



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

Facoltà di Ingegneria

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

Quantificazione del controllo muscolare per la stabilità articolare nella paralisi cerebrale infantile

Quantification of muscle control for joint stability in infantile cerebral palsy

Tesi di:
Elena Vitti

Relatore:
Prof. Francesco Di Nardo

Correlatore:
Prof. Sandro Fioretti

ANNO ACCADEMICO 2019/202

*“Muoversi è tutto ciò che il genere umano può fare e il solo esecutore è il muscolo, non importa se per bisbigliare una sillaba o per abbattere una foresta”
(Sherrington, 1947)*

*“Si sente la necessità assoluta di muoversi. E soprattutto di muoversi in una direzione particolare. Una doppia necessità: muoversi e sapere in che direzione.”
(David Herbert Lawrence)*

INTRODUZIONE.....	4
CAPITOLO I – PARALISI CEREBRALE INFANTILE.....	8
1.1 PARALISI CEREBRALE INFANTILE.....	8
1.2 EMIPLEGIA	10
1.3 STORIA CLINICA DELL’EMIPLEGIA	11
CAPITOLO II- ANALISI DEL CAMMINO.....	13
2.1 GAIT CYCLE.....	13
2.2 STANCE PHASE OF GAIT CYCLE	15
2.3 RECLUTAMENTO MUSCOLARE DURANTE IL CAMMINO	17
2.4 MOVIMENTI DELLA CAVIGLIA	19
2.5 ATTIVAZIONE TIBIALE ANTERIORE E GASTROCNEMIO.....	20
2.6 GAIT ANALYSIS.....	27
2.7 CAMMINO EMIPLEGICO.....	28
2.8 ELETTROMIOGRAFIA.....	31
CAPITOLO III- MATERIALI E METODI.....	34
3.1 SOGGETTI.....	34
3.2 ACQUISIZIONE DEI DATI.....	35
3.3 ANALISI DEI DATI: CONTATTO PIEDE-PAVIMENTO	36
3.4. ANALISI DEI DATI: EMG.....	37
3.5 STATISTICA GAIT ANALYSIS	38
3.6 OCCURENCE FREQUENCY	39
CAPITOLO IV - RISULTATI E DISCUSSIONE.....	40
4.1 HFPS	40
4.2 PFPS e PS.....	40
4.3 SEQUENZE DI APPOGGIO	41
4.4 ANALISI DEL SEGNALE EMG	43
4.4.1 ATTIVAZIONI MUSCOLARI DURANTE IL CAMMINO.....	44
4.5 FREQUENZA DI RECLUTAMENTO MUSCOLARE DURANTE IL CAMMINO	47
CONCLUSIONI	49

INTRODUZIONE

La paralisi cerebrale infantile (PCI) con la sua incidenza di due nuovi casi ogni mille nati rappresenta la più frequente patologia disabilitante dell'infanzia. Paralisi Cerebrale è un termine generico che raggruppa un insieme di disturbi; è una condizione permanente, ma non immutabile. Una delle forme più comuni che si manifesta nell'80% dei casi, è la paralisi cerebrale spastica. Questa è determinata da lesioni del sistema nervoso centrale atte al controllo motorio, e si manifesta con la perdita di motricità. Una delle principali conseguenze è l'emiplegia destra o sinistra, cioè la condizione caratterizzata da una paralisi che colpisce uno dei due lati del corpo [1]. La sua prevenzione ed il suo trattamento sono oggetto di indagini scientifiche e di proposte terapeutiche da oltre 170 anni, da quando John Little indagò su questa patologia in modo scientifico [2]. È quindi importante affrontare lo studio relativo alla PCI, in quanto uno degli obiettivi è quello di riuscire a identificare il miglior management terapeutico. In letteratura, l'interesse clinico si rivolge principalmente all'apprendimento delle caratteristiche biomeccaniche e allo studio di un particolare quadro fisio-patologico del solo arto compromesso e alle procedure cliniche in grado di ridurre la spasticità. L'analisi biomeccanica del cammino è uno degli strumenti principali a tal fine. Essa è spesso combinata con un'analisi elettromiografica (EMG) dei modelli di attivazione muscolare, per studiare il controllo dinamico del motore CP. [1] Per elettromiografia (EMG) si fa riferimento ad una tecnica diagnostica, di tipo funzionale, di registrazione e analisi del segnale mioelettrico, ovvero del bio-potenziale elettrico che concerne l'attività muscolare durante la contrazione. I primissimi cenni all'esistenza di una relazione tra attività elettrica e contrazione muscolare si trovano nei lavori di F. Redi nel 1666, ma solo due secoli più tardi, nel 1844, C. Matteucci ne diede una spiegazione e una prova. A cinque anni di distanza, nel 1849, risale la prima registrazione di un segnale elettromiografico realizzata dal francese Emil du Bois-Raymond, sebbene solo dal 1890 da Marey fu

effettivamente introdotto il termine elettromiografia. Gasser ed Erianger, nel 1922, mediante l'impiego di uno dei primi tubi a raggi catodici, riuscirono per la prima volta a visualizzare su uno schermo oscillografico il segnale EMG. A questi studiosi venne assegnato, nel 1944, il premio Nobel per le interpretazioni che essi diedero a tale attività elettrica. I miglioramenti più significativi di rilevazione del segnale sono stati a cavallo tra gli anni '30 e '50, grazie alla crescita dell'elettronica, che offrì strumenti sempre più affidabili. Ciò permise a neurologi, chinesologi e ortopedici di fare un uso sempre più ampio e frequente dell'elettromiografia. I primi usi clinici dell'elettromiografia di superficie per il trattamento delle patologie risale agli anni '60. Negli anni '80, grazie all'avvento del computer ed al passaggio dal sistema analogico a quello digitale, si è verificato un innovativo apporto di informazioni quantitative e qualitative circa le tecniche elettrodiagnostiche con conseguente miglioramento dello studio della fisiologia dell'unità motoria a favore delle diagnosi, del decorso e della prognosi delle patologie neuromuscolari. Negli ultimi 25 anni le tecniche di prelievo, registrazione ed elaborazione del segnale EMG hanno avuto uno sviluppo notevole, per tutta una vasta gamma di applicazioni, quali l'area diagnostica, terapeutica e riabilitativa. [3]

Una classificazione riconosciuta dell'emiplegia è stata proposta da Winters et al. [4] per l'analisi dei modelli di deambulazione più frequenti nei bambini e nei giovani emiplegici. Sono state distinte quattro diverse classi, in base al progressivo coinvolgimento distale-proximale della gamba paretica. Il tipo I di Winters era caratterizzato dalla ipoattivazione dei dorsiflessori della caviglia nella parte emiplegica, che provocava la caduta del piede durante la fase di oscillazione. Una condizione più grave è stata rilevata nel tipo II di Winters: in cui vi è la persistenza dell'equinismo durante tutto il ciclo dell'andatura, associata a una possibile iperestensione del ginocchio in posizione, ovvero quei soggetti che hanno una iperattivazione dei flessori plantari nel contatto iniziale. Questo tipo di

classificazione è importante nell'ambito dell'emiplegia per analizzare gli schemi più frequenti dei bambini emiplegici. Nonostante la popolarità della classificazione Winters, al momento non è noto se i bambini appartenenti alla stessa classe Winters condividano gli stessi schemi EMG, sebbene queste informazioni possano avere implicazioni cliniche rilevanti nella gestione del paziente [5]. Per questo motivo l'analisi del segnale elettromiografico è stata frequentemente utilizzata per integrare le informazioni provenienti dall'analisi dell'andatura classica. Lo studio si è concentrato sul lato emiplegico, rivelando una grande variabilità nei modelli di attivazione muscolare.

Un recente studio ha quantificato le modalità di attivazione muscolari nella gamba emiplegica durante il cammino di bambini emiplegici, classificati come Winters tipo I e II [5]. Nessuna informazione viene però riportata su ciò che accade nella gamba controlaterale, cioè quella non emiplegica e che quindi viene considerata avere un comportamento sano. Potrebbe, invece essere utile caratterizzare la deambulazione nel bambino emiplegico in base a caratteristiche in grado di quantificare le asimmetrie nel reclutamento degli arti inferiori al fine di descrivere le strategie di controllo e supportare i medici e i fisioterapisti nella pianificazione degli approcci terapeutici. In tal senso, uno studio successivo ha provato a confrontare il reclutamento muscolare della gamba emiplegica con quello della gamba controlaterale, attraverso l'analisi del segnale EMG in un numero molto elevato di passi [6]. In questo studio si sono valutati solo bambini emiplegici, classificati come Winters tipo I.

Pertanto, questo studio mira a quantificare il comportamento asimmetrico durante la deambulazione del reclutamento dei muscoli degli arti inferiori, attraverso l'analisi del segnale EMG nei bambini con emiplegia classificata come tipo II, dalla caratterizzazione Winters. L'ipotesi di partenza è che i soggetti con

emiplegia abbiano un arto inferiore considerato sano, ma che funzionalmente non lo è, e un arto che è direttamente colpito dalla patologia [6].

In seguito, verranno approfondite tutte le relative considerazioni fatte in precedenza: nella prima parte di questa tesi, viene descritta la patologia della Paralisi Cerebrale Infantile in generale per poi entrare nel dettaglio dell'emiplegia; successivamente viene introdotta la descrizione dell'analisi del movimento in campo biomedico. La seconda parte riguarda lo studio effettuato: dopo aver descritto materiali e metodi di questo studio, si passa alla descrizione e all'analisi dei risultati ottenuti.

CAPITOLO I – PARALISI CEREBRALE INFANTILE

1.1 PARALISI CEREBRALE INFANTILE

Il primo autore a parlare di paralisi cerebrale (PC) fu un ortopedico di nome Little nel 1862, che la definì come una “rigidità spastica “ e la associò a problemi inerenti la gravidanza, il parto e in particolar modo il parto pretermine. Fra le tante definizioni che sono state date della PC attualmente la più accettata, è quella di Nelson e Ellenberg, che la definirono come una “inabilità cronica caratterizzata da un anomalo controllo dei movimenti o della postura a comparsa precoce nella vita post-natale e senza un andamento progressivo” [7].

La Paralisi Cerebrale Infantile (PCI) è una compromissione della funzione psicomotoria dovuta a una lesione persistente del sistema nervoso centrale, che influisce sull’evoluzione neuromotoria e cognitiva. È definita come un disturbo non progressivo, ma non invariabile, della postura o del movimento causato da un’anomalia cerebrale. La PCI è un gruppo di condizioni motorie che provocano disabilità fisica nello sviluppo, principalmente in varie aree di movimento del corpo. I disturbi più evidenti della paralisi cerebrale infantile riguardano la postura e il movimento, la percezione della profondità, la vista e la comunicazione. [4]

La condizione deriva da qualcosa di anomalo avvenuto al cervello in via di sviluppo o da danni cerebrali prima della nascita, durante la nascita o entro i primi tre anni di vita. I sintomi e i segni dipendono dalla gravità e dall’estensione dell’insulto cerebrale, ovvero maggiore è il danno al cervello e maggiore è il numero di funzioni cerebrali compromesse. La mancanza di coordinazione nei movimenti e l’alterata padronanza dei muscoli scheletrici sono, in assoluto, le manifestazioni più caratteristiche della malattia. [8] Le cause principali possono essere: mutazioni genetiche che causano lo sviluppo anomalo del cervello; ischemia cerebrale prenatale, cioè l’interruzione del flusso di sangue che arriva al cervello durante lo sviluppo; infezioni della madre che possono minare lo sviluppo fetale; infezioni neonatali che provocano un’inflammatione nel cervello o nell’area; trauma

cranio-encefalico nel neonato; mancato arrivo di ossigeno al cervello, normalmente per problemi durante il parto [9]. Il disturbo è definito come persistente, in quanto la lesione a carico del cervello non è suscettibile di "guarigione" in senso stretto, ma la patologia non tende al peggioramento spontaneo perché la lesione stessa, sostituita da tessuto cicatriziale, non va incontro a fenomeni degenerativi. Le manifestazioni della malattia, comunque, non sono fisse, perché i sintomi mutano nel corso del tempo, e possono beneficiare di un trattamento di tipo riabilitativo o, nei casi più gravi, anche chirurgico [10]. Infine, la PCI incide sulla vita quotidiana di ogni bambino, modificandone le normalità (Tab.1).

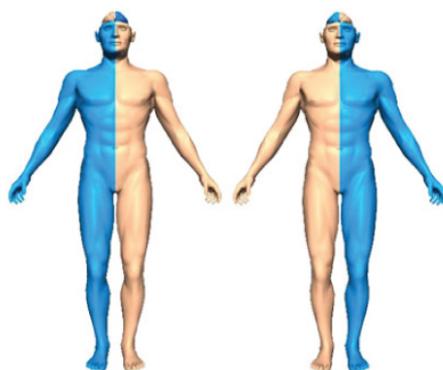
Type	Site of Lesion	Manifestation
Motor or Ideomotor	Often left hemisphere	Can automatically perform a movement but cannot carry it out on command.
Ideational	Often bilateral parietal	Can perform separate movements but cannot coordinate all steps into an integrated sequence.
Constructional	Either parietal lobe, right > left	Unable to synthesize individual spatial elements into a whole (eg, cannot draw a picture).
Verbal	Commonly associated with Broca's aphasia	Mispronunciation with letter substitution, effortful output and impaired melody of speech.
Dressing	Either hemisphere, right > left	Inability to dress oneself despite adequate motor ability.
Gait	Frontal lobes	Difficulty initiating and maintaining a normal walking pattern when sensory and motor functions seem otherwise unimpaired.

