazione grazie a un'analisi dei dati acquisiti durante un numero molto elevato, circa 100 cicli di passo per ogni bambino, cosa piuttosto rilevante viste le difficoltà deambulatorie dei pazienti considerati. I muscoli analizzati nel presente studio, sono due dei principali muscoli della caviglia (tibiale anteriore, TA, e gastrocnemio laterale, GL), perché sono quelli riconosciuti come i più colpiti dall'emiplegia [5,8]. Lo studio dei muscoli della caviglia nei bambini emiplegici, in particolare del tibiale anteriore e gastrocnemio laterale, ha presentato una grande variabilità sia in termini di modalità di attivazione che di frequenza di reclutamento in entrambi gli arti inferiori. Una grande variabilità dell'attivazione muscolare è stata riportata anche per bambini normo-dotati (bambini controllo) [7].

L'attivazione del tibiale anteriore inizia appena il tallone tocca il suolo e si prolunga per tutta la fase di swing (oscillazione) fino all'inizio della fase di stance (equilibrio) sia nei bambini che negli adulti. I risultati dei bambini normo-dotati in questo studio sono perfettamente in linea con questa descrizione. Nei bambini emiplegici invece si nota una significativa mancanza di attività del TA durante il contatto iniziale per bambini che hanno una sequenza di contatto piede-pavimento PFPS e PS in accordo con la definizione dell'emiplegia di tipo II di Winters. Si verifica anche una riduzione dell'attività del tibiale anteriore nella fase di swing (oscillazione) determinando la caduta del piede.

La frequenza di reclutamento del TA nel lato emiplegico sia con sequenza di contatto PFPS che PS diminuisce all'aumentare del numero delle modalità di attivazioni; mentre invece si verifica il contrario nel lato sano e nei bambini normali (CG e CONT-G) che preferiscono adottare modalità con un numero alto di attivazioni.

L'attivazione del gastrocnemio laterale inizia alla fine della fase di risposta al carico (circa 10% del ciclo del passo). All'inizio dell'appoggio terminale l'intensità del gastrocnemio aumenta a livello del

40% del ciclo del passo, per poi ridursi rapidamente fino alla cessazione dopo l'inizio della preoscillazione (50% del ciclo del passo). Nei bambini emiplegici si nota un'attivazione prolungata del GL nell'intorno del contatto iniziale in accordo con emiplegia di tipo II di Winters.

La frequenza di reclutamento del GL nel lato emiplegico subisce un aumento nelle modalità di attivazione 2 e 3 per poi riabbassarsi all'aumentare del numero di intervalli di attivazione.

Una delle novità del presente studio è stata la valutazione delle modalità di attivazione e frequenza di reclutamento [12] per quantificare il comportamento asimmetrico nei bambini emiplegici di tipo II di Winters.

In conclusione, il presente studio è stato in grado di quantificare il comportamento asimmetrico nel reclutamento dei muscoli della caviglia dei bambini emiplegici di tipo II durante il cammino libero, grazie ad un'approfondita analisi del segnale EMG di superficie. Sono state valutate le asimmetrie in termini di modalità di attivazione e frequenza di reclutamento muscolare, separatamente per ciascuna sequenza di contatto del piede con il terreno. Questo approccio ha evidenziato diversi aspetti della deambulazione emiplegica, permettendo di quantificare l'asimmetria nel reclutamento dorsiflessorio a causa della ridotta attività del TA nel contatto iniziale emiplegico, l'asimmetria nella flessione della caviglia causata dall'iperattivazione del GL nel contatto iniziale nel lato patologico e, inoltre, l'asimmetria nel reclutamento del GL nella fase di oscillazione tra gamba emiplegica e gamba controlaterale. L'analisi di questi parametri potrebbe essere utile per quantificare quanto spesso un bambino sfrutta uno specifico modello di andatura, quanto il modello è diverso tra le due gambe e, di conseguenza, fino a che punto questo modello è rappresentativo dell'andatura del bambino. Inoltre, i risultati di questo studio potrebbero aiutare nella personalizzazione dell'assistenza terapeutica o nel processo decisionale di intervento di bambini con paralisi cerebrale.

## 8) Bibliografia

1. Ostensjø, S.; Carlberg, E.B.; Vøllestad, N.K. Motor impairments in young children with cerebral palsy: Relationship to gross motor function and everyday activities. *Dev. Med. Child. Neurol.* 2004, 46, 580–589.
2. Dobson, F.; Morris, M.E.; Baker, R.; Graham, H.K. Gait classification in children with cerebral palsy: A systematic review. *Gait Posture* 2007, 25, 140–152.
3. Winters, T.F.; Gage, J.R.; Hicks, R. Gait patterns in spastic hemiplegic children and young adults. *J. Bone Jt. Surg.* 1987, 69, 437–441.
4. McDowell, B.C.; Kerr, C.; Kelly, C.; Salazar, J.; Cosgrove, A. The validity of an existing gait classification system when applied to a representative population of children with hemiplegia. *Gait Posture* 2008, 28, 442–447.
5. Agostini, V.; Nascimbeni, A.; Gaffuri, A.; Knaflitz, M. Multiple gait patterns within the same Winters class in children with hemiplegic cerebral palsy. *Clin. Biomech.* 2015, 30, 908–914.
6. Riad, J.; Haglund-Akerlind, Y.; Miller, F. Power generation in children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture* 2008, 27, 641–647.
7. Agostini, V.; Nascimbeni, A.; Gaffuri, A.; Imazio, P.; Benedetti, M.G.; Knaflitz, M. Normative EMG activation patterns of school-age children during gait. *Gait Posture* 2010, 32, 285–289.
8. Di Nardo, F.; Strazza, A.; Mengarelli, A.; Cardarelli, S.; Tigrini, A.; Verdini, F.; Nascimbeni, A.; Agostini, V.; Knaflitz, M.; Fioretti, S.; EMG-Based Characterization of Walking Asymmetry in Children with Mild Hemiplegic Cerebral Palsy.
9. Perry, J.; *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*; Slack Inc.: Thorofare, NJ, USA, 1992;
10. Pathokinesiology Department, Physical Therapy Department: *Observational Gait Analysis Handbook*. Downey, CA, The Professional Staff Association of Rancho Log Amigos Medical Center, 1989.

11. Duysens, J.; Van de Crommert, H. WAA; Neural control of locomotion; Part 1: The central pattern generator from cats to humans, *Gait & posture* 7, 131-141, 1998.

12. Di Nardo, F.; Mengarelli, A.; Strazza, A.; Agostini, V.; Knaflitz, M.; Burattini, L.; Fioretti, S. A new parameter for quantifying the variability of surface electromyographic signals during gait: The occurrence frequency. *J Electromyogr Kinesiol.* 2017 Oct; 36:25-33. doi:10.2016/j.jelekin.2017.06.006.

## **9) Ringraziamenti**

Ringrazio il mio correlatore Francesco Di Nardo per aver deciso di seguirmi in questo percorso riponendo fiducia in me, per avermi supportato e per avermi trasmesso la passione nella materia affrontata.

Ringrazio i miei genitori, Daniela e Andrea a loro devo tutto. Questa laurea è anche vostra, che avete combattuto e stretto i denti al mio fianco. Grazie è poco, se sono quella che sono oggi è solo merito vostro.

Ringrazio mia sorella, Alessia che in questi anni mi ha ascoltata, sostenuta, incoraggiata e consigliata. Sei la metà del mio cuore.

Ringrazio il mio fidanzato, compagno, Davide, la persona che amo, che mi ha accompagnato in questo percorso e mi ha sopportato ogni giorno.