Tabella 1: Possibili aree cerebrali interessate e conseguenze della lesione sulle attività della vita quotidiana [10]

1.2 EMIPLEGIA

L'emiplegia è una condizione in cui uno dei due lati del corpo è paralizzato. Può essere considerata una forma più grave di emiparesi ed è causata da un danno al cervello che può essere generato prima della nascita, durante il parto o dopo la nascita [11]. Nei primi mesi di vita si evidenzia una asimmetria negli schemi motori del bambino; la deambulazione è in lieve ritardo poi vistosamente asimmetrica. Per quanto riguarda il caratteristico atteggiamento dell'emiplegico, dopo una fase iniziale di flaccidità, il tono dei muscoli e i riflessi tendinei del lato paralizzato aumentano esageratamente: l'avambraccio è semiflesso sul braccio, la gamba è estesa sulla coscia e la punta del piede è rivolta verso terra. Non potendo piegare la gamba, il soggetto malato per camminare fa compiere all'arto un movimento di circonduzione [4]. I bambini affetti da emiplegia sono consapevoli di avere un emilato funzionalmente competente (arto sano) ed uno funzionalmente compromesso (arto patologico). Perciò, in maniera naturale tendono ad utilizzare l'emilato sano, dimenticandosi di quello lesa e accentuando la differenza tra i due profili motori.

Fig. 1.1: Aree del corpo colpite dalla Paralisi cerebrale, che identificano l'emiplegia destra e sinistra



1.3 STORIA CLINICA DELL'EMIPLEGIA

La caratteristica clinica prevalente dell'emiplegia è la riduzione del repertorio motorio dell'emilato affetto nei suoi aspetti di dotazione di moduli (intesi come le componenti elementari del movimento di cui è dotato il bambino), di combinazioni (possibilità di aggregare singoli moduli in schemi diversi secondo nuove relazioni spaziali) ed infine sequenze (capacità di assemblare singoli moduli secondo relazioni temporali differenti). Questi segni clinici sono precoci e idonei per una diagnosi tempestiva di PCI di tipo emiplegico. [11] La valutazione del repertorio motorio presente nella motricità spontanea del neonato nelle prime settimane di vita ha contribuito a rendere obsoleto nell'emiplegia del bambino il dato tradizionale dell'esistenza per l'esordio dei primi segni clinici di un "periodo silente", che tradizionalmente veniva esteso sino alla fine del primo anno di vita e talora anche oltre (Goutieres et al., 1972; Bouza et al., 1994). La storia clinica dell'emiplegia del bambino testimonia la precocità dell'alterazione del repertorio motorio. Essa è spesso bilaterale nelle prime settimane dopo il danno e può essere anche suscettibile di ulteriore peggioramento nel tempo. In particolare, viene segnalata la possibilità di una riduzione supplementare del repertorio motorio residuo, nel momento in cui si organizzano nuove competenze posturali e di spostamento (stazione seduta, stazione eretta, locomozione orizzontale, esordio della deambulazione). Una volta trascorsi i primi anni di vita, il repertorio motorio residuo posseduto dal paziente viene in genere considerato scarsamente modificabile. [12] Un altro segno clinico riportato spesso nella PCI di tipo emiplegico è la presenza di movimenti associati che esprimono la relazione e l'influenza reciproca esistenti tra l'emilato conservato e l'emilato plegico e tra i diversi segmenti dell'emilato plegico. Tradizionalmente vengono distinti in sinergie (l'attivazione di un modulo motorio a livello distale fa esprimere interamente la combinazione e la sequenza all'interno dell'arto) e in sincinesie (movimenti involontari prodotti dalla mano plegica nel momento in cui vengono

compiuti movimenti volontari nella mano conservata). In conclusione, la caratteristica clinica prevalente dell'emiplegia è sicuramente la riduzione del repertorio motorio dell'emilato affetto nei suoi aspetti di dotazione di moduli, di combinazioni ed infine di sequenze di movimenti [12].

CAPITOLO II- ANALISI DEL CAMMINO

Il cammino è il metodo di locomozione più comune per gli esseri umani. Fa uso di due gambe in modo alternativo per produrre sostentamento e propulsione in maniera tale che almeno una di esse sia sempre a contatto con il terreno [13].

Utilizza una sequenza ripetitiva di movimento degli arti al fine di far avanzare il corpo mantenendo contemporaneamente la stabilità dell'appoggio. Questa serie di eventi è ripetuta da ogni arto in modo alternato, fino al raggiungimento della destinazione. Una singola sequenza di queste funzioni di arto è definita ciclo del passo (gait cycle) [14].

2.1 GAIT CYCLE

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.

Dal momento che un'azione confluisce direttamente nella successiva, è difficile stabilire uno specifico evento di inizio e di fine del ciclo, pertanto qualsiasi evento potrebbe essere scelto come inizio del ciclo del passo. Poiché il momento del contatto con il suolo rappresenta l'evento più facile da definire, questo viene indicato come l'inizio. Le persone comuni iniziano il contatto al suolo con il tallone, ma dal momento che non tutti i pazienti hanno questa capacità, il termine generico contatto iniziale viene utilizzato per indicare l'inizio del cammino.

Ogni ciclo del passo è suddiviso in due periodi: appoggio e oscillazione. Questi periodi sono chiamati fasi del passo.

L'appoggio ("stance") è il termine utilizzato per identificare l'intero periodo durante il quale il piede è in contatto con il terreno; il termine oscillazione ("swing") si riferisce al tempo in cui il piede si trova sollevato per l'avanzamento dell'arto.

L'appoggio è suddiviso in tre intervalli in base alla sequenza del contatto con il suolo da parte dei due piedi (Fig.2.1). Sia l'inizio sia la fine comprendono un periodo di contatto bilaterale (doppio appoggio), mentre durante la parte intermedia il contatto è di un solo piede. Il doppio appoggio iniziale costituisce l'inizio del ciclo del passo; rappresenta il tempo in cui entrambi i piedi si trovano a contatto con il suolo dopo il contatto iniziale.

L'appoggio singolo ha inizio quando il piede opposto si distacca per l'oscillazione. Durante l'appoggio singolo l'intero peso del corpo grava su quell'estremità.

Il doppio appoggio terminale ha inizio con il contatto al suolo dell'altro piede e continua finché l'arto che era in appoggio inizialmente si distacca per l'oscillazione.

Il passo è l'unità funzionale dell'analisi del cammino, definito dall'intervallo di spazio e tempo tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede. [5]

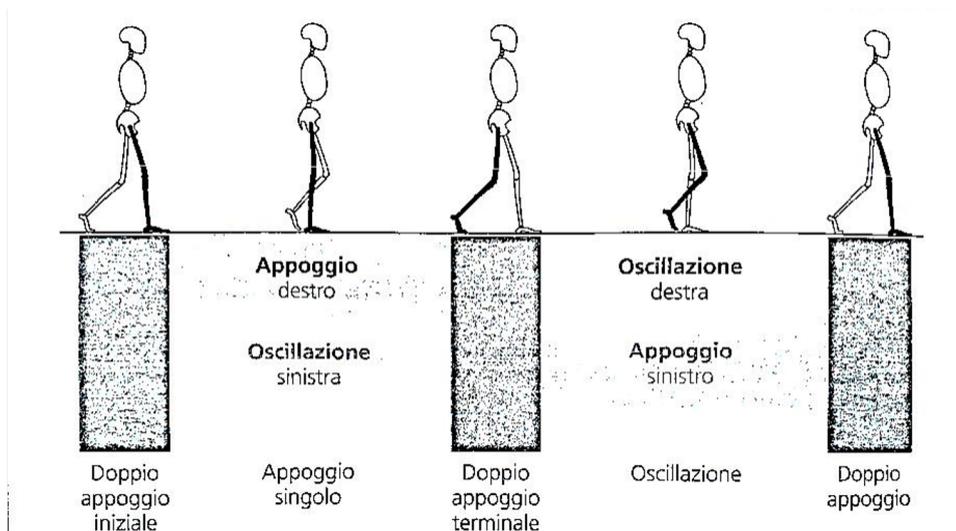


Fig.2.1: Suddivisione dell'appoggio del piede nel passo: le barre scure verticali rappresentano periodi di doppio appoggio (piede destro e sinistro). La barra orizzontale ombreggiata esprime l'appoggio singolo. L'appoggio totale include tre periodi: il doppio appoggio iniziale, l'appoggio singolo e il successivo doppio appoggio (terminale). L'oscillazione è raffigurata con la barra chiara che segue il doppio appoggio (terminale). Da notare che l'appoggio singolo destro coincide con lo stesso intervallo di oscillazione sinistra e durante l'oscillazione destra si verifica l'appoggio singolo sinistro. La terza barra verticale (doppio appoggio) inizia il successivo ciclo del passo.

2.2 STANCE PHASE OF GAIT CYCLE

La fase di posizione fa parte del ciclo dell'andatura che si verifica quando il piede è in contatto con il suolo. Inizia con il colpo del tallone e termina con la punta dello stesso piede. La fase di stance rappresenta i conti per il 60% del ciclo dell'andatura. [14]

La posizione ha diverse fasi:

- Heel strike
- Foot flat (piede piatto)
- Mide stance
- Heel off
- Toe off

Analizziamone una per volta.

Heel Strike

Inizia quando il tallone viene a contatto con il pavimento. La caviglia è in una posizione neutra, il ginocchio è leggermente flesso e l'anca ha una flessione di circa 30 gradi.

Con il colpo al tallone, il peso corporeo inizia a spostarsi sull'arto di posizione.

Foot Flat

In questa fase, l'intero piede è in contatto con il pavimento. La caviglia si sposta in ca. 5-10 gradi di flessione plantare e il ginocchio si sposta in 15 gradi di flessione. l'anca si sposta in estensione consentendo al tronco e al corpo di raggiungere l'arto. Il peso del corpo continua a spostarsi sull'arto della posizione. [15]

Mid Stance

È il punto in cui il corpo passa sopra l'arto di posizione e in cui la gamba si avvicina alla posizione verticale offrendo supporto per un singolo arto con l'altro arto che oscilla liberamente in avanti.

La caviglia si muove in leggera dorsiflessione, il ginocchio si estende e l'anca continua ad estendersi. Il tronco è nella posizione neutra di rotazione e le braccia sono parallele al corpo. [15]

Heel Off

Il tallone si verifica quando il tallone inizia a sollevarsi dal pavimento. La caviglia è inizialmente in dorsi-flessione e poi in flessione plantare. Il ginocchio è esteso e si prepara a flettersi, l'anca è in iperestensione e il tronco ruota dallo stesso lato. [15]

Toe Off

È la fine della fase di presa di posizione e l'inizio della fase di oscillazione. In questa fase, l'anca diventa meno estesa e il ginocchio è flesso di 35-40 °. La flessione plantare della caviglia aumenta fino a 20 °. Le dita dei piedi lasciano il

suolo e vanno in iperestensione. Contemporaneamente, il piede opposto è in fase di piede piatto. Alla fine di questa fase, l'anca inizia la flessione. [15]

Fig. 2.2: Rappresentazione schematica delle fasi del passo

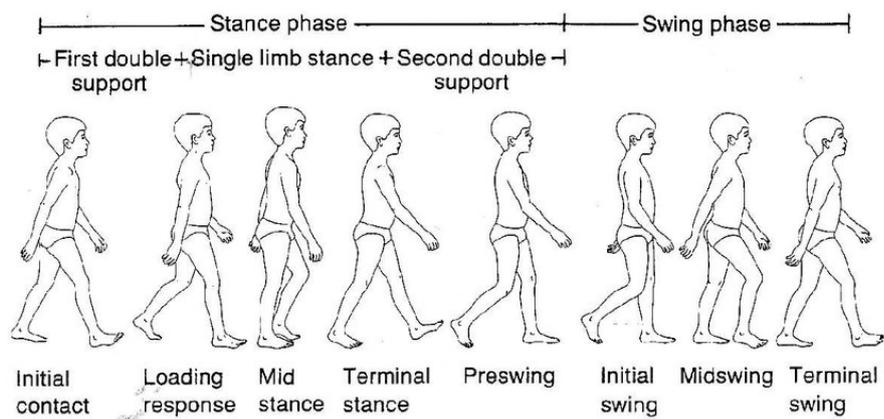
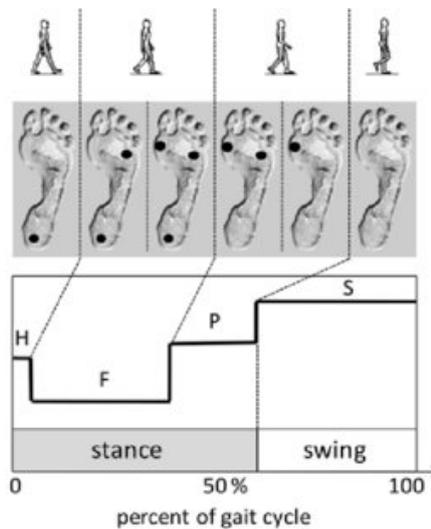


Fig. 2.3: Aree di contatto del piede con il pavimento durante la fase di stance e di swing



2.3 RECLUTAMENTO MUSCOLARE DURANTE IL CAMMINO

Durante la fase propulsiva e nella spinta prodotta dall'avampiede ed in fase di arresto, entrano in gioco i muscoli della gamba, in modo tale che il dispendio energetico sia basso per perdite di equilibrio. Il lavoro della muscolatura in

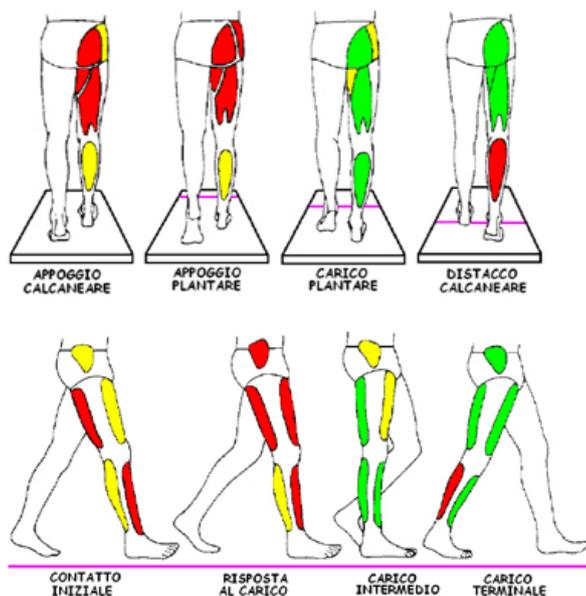
decelerazione è eccentrico.

Durante il contatto del tallone con il pavimento (Heel Strike), i principali muscoli che si attivano sono: il quadricipite che attua una contro flessione del ginocchio, i muscoli ischiocrurali che sono responsabili della flessione insieme al grande gluteo, e infine l'ileopsoas controlaterale per l'avanzamento dell'arto inferiore controlaterale. Segue, poi, la fase di pieno appoggio (Mid Distance), nella quale si attivano i muscoli flessori plantari per contrastare l'abbassamento della tibia; il gastrocnemio, per rallentare la caduta del corpo in avanti; il medio gluteo e il piriforme, e infine il tensore fascia lata che ha il compito di stabilizzatore del bacino.

Durante il distacco del tallone (Heel Off), il grande gluteo accentua l'estensione dell'anca, dopodiché entrano in gioco i flessori plantari e il tibiale anteriore che accelera la perdita di equilibrio facilitando la caduta in avanti del corpo.

L'ultimo step del passo è la spinta (Toe Off), durante la quale i muscoli intrinseci stabilizzano la medio-tarsica, il quadricipite limita la flessione del ginocchio, gli ischiocrurali si attivano contro la flessione dell'arto e gli adduttori, contro l'eccessivo spostamento del bacino omolaterale. [16]

Fig. 2.4 : Attivazione muscolare globale, fase di appoggio, visione posteriore e laterale



2.4 MOVIMENTI DELLA CAVIGLIA

La caviglia è l'articolazione sinoviale del corpo umano, localizzata alle estremità distali di perone e tibia (ossa della gamba) e all'estremità prossimale del talo (uno dei 7 elementi ossei tarsali del piede), su di essa poggia tutto il peso del corpo e per questo motivo deve essere sempre ben libera in tutti i gradi di movimento.

Il complesso formato dai capi articolari di tibia e perone forma una loggia in cui viene accolto l'astragalo consentendogli il movimento.

I movimenti della caviglia sul piede (articolazione tibiotarsica) sono:

- Flessione dorsale, quando la pianta e le punte dei piedi si sollevano da terra
- Flessione plantare, quando si solleva il tallone e si rimane sulle punte
- Pronazione, quando si solleva la parte esterna del piede (laterale) e rimane a terra la parte interna (mediale)
- Supinazione, quando si solleva la parte mediale e la parte laterale rimane a terra [17]

Fig. 2.5 : movimenti della caviglia sul piede
dorsiflessione della caviglia

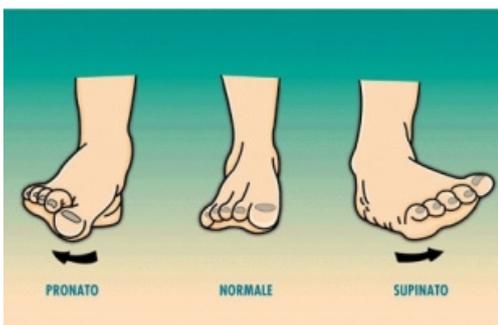
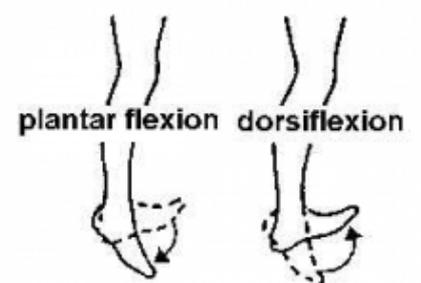


Fig. 2.6 : Flessione e



Le persone usano la dorsiflessione, o flessione dorsale, quando camminano; è il movimento che consente di sollevare il piede e di camminare sui talloni. Se ci sono problemi con la dorsiflessione, il corpo compenserà naturalmente, il che può causare problemi in altre zone del corpo.

Affinché un movimento sia considerato dorsiflessione, il piede dovrebbe essere sollevato verso l'alto tra 10 e 30 gradi. La dorsiflessione utilizza i muscoli nella parte anteriore del piede. I muscoli che favoriscono la flessione dorsale del piede sono:

- tibiale anteriore
- estensore lungo dell'alluce longus
- estensore lungo delle dita
- muscolo peroneo terzo.

I muscoli tibiale anteriore e estensore lungo dell'alluce, nella loro contrazione provocano una leggera intra-rotazione ed inversione del piede, mentre peroneo terzo ed estensore lungo della dita dei piedi sono extra-rotatori ed eversori.

La flessione plantare è l'opposto della flessione dorsale e comporta il movimento del piede verso il basso, ovvero verso il suolo. La flessione plantare si verifica quando il piede viene spostato verso il basso tra 20 e 50 gradi. I muscoli, i cui tendini causano flessione plantare, si trovano nella parte posteriore della gamba e passano nella parte posteriore del piede attraverso l'articolazione della caviglia.

Questi includono:

- tibiale posteriore
- flexor digitorum longus
- gastrocnemio
- soleo. [18]

2.5 ATTIVAZIONE TIBIALE ANTERIORE E GASTROCNEMIO

Tutti gli individui, sani e non sani, devono camminare; infatti, la qualità della vita è fortemente condizionata dalla capacità deambulatoria, basti pensare alle condizioni di disabilità di individui la cui funzione locomotoria è compromessa da processi patologici. Il fattore determinante della deambulazione, come di qualsiasi attività fisica, è la capacità funzionale dei muscoli, cioè quanta forza i muscoli

possono sviluppare quando necessario, quanta potenza possono esprimere nell'esecuzione di un lavoro e per quanto tempo possono continuare nella loro attività. [19]

Il tibiale anteriore è il muscolo più mediale dei quattro muscoli anteriori della gamba. E' un dorsi-flessore del piede che tira il dorso verso lo stinco. La dorsi-flessione provoca il sollevamento delle dita del piede da terra, che è un movimento fondamentale durante la deambulazione e la corsa. Il tibiale anteriore fornisce anche una leggera inversione del piede tirando la superficie plantare del piede verso la linea mediana del corpo. Questa azione è importante per bilanciare il peso del corpo sul piede durante il movimento o in piedi. [20] E' essenziale nella fase iniziale di appoggio durante il movimento, di oscillazione, nel contatto del tallone col suolo. Per queste sue funzioni, risulta essere il muscolo più resistente, il più forte dei flessori dorsali del piede. [21] (Fig. 2.7) Il tibiale anteriore comincia la sua attivazione nella fase finale della pre-oscillazione (56% ciclo del passo) per poi intensificarsi durante l'oscillazione iniziale per effettuare il sollevamento del piede. Il movimento limitato che ne consegue è tuttavia dovuto all'inerzia che deve essere superata. L'azione dei muscoli pretibiali appare vivace anche nelle ultime due fasi dell'oscillazione per assicurare la continuazione della flessione dorsale della tibiotarsica e il posizionamento del piede per l'azione di rotolamento. 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. [22] (Fig.2.8)

Fig. 2.7: Posizione del Tibiale anteriore nel corpo umano



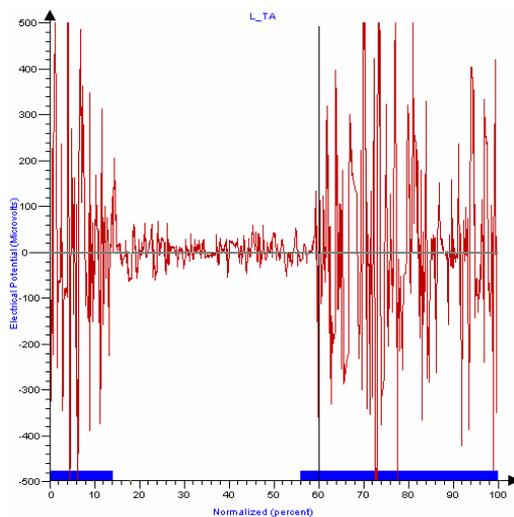


Fig.2.8 : Elettromiografia Tibiale anteriore

La sua posizione può essere individuata richiedendo al soggetto la flessione dorsale del piede (Fig. 2.9), mantenendo il tallone in contatto con il terreno: in questo modo viene evocata in condizione statica la contrazione del muscolo che si ingrossa e diventa ben visibile e palpabile. Per studiare biomeccanicamente l'attivazione del tibiale anteriore, l'elettrodo deve essere applicato nella direzione delle fibre muscolari che sono verticali, dirette dal basso verso l'alto, in modo tale che il segnale EMG possa essere prelevato correttamente.

Fig. 2.9: Posizionamento dell'elettrodo per il muscolo tibiale anteriore, il pallino blu indica il condilo laterale della tibia, mentre la x (in giallo) indica a corretta posizione dell'elettrodo

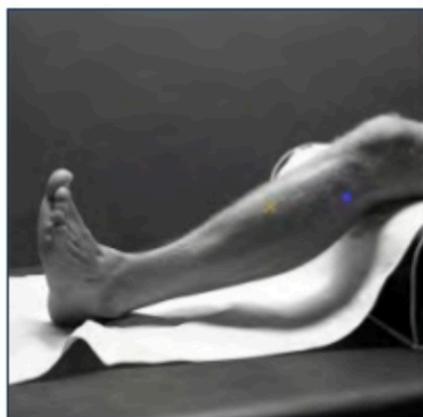
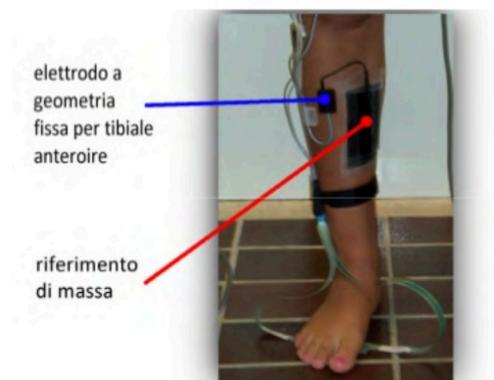


Fig.2.10: Elettrodo a geometria fissa, utilizzato per il prelievo EMG del TA. Presenza del riferimento di massa.

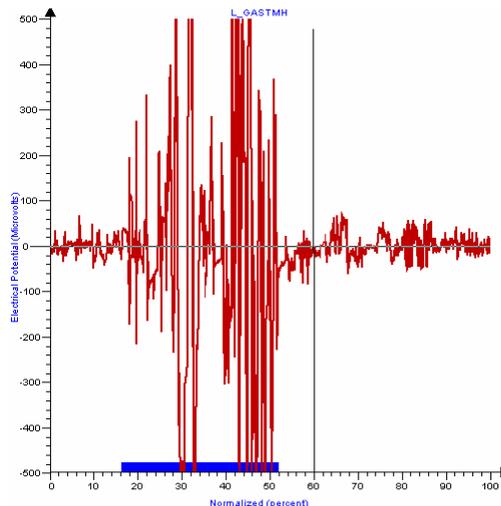


Con “gastrocnemio” (anche chiamato “gemelli”) in anatomia si indica un muscolo situato nella parte posteriore della “gamba”, cioè della parte dell’arto inferiore che collega il ginocchio alla caviglia. Il muscolo gastrocnemio, assieme al muscolo soleo (col quale forma il “polpaccio”) è il principale responsabile della flessione plantare del piede, ma partecipa anche alla flessione del ginocchio [23] (Fig. 2.10). Nel corpo umano tutti i muscoli contengono in varie percentuali fibre a contrazione rapida e fibre a contrazione lenta. Nel muscolo gastrocnemio prevalgono le fibre rapide che gli conferiscono la capacità di contrarsi molto energicamente e molto rapidamente. Deve, infatti, contrarsi a velocità moderatamente rapida per assicurare una sufficiente velocità al movimento della gamba. [19] L’attività del gastrocnemio inizia con un ritardo di circa il 6% del ciclo del passo rispetto al soleo. Estende il piede (lo flette plantarmente), lo ruota internamente, e partecipa anche alla flessione della gamba (essendo, a differenza del soleo, un muscolo biarticolare). Con la sua contrazione partecipa, inoltre, all’inizio della pre-oscillazione e all’elevazione del tallone da terra [22] (Fig. 2.11). Nel gastrocnemio il capo mediale ha un’azione sovrapponibile a quella del soleo. Il capo laterale esercita la sua azione sul solo piano sagittale e si attiva con un leggero ritardo rispetto al capo mediale. Nell’appoggio terminale, il gastrocnemio è il muscolo che offre il maggior contributo alla spinta del piede sul terreno in direzione dietro basso (push off). Il gastrocnemio è anche flessore plantare della tibiotarsica. [24]

Fig. 2.10: Gastrocnemio laterale destro e sinistro



Fig. 2.11: Elettromiografia Gastrocnemio



La posizione del gastrocnemio può essere individuata attraverso un movimento della flessione plantare del piede, richiedendo al soggetto di alzare i talloni restando in equilibrio sulle punte: in questo modo si riduce la contrazione del gastrocnemio che, in quanto muscolo superficiale, diviene ben visibile e palpabile. L'elettrodo va applicato in direzione delle fibre, che sono dirette verticalmente, dall'altro verso il basso. (Fig.2.12)

Fig.2.12: Anatomia della muscolatura della gamba distale posteriore in cui è visibile la posizione del muscolo gastrocnemio e in particolare quella del suo capo laterale



Fig. 2.13: Elettrodo a geometria fissa, usato per il prelievo del segnale EMG del muscolo



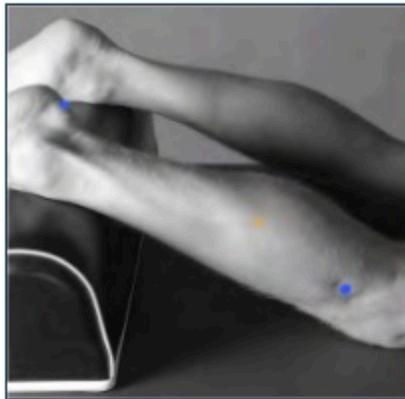


Fig. 2.14: Posizionamento dell'elettrodo per il muscolo gastrocnemio laterale, i pallini in blu indicano a testa della fibula e il calcagno , mentre la x indica a corretta posizione dell'elettrodo

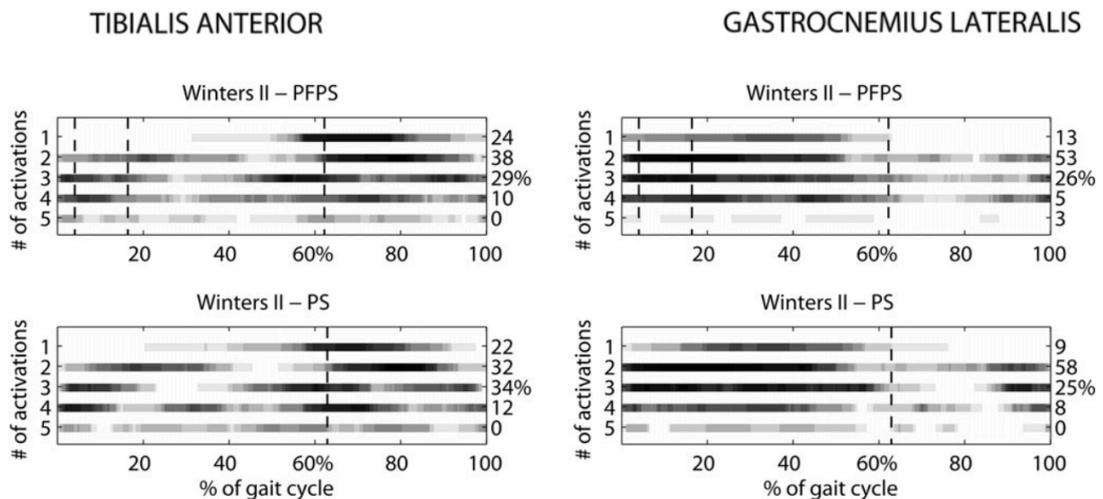
L'attivazione di questi due muscoli avviene durante il cammino o la corsa, dato che entrambi sono muscoli che permettono di effettuare una deambulazione in modo corretto evitando di compromettere le sinergie del sistema muscolare durante lo sforzo fisico. Il gastrocnemio si attiva all'inizio del passo quando il piede tocca con il tallone il pavimento, quando invece il baricentro del corpo viene spostato in avanti sulla punta del piede, si attiva il tibiale anteriore. Questo ciclo di attivazione muscolare si riscontra nella deambulazione di un soggetto sano, insieme all'attivazione di altri muscoli che permettono il passo. Sia il gastrocnemio che il tibiale anteriore, sono muscoli molto sviluppati, essendo il cammino il principale atto motorio della vita quotidiana.

Per deambulare, anche il soggetto emiplegico necessita del tono muscolare, ovvero la resistenza allo stiramento passivo del muscolo. L'ipertono muscolare è distribuito in modo ineguale e si realizza nei gruppi muscolari ad azione anti-gravitaria. I muscoli sono considerevolmente più piccoli nei bambini con PC rispetto ai bambini non affetti da questa patologia. Oltre alla massa muscolare, anche la lunghezza del ventre è compromessa nei bambini con PC. La lunghezza del muscolo gastrocnemio è inferiore del 12-19% nei bambini con PC rispetto ai bambini in via di sviluppo e il deficit dimensionale muscolare nei bambini con PC è più evidente distalmente che prossimalmente. [25]

L'attivazione involontaria di muscoli che non sarebbero direttamente coinvolti con il movimento da realizzare è un'alterazione di un fenomeno che compare anche nel soggetto sano: ad esempio se si dovesse imparare a compiere un'azione che richiede movimenti complessi mai fatti prima, si noterebbe allo stesso modo che nei primi tentativi l'attivazione muscolare coinvolgerà un maggior numero di gruppi muscolari rispetto a quelli utilizzati una volta che l'attività sia stata appresa. A quest'ampia attivazione muscolare nel soggetto sano partecipano muscoli vicini o funzionalmente collegati a quelli che vengono attivati durante un'azione. Nel soggetto che ha avuto un ictus invece l'attivazione viene detta abnorme perchè può comparire anche in situazioni molto meno dispendiose, ad esempio perfino al solo tentativo di reclutamento. Inoltre i gruppi muscolari che vengono attivati sono sempre gli stessi, quelli che non dovrebbero essere interessati dal compito, e indipendentemente dal distretto interessato dal movimento. L'esempio classico che si può fare è quando il malato sta camminando e spontaneamente piega il gomito dell'emilato colpito. Può essere intesa come una strategia a cui il malato deve ricorrere quando gli viene richiesta una prestazione a cui non è in grado di far fronte in quel momento. Essa viene scatenata da movimenti troppo veloci, movimenti da sforzo, da attività automatiche quali lo sbadiglio, da attività compiute dall'arto sano, e infine possono giocare molto anche fattori emotivi.

Il deficit di reclutamento di unità motorie è il disturbo primario che caratterizza i soggetti colpiti da ictus. Si intende proprio l'impossibilità di attivare i muscoli e quindi di produrre movimento. Si può distinguere il reclutamento quantitativo e qualitativo. Quantitativo dà l'idea del numero effettivo di unità motorie che sono colpite da questo disturbo, qualitativo invece è più legato a quel che si osserva nel paziente che magari ha conservato la possibilità di contrarre i propri muscoli ma tale contrazione non è efficace o risulta povera di variabilità in funzione del compito che dovrebbe svolgere. [26]

Fig. 2.15: Intervalli di attivazione muscolare per tibiale anteriore e gastrocnemio laterale: per il gruppo Winters II, e ciascuna sequenza di contatto piede-pavimento che caratterizza il gruppo (HFPS per controlli, PFPS e PS per tipo II). Sono rappresentate cinque modalità di attivazione muscolare (con 1-5 attivazioni che si verificano durante il ciclo dell'andatura). Le barre orizzontali sono codificate a livello di grigio per rappresentare il numero di bambini il cui muscolo era attivo. Nero: tutti i bambini hanno attivato il muscolo, bianco: nessuno dei bambini ha attivato il muscolo. Sul lato destro di ciascun diagramma è stata riportata la frequenza di occorrenza di ciascuna modalità. Il tempismo delle fasi dell'andatura è mostrato sovrapposto, contrassegnato da linee verticali tratteggiate.



2.6 GAIT ANALYSIS

La Gait Analysis permette una valutazione delle caratteristiche della postura e del movimento, nonché delle loro variazioni rispetto ad una situazione di normalità, che possono essere di enorme utilità in campo clinico per la diagnosi di particolari patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti. Consente di misurare il tasso di pronazione: questo a sua volta in base all'andatura aiuta a raggiungere l'obiettivo finale di assicurare maggiore efficienza dal punto di vista della bio-meccanica, riducendo il rischio di lesioni e ottimizzando le prestazioni. Ciò comporta di camminare su una pedana per alcuni minuti mentre la videocamera riprende il cammino. Questo filmato quindi viene rallentato, valutato e analizzato in dettaglio da uno specialista, che poi affermerà le sue valutazioni.

Durante la camminata, che ha come ovvio 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.

La peculiarità di questo esame consiste nell'elaborazione numerica e nella correlazione tra i dati fino ad ottenere un modello significativo del paziente confrontabile nel tempo con sé stesso o con altri soggetti [27]. L'utilizzo della Gait Analysis consente, infine, di affiancare alle valutazioni qualitative bidimensionali, delle valutazioni quantitative tridimensionali relative sia alla cinematica che alla dinamica del movimento e all'attivazione muscolare. Inoltre, la Gait Analysis permette una dettagliata valutazione dell'efficacia del trattamento effettuato sul paziente e sicuramente questo è l'aspetto più importante che porta un centro clinico a dotarsi di un laboratorio di Analisi del Movimento. La semplicità dell'esame e l'assoluta non invasività permette di effettuare l'acquisizione anche di pazienti poco collaboranti o caratterizzati da deambulazioni particolari, come nel caso di bambini emiplegici.

2.7 CAMMINO EMIPLEGICO

La deambulazione è un atto complesso risultante dalle interazioni fra forze interne ed esterne dirette da un mirabile sistema di controllo posturale e dell'equilibrio, che regola attimo per attimo, tramite i muscoli, i rapporti fra le forze. Il sistema di controllo dell'equilibrio e della postura sostanzialmente

coincidono e corrispondono al controllo del tono muscolare, formando così il sistema posturale fine. Compito di tale sistema è quello di consentire all'uomo la stabilità posturale, sia in posizione statica che in movimento, adattandosi ai continui cambiamenti ambientali. Nel bambino emiplegico, ciò che viene perso è il controllo dell'equilibrio, in quanto, il passo non rispetta più le normali fasi del ciclo. Viene, perciò, definita andatura falciante, l'atteggiamento caratteristico del paziente emiplegico durante il cammino. La gamba emiplegica nel momento dell'oscillazione in avanti, effettua una traiettoria che sembra richiamare il movimento della falce sul grano. L'andatura falciante è uno dei segni distintivi dell'ictus cerebrale che accomuna il paziente emiplegico destro ed il paziente emiplegico sinistro, per cui da un'analisi superficiale può essere attribuita all'ipertono ed alla spasticità muscolare; in realtà l'andatura falciante è risultato delle difficoltà cognitive e percettive che il paziente emiplegico soffre in seguito alla lesione cerebrale. L'atteggiamento della gamba durante l'andatura falciante vede la mancata flessione del ginocchio e della caviglia, quest'ultima si trova inoltre ruotata verso l'esterno determinando l'appoggio del piede al suolo con il suo bordo laterale. Nell'andatura falciante la gamba viene usata come un vero e proprio "pilone" rigido sollevato e fatto avanzare con il movimento di tutto il fianco [28].

Si possono distinguere differenti tipi di passo: la fase iniziale del PS è contraddistinta con il contatto dell'avampiede (P), seguito immediatamente con la fase di oscillazione e con il tallone che non tocca mai il suolo. Il PFPS è caratterizzato da un contatto iniziale con l'avampiede (P1), segue il tallone che tocca il pavimento, dopo il quale seguono le fasi di push off (P) e di swing (S). Il terzo tipo di passo è l'HFPS conseguito da un contatto iniziale del tallone come primo step, poi dal contatto del piede piatto al terreno e infine la fase di push off e la fase di swing; questo rappresenta la sequenza normale delle fasi dell'andatura. [29]

Fig. 2.15 : Alterazioni in mid distance per la sequenza dell'equino di pieno appoggio: **a** distacco precoce del tallone, **b** iperestensione del ginocchio, **c** flessione e ante-pulsione del tronco

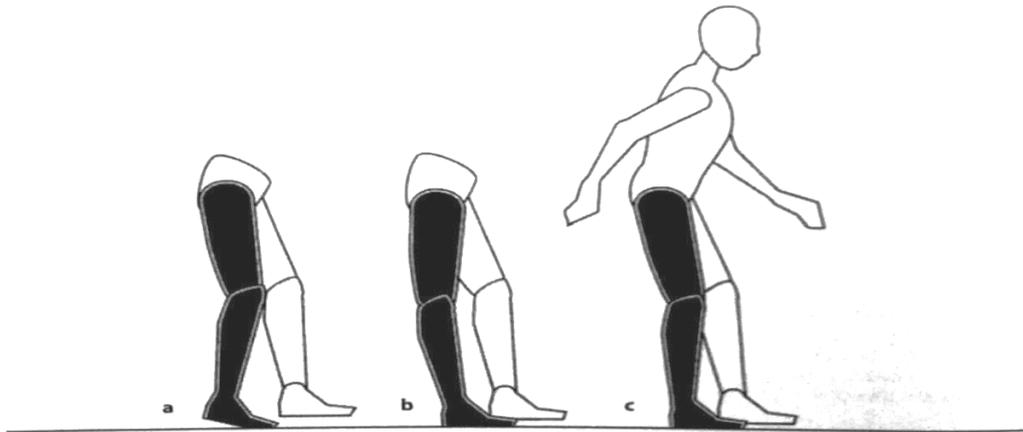
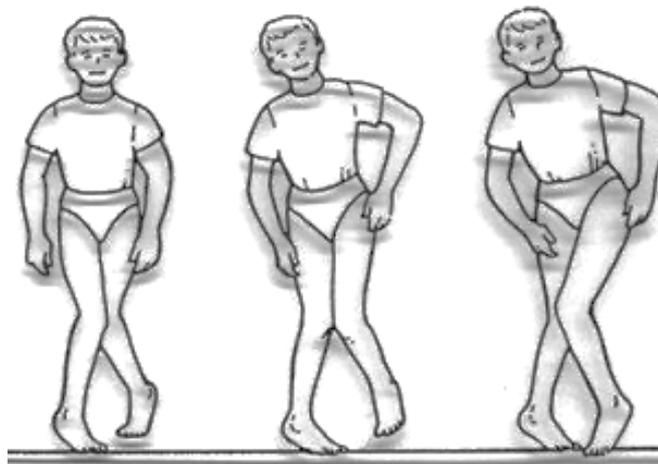


Fig. 2.16 : Rappresentazione del cammino emiplegico di un bambino: ad ogni passo l'arto si mantiene atteggiato in iperestensione ("falso allungamento dell'arto") e compie un movimento di abduzione e circumduzione, che fa perno sull'articolazione dell'anca e fa compiere alla punta del piede una traiettoria ad arco di cerchio, con strisciamento del bordo esterno del piede sul terreno, tipica andatura dell'emiplegico.



Vi è un importante sottosviluppo di muscoli e ossa nei bambini con CP. I muscoli piccoli e poco performanti abbinati con la loro limitata attività fisica contribuiscono in modo evidente alla loro debolezza ossea e all'elevata incidenza di fratture. Tuttavia, potrebbero esserci ulteriori fattori che contribuiscono a complicare la relazione ossea nei bambini con CP, come un alto grado di

infiltrazione di grasso e collagene nei muscoli, attivazione atipica dei muscoli e spasticità muscolare. Nel bambino emiplegico gli arti inferiori sono iper-estesi, addotti, con i piedi in varo equinismo; ad ogni passo l'ipertono degli adduttori fa sì che gli arti si incrocino e i piedi urtino tra loro, nei casi meno gravi l'andatura è lenta con accorciamento del passo, mancata o ridotta flessione delle ginocchia e strisciamento dei piedi sul terreno. Il reclutamento muscolare di un bambino emiplegico avviene in modo lento in quanto presenta un disordine dell'organizzazione cognitiva, emotiva e relazionale; dato che la forza sviluppata dal muscolo dipende dall'aumento delle fibre muscolari attive con frequenza di scarica in continuo aumento, questo fa sì che nel bambino emiplegico, affetto da deficit neuronale, la contrazione muscolare non sia costante nel tempo e che la fatica delle fibre di un'unità motoria non sia ridotta. E' perciò visibile, un movimento discontinuo nel cammino di un bambino emiplegico.

2.8 ELETTROMIOGRAFIA

L'elettromiografia (EMG) si basa su un esame funzionale che ha come oggetto la funzionalità elettrica di un muscolo, sia a riposo, sia quando viene sottoposto a una contrazione volontaria.

L'elettromiografo è un sistema in grado di acquisire il segnale elettrico associato alla contrazione muscolare mediante elettrodi superficiali. [13] Questo studio è utile quando vi sono cause come: la riduzione della forza muscolare, la sensazione di perdita di sensibilità, una sensazione di formicolio, un dolore agli arti quando si comprime un muscolo. L'elettromiografia rivela un problema ma non dice la causa all'origine. Il segnale elettromiografico viene captato grazie a degli elettrodi inseriti nei muscoli o piazzati sulla cute. [13] I primi corrispondono ad elettrodi ad ago inseriti nel muscolo da esaminare. Si valuta per prima se si registra o meno un'attività elettrica muscolare spontanea a riposo; si registra l'attività elettrica del muscolo sottoposto a una lieve contrazione muscolare e successivamente a una

contrazione gradualmente sempre più intensa. L'analisi durante la contrazione serve per valutare: ampiezza, forma e durata dei potenziali d'azione dell'unità motoria. A seconda di come il segnale è registrato, in generale, si parla di elettromiografia di superficie (sEMG) o elettromiografia "ad ago" (detta anche elettro-neurografia, ENG). L'EMG ad ago prevede l'utilizzo di aghi sottocutanei posti in diretto contatto con il muscolo di interesse (l'ago sarà tanto più lungo quanto più il muscolo è profondo), con questi elettrodi si può analizzare una singola unità motoria (l'EMG permette di "guardare" direttamente nel muscolo), in quanto questi permettono di monitorare una piccola area specifica. [13]

La sEMG prevede il prelievo del segnale tramite degli elettrodi posti sulla pelle (elettrodi superficiali a placchetta) e serve per valutare l'attività elettrica muscolare; questo tipo di elettromiografia viene specialmente usato in fisioterapia per la riabilitazione [29]. In questo caso gli elettrodi monitorano un'area più estesa, i potenziali registrati andranno quindi ad evidenziare un gruppo di unità motorie (nervi) e la loro velocità di conduzione con gli elettrodi superficiali.

Le unità motorie più vicine agli elettrodi danno un contributo più rilevante rispetto a quelle più lontane. Se gli elettrodi sono posizionati male, potrebbero misurare la somma dei segnali di più muscoli adiacenti. Il segnale misurato è dunque influenzato da diversi fattori, tra cui il posizionamento degli elettrodi. Per quelli esterni, la misura è influenzata anche dalla pulizia della pelle che modifica l'impedenza di contatto. Per tutti questi motivi il segnale EMG permette di estrarre indicazioni solo "semi-quantitative" sulla forza generata dai muscoli, ma non rigorosamente quantitative. [13]

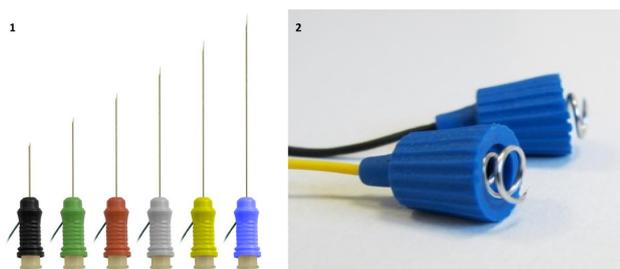


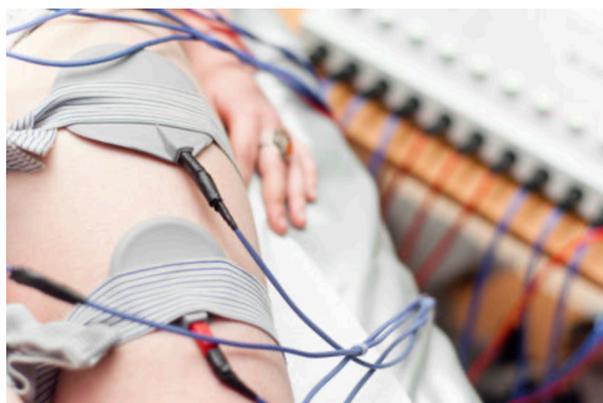
Fig.2. 17: Elettrodi ad ago: 1) Elettrodi ad ago concentrico; 2) Elettrodi ad ago subdermali a vite



Fig 2.18 : 1) Elettrodi passivi superficiali: necessitano di un circuito di amplificazione esterna ; 2) Elettrodi attivi superficiali: hanno già integrato il circuito di pre - amplificazione, i quali già permettono di ridurre il rumore in ingresso, come tensioni parassite dovute ad accoppiamenti capacitivi o al movimento degli elettrodi.

È importante, quindi, sottolineare che l'elettromiografia è un esame di tipo *funzionale*, cioè indaga la funzione del nervo o del muscolo. Esami come per esempio la risonanza magnetica, la TAC o l'ecografia sono viceversa esami di tipo *morfologico*. Questo fa sì che possiamo per esempio sapere se un nervo conduce male ed in che punto conduce male, però l'esame non ci dice se il problema è dovuto ad un'infezione, ad una compressione, oppure a qualcos'altro. Per questo è importante sapere che l'elettromiografia non sempre è in grado di precisare una diagnosi da sola; in certi casi è necessario eseguire altri esami ad integrazione. [30]

Fig. 2.19: Elettromiografia di superficie con elettrodi passivi superficiali



CAPITOLO III- MATERIALI E METODI

Lo scopo di questo lavoro è di quantificare l'asimmetria dell'andatura, basata su EMG, separatamente per ciascuna classe di contatto del pavimento del piede per quanto riguarda i modelli EMG dinamici di tibiale anteriore (TA) e gastrocnemius lateralis (GL), gestendo correttamente la variabilità intra-soggetto e valutando la percentuale di occorrenza di ciascun modello nei bambini con PC.

3.1 SOGGETTI

I soggetti inclusi nel presente studio sono bambini in età scolare che presentano paralisi cerebrale e conseguente emiplegia classificata di tipo Winters II, cioè quei soggetti che hanno una iper-attivazione dei flessori plantari nel contatto iniziale. [5]

Una volta suddivisi i pazienti Winters I dai pazienti Winters II, questi ultimi in totale risultano essere 22. Il database del laboratorio è stato cercato per bambini dai 7 ai 13 anni con emiplegia del gruppo II di Winters. I bambini sottoposti a precedente intervento di chirurgia ortopedica degli arti inferiori o iniezioni di tossina botulinica nei sei mesi precedenti all'esame dell'andatura sono stati esclusi dallo studio.

Tabella 2: Caratteristiche antropometriche dei soggetti presi in esame

Età media	Genere	Emiplegia sinistra	Emiplegia destra	Massa media (kg)	Altezza media
7,9 (DS 3,4) anni	12 maschi /10 femmine	9 soggetti	13 soggetti	27,7 (DS 13,3) kg	media 122,8 (DS 19,4) cm

Viene valutata infine la cinematica dell'arto inferiore non coinvolto, con la cinematica dell'arto inferiore coinvolto, dei bambini con emiplegia spastica. I soggetti studiati per la gamba sana, sono gli stessi sia per il tibiale anteriore che per il gastrocnemio, e in questo caso non viene fatta distinzione tra i diversi tipi di passo.

3.2 ACQUISIZIONE DEI DATI

I dati analizzati nel presente studio sono frutto di una collaborazione con il Politecnico di Torino. Tutti i segnali sono stati raccolti presso il Laboratorio di Analisi del Cammino dell'Ospedale Santa Croce, Moncalieri (TO), Italia. I dettagli della procedura di acquisizione e di processamento del segnale sono riportati nello studio di Agostini et al. [5, 31]. La presente ricerca è stata condotta seguendo i principi etici della Dichiarazione di Helsinki ed è stata approvata dal comitato etico locale. I bambini sottoposti a precedente intervento di chirurgia ortopedica degli arti inferiori o iniezioni di tossina botulinica nei sei mesi precedenti l'esame dell'andatura sono stati esclusi dallo studio. Per l'acquisizione del segnale elettromiografico, gli elettrodi sono stati posizionati sul Tibiale Anteriore e Gastrocnemio Laterale, bilateralmente seguendo le linee guida di Winter [27]. I pazienti erano equipaggiati bilateralmente con: a) interruttori a pedale sotto il tallone, la prima e la quinta testa del metatarso, b) caviglia elettro-goniometri (piano sagittale), c) sonde EMG di superficie posizionate sopra TA e GL. Il sistema di registrazione multicanale utilizzato per le acquisizioni un'era Step32. La dimensione degli interruttori a pedale era 10 mm × 10 mm (spessore:0,5 mm). Gli interruttori a pedale sono stati fissati sotto la suola a piedi nudi con nastro biadesivo. Sono state utilizzate sonde differenziali singole (SD) costituite da dischi (diametro: 4 mm, distanza interelettrodo: 12 mm, guadagno: 1000, filtro passa

alto: 10 Hz, 2 poli). I segnali EMG sono stati ulteriormente amplificati e filtrati passa-basso dal sistema di registrazione (450 Hz, 6 poli). Un guadagno complessivo da 1000 a 50.000 potrebbe essere scelto per soddisfare la necessità del muscolo specifico osservato (rumore riferito in ingresso: $\leq 1 \mu\text{Vrms}$). I dettagli sulla questione del crosstalk sono stati descritti in uno studio precedente su bambini normali [30]. I bambini CP camminavano scalzi alla velocità preselezionata, avanti e indietro su una passerella di 10 m per 2,5 minuti. Un video è stato catturato in modo sincrono ai segnali di andatura. Questo è stato registrato da una singola telecamera (parte di STEP32a) focalizzata sul piano sagittale, acquisendo 25 fotogrammi al secondo. Questo video ha fornito una registrazione clinica dell'andatura di un paziente, ma da essa non sono stati ottenuti dati quantitativi. Tre interruttori basografici (10 × 10 mm, spessore 0,5 mm, forza di attivazione 3 N) sono stati applicati sotto il tallone e sulla prima e sulla quinta testa metatarsale di ciascun piede per misurare i contatti del pavimento del piede.

3.3 ANALISI DEI DATI: CONTATTO PIEDE-PAVIMENTO

Gli eventi temporali sono stati identificati dal segnale dell'interruttore a pedale a 4 livelli e sono state determinate le seguenti fasi di andatura: contatto del tallone (H), contatto del piede piatto (F), tallone off / push-off o "contatto dell'avampiede" (P), swing (S) [32]. HFPS è la normale sequenza di fasi dell'andatura, mentre H-F-P è la sequenza normale delle sotto-fasi della posizione. Per studiare le sequenze di contatto del piede-pavimento dei bambini CP è stato utilizzato un algoritmo che segmenta il segnale dell'interruttore a pedale e classifica i cicli dell'andatura anche in presenza di colpi dell'avampiede o altri cicli anomali [32].

In questa analisi sono stati considerati solo i cicli di andatura corrispondenti al bambino che cammina dritto lungo la passerella, mentre i cicli corrispondenti a

cambi di direzione, accelerazioni e decelerazioni (in prossimità delle curve) sono stati automaticamente rimossi da un filtro statistico multivariato (incluso nell'area software STEP32).

Per ogni bambino CP è stata analizzata una media di 128 (SD 36) cicli di andatura per ciascun arto inferiore. Il numero totale di cicli di andatura analizzati nella popolazione emiplegica era 9773.

Le sequenze delle fasi dell'andatura osservate nell'analisi di contatto del piede-pavimento sono state denominate come segue:

- HFPS: normale sequenza di fasi dell'andatura (contatto del tallone, contatto con il piede piatto, push-off, altalena)
- PFPS: dopo il contatto iniziale nell'avampiede (P), anche il tallone tocca il suolo - quindi l'intero piede è in contatto con il suolo (F) - quindi il tallone si alza per la spinta (P) e l'oscillazione segue (S)
- PS: il tallone non tocca mai il pavimento, solo l'avampiede entra in contatto con il suolo (P) durante la posizione e l'oscillazione segue (S)
- FPS: il ciclo inizia con la corsa a piede piatto (F), le ruote sollevate per la spinta (P) e l'oscillazione segue (S)
- OTHERS_P: cicli che iniziano con un colpo di avampiede (P) ma diverso da PFPS e PS, ad es. PFPSPS
- ALTRI: cicli che non corrispondono a nessuna delle precedenti categorie. [33]

3.4. ANALISI DEI DATI: EMG

Gli intervalli di attivazione muscolare sono stati ottenuti con una solida tecnica basata su un rivelatore statistico a doppia soglia [34]. I parametri di ingresso del rivelatore (rumore di fondo, rapporto segnale-rumore e ciclo di lavoro) sono stati stimati in modo adattivo ogni 30 s di segnale [35]. Quindi, per ogni bambino, sono stati calcolati in media gli impianti di attivazione / disattivazione dei muscoli considerando, separatamente, ciascuna classe di ciclo dell'andatura e ciascuna

modalità di attivazione osservata per quella classe specifica, seguendo “analisi dell'andatura statistica” [31, 36]. “Modalità di attivazione” indica un modello EMG caratterizzato da un numero specifico di intervalli di attivazione all'interno di un singolo ciclo di andatura: nella modalità di n-attivazione il muscolo è attivo in n intervalli all'interno del ciclo di andatura. Per l'analisi statistica EMG sono state utilizzate routine STEP32 softwarea e Matlab®b personalizzate. [33]

3.5 STATISTICA GAIT ANALYSIS

In questo studio, la deambulazione umana è stata caratterizzata per mezzo di caratteristiche medie di SEMG e parametri spazio-temporali estratti da centinaia di passi consecutivi per ciascun soggetto. A questo scopo è stato adottato un approccio recente [31,37], basato sulla dipendenza dal ciclo dell'attivazione muscolare durante l'attività di deambulazione. I parametri sEMG sono stati mediati su quei cicli includendo lo stesso numero di attivazioni (cioè su ogni singola modalità di attivazione). La modalità di attivazione definisce il numero di volte che un muscolo si attiva durante un singolo ciclo di andatura: la modalità di n-attivazioni consiste di n intervalli attivi per il muscolo considerato durante un singolo ciclo di andatura. Per fornire intervalli medi di attivazione muscolare per ciascuna modalità, sono stati calcolati gli istanti di attivazione e disattivazione muscolare in ogni ciclo del passo [34]. Le attivazioni muscolari sono state quindi raccolte in base al numero di intervalli rilevati, cioè relativamente alla loro modalità di attivazione. Infine, gli istanti di insorgenza / offset sono stati mediati su tutta la popolazione per ciascuna modalità di attivazione e normalizzati rispetto alla durata del ciclo dell'andatura. Il numero molto elevato di passi considerati nell'analisi ha consentito la valutazione di un nuovo parametro, noto come frequenza di occorrenza [38,39].

3.6 OCCURENCE FREQUENCY

La frequenza è una grandezza che riguarda i fenomeni periodici o processi ripetitivi.

In statistica, dato un carattere oggetto di rilevazione, si intende per frequenza il numero delle unità statistiche su cui una sua modalità (le modalità sono valori numerici o gli attributi che un carattere può assumere) si presenta. [40]

L'Occurrence Frequency di una specifica modalità di attivazione è quantificata dal numero (in percentuale) di passi in cui il muscolo viene reclutato con questa specifica modalità di attivazione, rispetto al numero di passi totali, come riportato

$$\text{Occurrence Frequency } (n) = \frac{\text{Number of gait cycles with } n \text{ activation intervals}}{\text{Total number of gait cycles}} \times 100$$

nella seguente formula:

Le frequenze di reclutamento muscolare sono correlate a tutta l'attivazione rilevata. [40]

CAPITOLO IV - RISULTATI E DISCUSSIONE

Questo capitolo riguarda i risultati da me ottenuti, durante il mio tirocinio presso l'Università Politecnica delle Marche, riguardante lo studio dei bambini Winters II. Come primo passo ho analizzato i rispettivi passi e calcolato la media on/off e la frequenza di occorrenza. Successivamente sono state analizzate le differenze di questi parametri tra l'arto sano e quello affetto da emiplegia.

4.1 HFPS

Come già descritto in precedenza, la sequenza HFPS è descritta da: contatto del tallone (H), contatto del piede piatto (F), tallone-off / push-off o "contatto dell'avampiede" (P), swing (S) e rappresenta la cosiddetta sequenza normale del passo. I soggetti studiati presentano questa caratteristica nella gamba sana, che viene confrontata nei capitoli seguenti con la gamba patologica. Non risultano, perciò, essere una vasta popolazione i soggetti analizzati che presentano questo tipo di sequenza anche nella gamba patologica; sono infatti due e i risultati ottenuti non danno delle risposte significative, in quanto a differenza delle altre sequenze, il confronto fra due soggetti non può essere statisticamente rilevante in una popolazione di 22 soggetti totali.

4.2 PFPS e PS

Le sequenze PS e PFPS sono costanti nei bambini affetti da emiplegia. Infatti i soggetti studiati presentano queste due sequenze nella gamba patologica; in questo caso il movimento della caviglia non segue più l'andatura normale. Durante la sequenza PFPS, nei distretti a monte si assiste a una iperestensione delle ginocchia e a una inclinazione in avanti di bacino e tronco per mantenere la linea di gravità assoluta (proiezione del baricentro del corpo) all'interno della base d'appoggio. Nella sequenza PS, le ginocchia sono più o meno flesse (l'atteggiamento in flessione delle ginocchia, oltre che la conseguenza, può essere

la causa dell'appoggio sulle punte). Nel cammino, l'appoggio può risultare costantemente sulla punta, con possibile secondaria flessione più o meno marcata del ginocchio (che può anche essere la causa dell'appoggio di punta), o costantemente sulla pianta o può avvenire con la sequenza punta-tacco.

4.3 SEQUENZE DI APPOGGIO

Secondo la classificazione Winters, il tipo I è definito dalla presenza di drop foot nello swing, il tipo II dalla persistenza dell'equinismo durante il ciclo dell'andatura, con una possibile iperestensione del ginocchio in posizione, il tipo III mostra anche una ridotta flessione del ginocchio nello swing e il tipo IV, inoltre, mostra un movimento ridotto dell'anca. Tuttavia, le forme emiplegiche più comuni osservate in CP sono le forme più lievi Winters tipo I e II. L'analisi dei dati di questo studio, si basa su soggetti di tipo Winters II. I "modelli di appoggio" considerati sono rispettivamente: HFPS; PFPS e PS, per quanto riguarda i muscoli gastrocnemio laterale e tibiale anteriore. I dati EMG riportati sono relativi alla sequenza HFPS per la gamba sana e alle sequenze PS e PFPS per la gamba patologica, in quanto sono gli unici ad avere rilevanza statistica. All'interno di ciascun gruppo, alcuni dei bambini hanno adottato principalmente uno dei due modelli considerati per la gamba patologica, ma altri hanno mostrato una maggiore variabilità da passo a passo, alternando entrambi i modelli durante la camminata. Per questo motivo, lo studio è stato condotto con centinaia di passi per ogni bambino, in modo tale da avere un approccio affidabile. Nel complesso, i bambini emiplegici hanno mostrato un'attività ridotta durante l'oscillazione terminale e una mancanza di attività nella risposta al carico, rispetto ai soggetti normali. I controlli hanno mostrato un'attività mancante del TA, al contatto iniziale, solo nell'1% dei passi. Il tipo Winters II ha mostrato un'attività anormale sia al contatto iniziale che nello swing terminale. Nei controlli, l'attività del GL era completamente assente nell'oscillazione tardiva (in preparazione al contatto iniziale) nel 61% dei passi. Nel

tipo II, questa percentuale è diminuita al 13% nei cicli PFPS e al 9% nei cicli PS. I bambini di tipo II hanno mostrato cicli PFPS, ma con una fase F molto ridotta: la durata del contatto iniziale (P) iniziale non era differente dalla gamba sana (media 4.1 (SD 2.6) e 3.7 (SD 1.4)% GC, $p = 0,5$), ma le durate delle altre sottofasi di posizione erano nettamente diverse. Inoltre, hanno mostrato cicli in cui la fase F era completamente mancante (PS). Perciò, la fase F è stata significativamente ridotta (media 12,1 (SD 7,3) % GC, $p < 0,001$) e il push-off (P) è stato aumentato (media 24,0 (SD 10,5) % GC, $p < 0,001$). L'intera fase di posizione (P + F + P) non differiva (media 64,6 (SD 7,9) % GC, rispettivamente, $p = 0,3$).

Fig.4.1 Temporizzazione della fase di andatura per la / le sequenza / e principale / i di contatto piede-pavimento di ciascuna popolazione. Il lato emiplegico è riportato per i bambini CP e la media tra i lati sinistro e destro per i controlli.

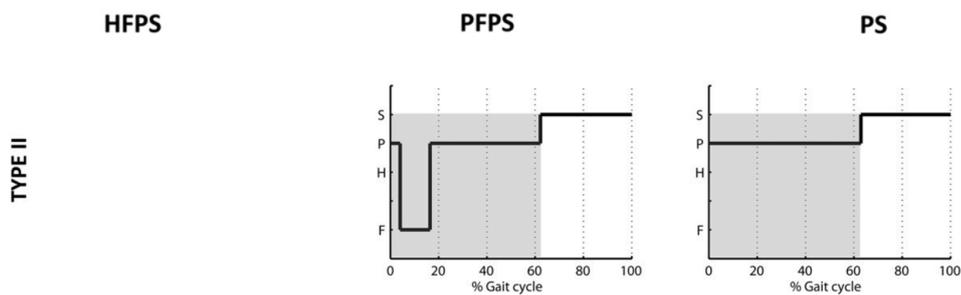


Tabella 3: Percentuale di occorrenza delle sequenze di contatto al piede per ciascun bambino (lato emiplegico)

Children #	Class	HFPS (%)	PFPS(%)	PS(%)
1	Type II	0.0	57.9	5.9
2	Type II	0.0	79.2	3.5
3	Type II	0.0	37.8	58.1
4	Type II	0.0	24.6	75.4
5	Type II	0.0	6.3	88.1
6	Type II	59.2	13.6	12.8
7	Type II	0.5	22.9	68.3
8	Type II	20.9	53.7	0.7
9	Type II	0.0	52.1	43.0
10	Type II	0.0	10.4	89.6
11	Type II	0.0	10.0	20.0
12	Type II	0.0	0.0	99.4
13	Type II	0.0	78.2	19.1
14	Type II	0.0	7.2	91.6
15	Type II	0.0	12.3	78.5
16	Type II	0.0	87.1	6.8
17	Type II	0.0	76.3	8.6
18	Type II	11.1	74.7	3.0
19	Type II	0.0	67.1	4.7
20	Type II	0.0	89.9	5.1
21	Type II	0.8	15.7	83.5
22	Type II	1.1	75.3	22.5

4.4 ANALISI DEL SEGNALE EMG

I risultati inerenti all'attività elettromiografica sono riportati in dettaglio attraverso alcuni grafici. I grafici ottenuti rappresentano le diverse attivazioni del tibiale anteriore (TA), del gastrocnemio laterale (GL) e della gamba sana. Questi sono confrontati l'uno con l'altro sia per la media on/off che per la frequenza di occorrenza, e in tutti i grafici è presente la deviazione standard, chiamata anche scarto quadratico medio che rappresenta un indice di dispersione statico, cioè una variabilità della popolazione di dati o di una variabile casuale.

Per quanto riguarda i grafici del TA e del GL della media on/off sono presenti barre di colore diverso. Nel TA la banda di colore rosso rappresenta la prima attivazione per ogni ciclo, quella rosa rappresenta la seconda, quella verde la terza e quella blu la quarta; nel primo grafico compare un solo colore perché presente una sola attivazione.

Nel GL, la banda di colore viola rappresenta la prima attivazione per ogni ciclo, quella celeste la seconda attivazione, quella nera la terza, e infine quella azzurra la quarta. Vale lo stesso discorso fatto in precedenza per il primo grafico.

Invece per la rappresentazione della frequenza di occorrenza sono rappresentate per ogni attivazione tre colonne che rappresentano i diversi cicli di andatura e cioè PS, PFPS e l'andatura della gamba sana. Non viene rappresentato in nessuno dei due casi il ciclo di andatura HFPS perché poco rilevante statisticamente avendo valori uguali o poco maggiori dello zero.

Infine, i test Lillietest, Ranksum e t-test sono stati usati per confrontare rispettivamente i campioni distribuiti normalmente e non normalmente. Il significato statistico è stato fissato al 5%.

4.4.1 ATTIVAZIONI MUSCOLARI DURANTE IL CAMMINO

Nel presente studio, cinque diverse modalità di attivazioni sono state identificate. Non vengono riportati i risultati per la modalità a cinque attivazioni, perché statisticamente non rilevanti. Gli intervalli medi di attivazione muscolare si riferiscono quindi alle quattro principali modalità di attivazione del TA.

Gli intervalli di attivazione sono stati espressi in funzione del ciclo di andatura percentuale. Nel primo grafico, considerando come punto di riferimento la gamba sana possiamo vedere che sia il PS che il PFPS hanno un ritardo nell'istante di attivazione, cosa che invece non si vede per quanto riguarda la prima attivazione nel grafico delle tre e delle quattro attivazioni, in cui invece di avere un ritardo dell'istante di disattivazione abbiamo un ritardo dell'off-set. Mentre, nella prima attivazione del secondo grafico, e quindi quello relativo a due attivazioni, abbiamo sia un ritardo dell'istante di attivazione che dell'istante di disattivazione.

Per quanto riguarda la seconda attivazione, in giallo, nel terzo grafico le relazioni sono piuttosto simili, mentre vi è un ritardo dell'istante di disattivazione del PFPS

e un ritardo dell'istante di attivazione del PS nel secondo grafico, e nel quarto grafico un ritardo dell'istante di disattivazione della gamba sana rispetto al PFPS.

Nel terzo grafico, guardando le barre verdi, l'attivazione del PFPS ha sia un istante di attivazione che un istante di disattivazione anticipati rispetto sia la gamba sana che rispetto il PS.

Nell'ultimo grafico la quarta attivazione, in blu, del PS ha un offset molto anticipato rispetto agli altri due.

Per quanto riguarda il GL, è lecito fare le stesse considerazioni e notare che nel primo grafico, l'attivazione del PS ha un on-set anticipato rispetto agli altri due. Invece negli altri grafici, le bande viola rappresentano la prima attivazione e solo nel quarto grafico abbiamo una notevole differenza con la gamba sana, in quanto sia l'istante di attivazione che di disattivazione, sono molto anticipati.

Considerando, poi, le bande azzurre, che rappresentano la seconda attivazione, nel primo grafico in cui compaiono sia il PS che il PFPS, prendendo come riferimento la gamba sana, questi hanno un ritardo molto accentuato sia dell'istante di attivazione che dell'istante di disattivazione, e questo lo possiamo vedere anche nel quarto grafico ma solo per il PFPS, mentre per quanto riguarda il PS, si ha sempre un ritardo nell'istante di attivazione e nell'istante di disattivazione, ma non troppo accentuato.

Le bande nere rappresentano invece la terza attivazione, che possiamo vedere sia nel terzo che nel quarto grafico, e notare che nel terzo grafico il PFPS ha un elevato ritardo nell'istante di disattivazione, mentre l'istante di attivazione del PS combacia con l'istante di disattivazione della gamba sana. Nel quarto grafico, invece sia il PS che il PFPS hanno un ritardo nell'istante di attivazione. Sempre nello stesso grafico, comparire la quarta attivazione in cui sia il PS che il PFPS hanno un ritardo dell'istante di attivazione, e per tutti e tre una breve attivazione.

Fig. 4.1: Media on/off TA: La prima banda rappresenta "HFPS - gamba sana", la seconda "PFPS - gamba patologica" e la terza "PS - gamba patologica"

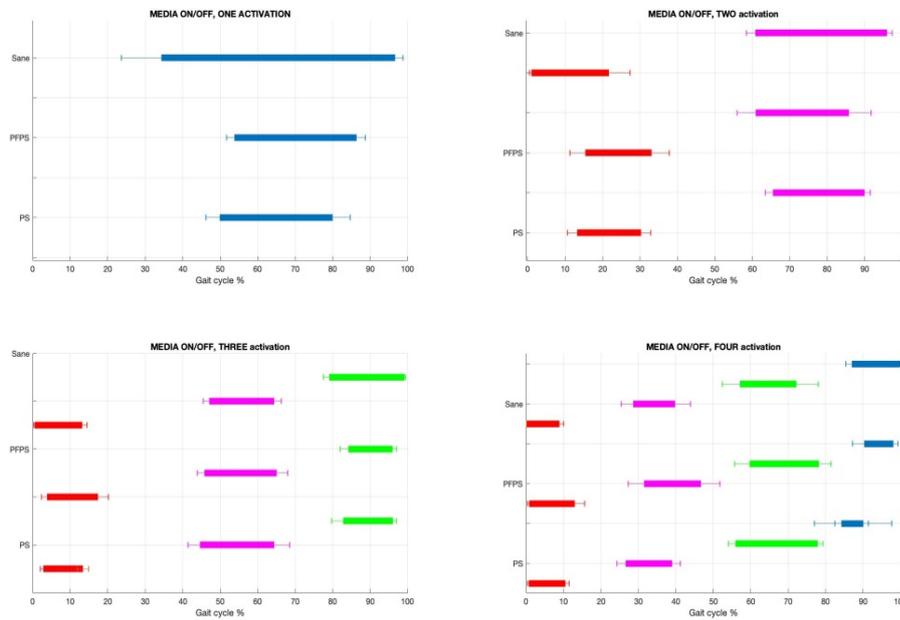
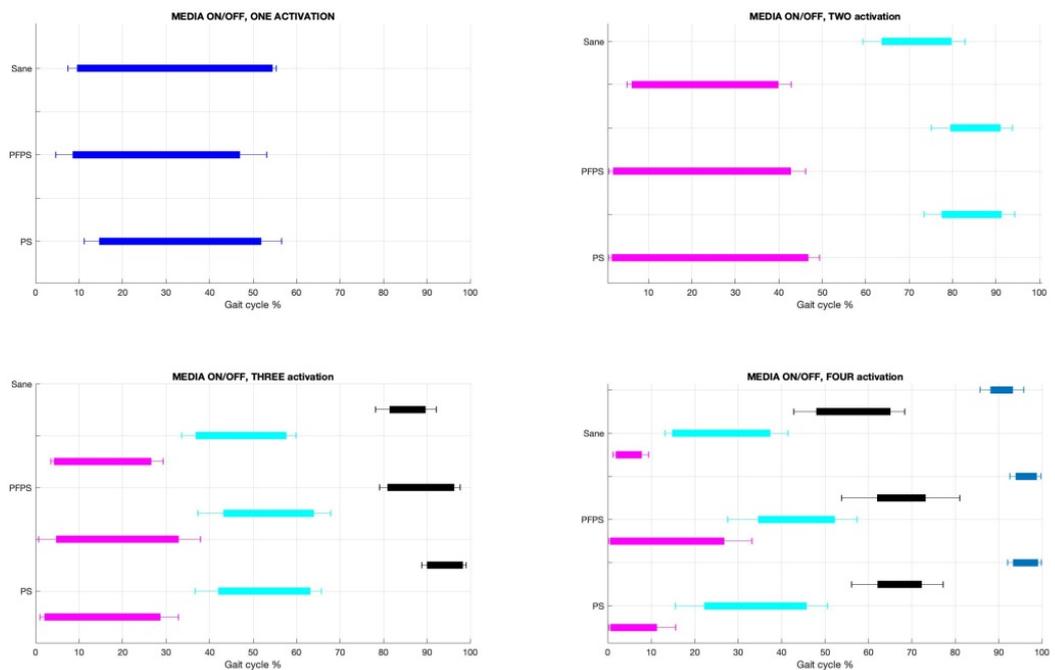


Fig. 4.2: Media on/off GL: La prima banda rappresenta "HFPS - gamba sana", la seconda "PFPS - gamba patologica" e la terza "PS - gamba patologica"



In conclusione, i bambini emiplegici utilizzano maggiormente la gamba non patologica rispetto a quella patologica, attribuendo alla prima un maggiore sforzo muscolare.

4.5 FREQUENZA DI RECLUTAMENTO MUSCOLARE DURANTE IL CAMMINO

Il valore dell'Occurrence Frequency, ovvero la frequenza di occorrenza di una specifica modalità di attivazione, è stata ottenuta dividendo il numero di passi per ogni attivazione con i passi totali effettuati dal paziente per ogni intervallo di attivazione, moltiplicando infine tutto per 100; essendo questo dato espresso in percentuale. Si è verificato, poi, che il calcolo fosse esatto, sommando le diverse frequenze di occorrenza di ogni soggetto e ottenendo risultati che si aggirano intorno al 100. Le frequenze di occorrenza media del reclutamento muscolare sono correlate a tutta l'attivazione rilevata. I dati ottenuti sono stati riportati in due grafici differenti, uno per il Gastrocnemio laterale e l'altro per il tibiale anteriore con la presenza dei cicli di andatura PS e PFPS, e della gamba sana. Ogni grafico possiede lo standard error, che rappresenta la stima della deviazione standard.

Nel primo grafico (Fig.5), che rappresenta il TA, vi è un forte decremento della frequenza di occorrenza per quanto riguarda la gamba sana, mentre abbiamo un relativo aumento della stessa nella seconda; nella terza e nella quarta attivazione di nuovo un decremento.

Mentre il PFPS cresce linearmente, fino alla seconda attivazione per poi subire un lieve decremento nella terza e un eccessivo decremento nella quarta. Stessa cosa che vale anche per il PS. La stima della deviazione standard è molto evidente nella gamba sana.

Nel grafico del GL (Fig.6), il comportamento del PS e del PFPS è lineare fino alla seconda attivazione, in cui cresce, per poi decrescere di quasi la metà e infine decrescere eccessivamente. Per la gamba sana vi è un eccessivo decremento nella

quarta attivazione, in cui tutti i valori sono molto bassi questo perché i passi effettuati nella singola attivazione sono minori di quelli totali. Lo standard error è molto evidente, in quanto indice di dispersione statistico che ci dice la misura con la quale questi valori si discostano da un valore centrale.

Fig.4.3: Grafico Occurrence Frequency, Tibiale Anteriore: le colonne verdi rappresentano il PS della gamba patologica, in blu il PFPS della gamba patologica e in giallo la gamba sana.

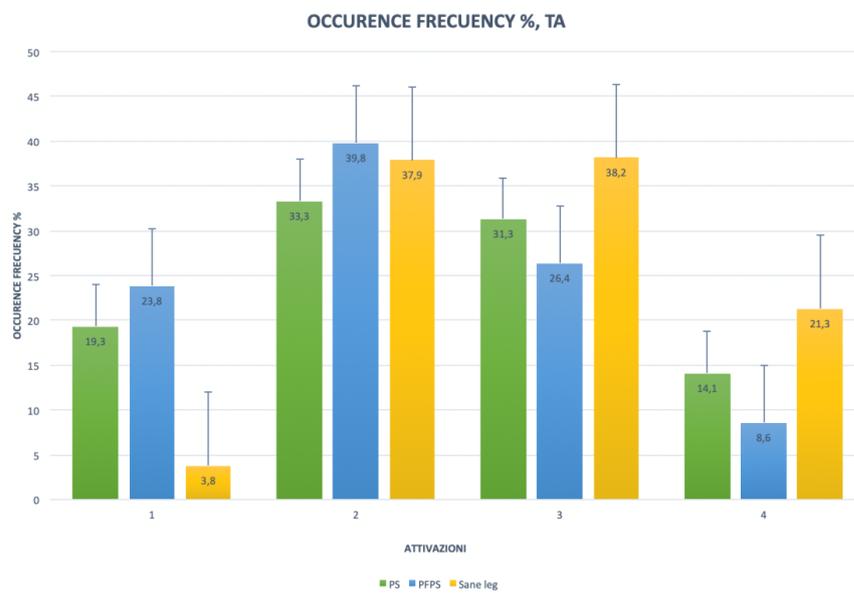
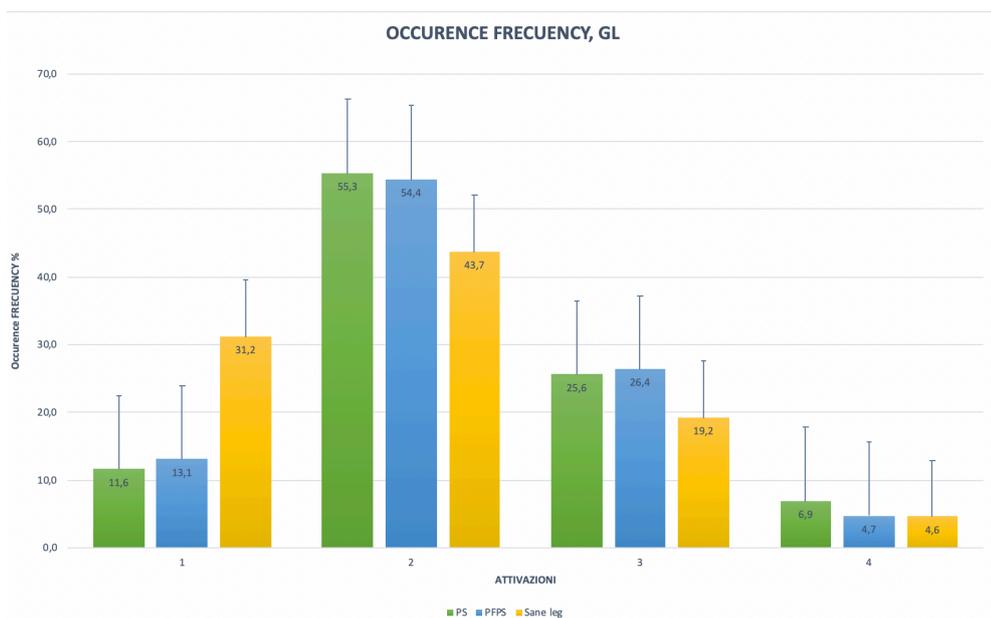


Fig.4.4: Grafico Occurrence Frequency, Gastrocnemio Laterale: le colonne verdi rappresentano il PS della gamba patologica, in blu il PFPS della gamba patologica e in giallo la gamba sana.



CONCLUSIONI

In conclusione, il presente studio è stato in grado di quantificare il comportamento asimmetrico dei soggetti emiplegici durante la deambulazione, valutando la sequenza/durata del contatto del piede con il pavimento. Si è rivelato un giusto tentativo per quantificare le simmetrie in termini di modalità di attivazione e frequenza di occorrenza del reclutamento muscolare, separatamente per ogni tipo di contatto a terra. Partendo dalle conoscenze disponibili è stato possibile verificare l'esistenza di asimmetria nei bambini Winters II, evidenziando i differenti aspetti del cammino emiplegico e andando a valutare le asimmetrie presenti durante l'attivazione del gastrocnemio laterale e del tibiale anteriore e mostrando che una piccolissima percentuale di soggetti non presenta asimmetria durante il passo. Ha inoltre dimostrato che non può essere definito un modello di attivazione muscolare predominante, specifico per un gruppo Winters. Si ritengono dunque necessari ulteriori studi per poter valutare al meglio le asimmetrie dei bambini emiplegici; solo così si potrà arrivare a formulare un intervento fisioterapico per la riabilitazione di questo comportamento. In quest'ottica quindi, il presente studio è da intendersi come un piccolo passo in avanti nel campo della biomeccanica nell'identificazione di un trattamento migliore da utilizzare nei pazienti emiplegici.

Bibliografia e Sitografia

1. <https://www.fightthestroke.org/paralisi-cerebrale-infantile>
2. *Il contributo delle Neuroscienze: il trattamento della Paralisi Cerebrale Infantile*, 2019, Casa Famiglia Rosetta
3. P. Konrad, «The abc of emg», *Pract. Introd. Kinesiol. Electromyogr.*, vol. 1, 2005, pag. 30–35.
4. Winters, T.F.; Gage, J.R.; Hicks, R. "Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults" *J. Bone Jt. Surg.* 1987, pag. 69, 437–441.
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, pag. 30, 908–914.
6. Di Nardo F., Strazza A., Mengarelli A., Cardarelli S., Tigrini A., Verdini F., Nascimbeni A., Agostini V., Knaflitz M. and Fioretti S. "EMG-Based Characterization of Walking Asymmetry in Children with Mild Hemiplegic Cerebral Palsy", *PubMed, Biosensors (Basel)*, 2019, cap. 2, 3,4: pag. 3-9
7. Nelson KB, Ellenberg JH. "Epidemiology of cerebral palsy". *Adv Neurol* 1978; cap.19: pag. 421-35.
8. <https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/paralisi-cerebrale-infantile.html>
9. <https://www.topdoctors.it/dizionario-medico/paralisi-cerebrale-infantile>
10. https://it.wikipedia.org/wiki/Paralisi_cerebrale_infantile
11. <https://www.humanitas.it/sintomi/emiplegia>
12. Ferraro A., Cioni G., "Le forme spastiche della paralisi cerebrale infantile: Guida all'esplorazione delle funzioni adattive", 2005, Springer, pag. 368-370
13. G. Legnani, G. Palmieri, *Fondamenti di Meccanica e Biomeccanica del Movimento*, 2016, pag. 493-498

14. *Pathokinesiology Department, Physical Therapy Department: Observational Gait Analysis Handbook*. Downey, CA, The Professional Staff Association of Rancho Los Amigos Medical Centre, 1989.
15. Dr. Arun Pal Singh, "Normal Gait Cycle and abnormalities of gait", *Bone Spine*, 2017
16. Winter, D.A. "Biomechanics and Motor Control of Human Movement", 2nd ed.; Wiley: New York, NY, USA, 1990. Copyright 2009 John Wiley & Sons, Inc. pp. 7,12,45, 100
17. <http://www.poliambulatoriomodus.it/approfondimenti/18-documenti/65-la-caviglia>
18. "Dorsiflessione- analisi. Possibili lesioni, Esercizi fisioterapici" ,*fisio-Humana, Fisioterapia, MLWEB*
19. A. C. Guyton, John E. Hall, *Fisiologia Medica*, 2011, Masson, pp. 1011-1013
20. <https://www.corpoumano.net/muscolo-tibiale-anteriore/>
21. <https://www.statigeneraliricercasanitaria.it/inflammatione-del-tibiale-anteriore-ruolo-della-fisioterapia-mirata/>
22. Hutton WC, Dhanendran M, "A study of the distribution of load under the normal foot during walking", *Int Orthop* , 1979, pp. 153-157
23. <https://medicinaonline.co/2019/04/21/muscolo-gastrocnemio-gemelli-anatomia-funzioni-patologie-in-sintesi/>
24. [http://portale.siva.it/files/doc/library/corso_taocchi_01_ortdeam%20\(1\).pdf](http://portale.siva.it/files/doc/library/corso_taocchi_01_ortdeam%20(1).pdf)
25. <http://m.docente.unife.it/enrico.granieri/materiale-didattico/lezioni-di-neurologia-laurea-in-medicina-e-chirurgia-5deg-anno-anno-accademico-2015-2016-1/il-tono-muscolare>
26. <http://www.laboratorioneurocognitivo.it/?p=661>
27. <https://www.sportsshoes.com/it-it/analisi-dell-andatura/>

28. <http://neuroplanet.blogspot.com/2011/12/andatura-falciante.html>
29. *Appunti*
30. <https://www.studiomedicodeiuliis.it/elettromiografia-2/>
31. 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, pp. 32, 285–289
32. Agostini, V., Balestra, G., Knaflitz, M., 2014a. “Segmentation and classification of gait cycles”. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* pp.22, 946–952.
33. Agostini V., Nascimbeni A., Gaffuri A., Knaflitz M., “Multiple gait patterns within the same Winters class in children with hemiplegic cerebral palsy”, 2015, PubMed, cap. 2,3
34. Bonato, P., D'Alessio, T., Knaflitz, M. “A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait”, 1998. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* pp. 45, 287–299.
35. Agostini, V., Knaflitz, M. “An algorithm for the estimation of the signal-to-noise ratio in surface myoelectric signals generated during cyclic movements”, 2012. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* pp.59, 219–225.
36. Agostini, V., Ganio, D., Facchin, K., Cane, L., Moreira Carneiro, S., Knaflitz, M. “Gait parameters and muscle activation patterns at 3, 6 and 12 months after total hip arthroplasty”. 2014b *J. Arthroplasty* pp. 29, 1265–1272. Pubmed.
37. Mengarelli, A.; Maranesi, E.; Burattini, L.; Fioretti, S.; Di Nardo, F. “Co-contraction activity of ankle muscles during walking: A gender comparison. *Biomed. Signal. Process. Control.*” 2017, pp.33, 1–9. CrossRef
38. Di Nardo, F.; Mengarelli, A.; Ghetti, G.; Fioretti, S. Statistical analysis of EMG signal acquired from tibialis anterior during gait. In *IFMBE Proceedings*; Springer: Berlin, Germany, 2014; Volume 41, pp. 619–622.
39. 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, pp.36, 25–33. CrossRef
40. [https://it.wikipedia.org/wiki/Frequenza_\(statica\)](https://it.wikipedia.org/wiki/Frequenza_(statica))

RINGRAZIAMENTI

Desidero ringraziare, innanzitutto il relatore di questa tesi , il Professor Francesco Di Nardo , per la disponibilità, l'attenzione e la gentilezza dimostrate durante la stesura del lavoro , oltre che per il piacere e il coinvolgimento provati durante il tirocinio.

Ringrazio poi tutta la mia famiglia per il sostegno costante e affettuoso di ogni giorno; in particolare voglio ringraziare tutti i miei zii e i miei cugini per esser sempre stati parte della mia vita costantemente nonostante la distanza.

Un grande grazie alla mia mamma, grazie perché sei la certezza che mi da forza in ogni mia esperienza e in ogni mia gioia; a mio padre per avermi trasmesso indirettamente il coraggio di affrontare con caparbia ogni esame universitario e ogni ostacolo della vita. Grazie a mio fratello, che con un semplice sorriso è riuscito a darmi la forza di andare avanti credendo in me.

Grazie a mia zia Ida, che per me è come una seconda mamma, per aver creduto in me fino alla fine e aver reso ogni passo della mia vita meraviglioso, grazie per essermi stata accanto anche quando la vita ci ha messo davanti una grande difficoltà, per avermi fatto vedere il mondo con occhi diversi e per avermi trasmesso una tale forza da poter superare qualsiasi ostacolo.

Un grazie è rivolto a tutte le mie amiche e a tutti i miei amici che mi hanno sopportato e supportato durante questi anni universitari, grazie ai nuovi amici e ai vecchi amici che rimarranno per sempre nel mio cuore.

Un grazie speciale a Letizia, Rachele, Arianna, Silvia, Martina ,Gaia, Alessandra, Sofia, Giulia, Claudia, Martina, amiche di sempre, che sono riuscite, ognuna a suo modo, a starmi vicino in ogni difficoltà e a sorreggermi per ogni debolezza e cedimento, e per essere riuscite a dimostrarmi il loro bene costantemente.

In particolare, ringrazio Letizia per avermi trasmesso la sua pignoleria nel fare le cose e nel voler raggiungere sempre il meglio, per essermi sempre stata accanto nei momenti di difficoltà, per non avermi mai lasciato sola e per avermi teso la mano ogni volta che ne avevo bisogno.

Ringrazio Rachele perché c'è sempre stata, fin da quando siamo bambine, anche quando eravamo lontane, ed è riuscita a trasmettermi tenacia e fermezza nell'affrontare ogni sfida della vita e a dimostrarmi sempre il suo affetto.

Grazie ad Arianna, che con le sue piccole dimostrazioni d'affetto, è riuscita a darmi sostegno in ogni passo e ad aiutarmi a vedere le difficoltà come un'opportunità.

Voglio ringraziare Ludovica, la mia amica di università e non solo, per avermi dimostrato tutto l'affetto e la sincerità durante questi anni, per avermi sostenuto in ogni circostanza e per aver condiviso con me ogni gioia e disperazione, felicità e tristezza. Per essermi stata sempre accanto e per non avermi mai lasciato sola. Per avermi fatto capire che niente è impossibile se ci credi davvero.

Un grazie è dovuto anche alle mie amiche Agostina, Raffaella e Martina compagne di Erasmus, che mi hanno aiutato a superare tutte le difficoltà incontrate durante la nostra permanenza a Valencia e che mi hanno trasmesso la voglia di mettermi in gioco in situazioni difficili senza avere paura di niente, donandomi tutto l'amore che riservano dentro di sé.

Un sincero grazie a Giulia, Rosa e Ilaria, che nonostante la lontananza sono rimaste le amiche di sempre mostrandomi il loro affetto, la loro gioia e felicità nei traguardi raggiunti durante questi anni.

Un grande grazie è per Mariachiara, che con la sua infinita dolcezza e spensieratezza mi ha dato la volontà e la forza di raggiungere questo grande obiettivo; la sua sincerità, il suo bene e il suo starmi accanto ogni singolo giorno mi hanno permesso di credere fermamente in me in ogni singolo passo in avanti facendomi diventare la persona che sono oggi.

Ringrazio Monica, per avermi sempre accolto a braccia aperte tutte le volte che ne sentivo il bisogno, per avermi coccolato come una sorella e per avermi insegnato ad amare profondamente tutto ciò che c'è di più scontato nella vita.

Grazie a Caterina ed Erica, che mi hanno dimostrato il loro affetto fin dal primo giorno in cui ci siamo conosciute rendendomi tanto felice di aver intrapreso un nuovo percorso insieme a loro.

Infine, ringrazio tutte le persone che in questi anni mi sono state vicine in un modo o nell'altro e che hanno contribuito a farmi diventare la persona che sono oggi.

Elena