



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

Analisi del segnale EMG per la valutazione dell'evoluzione del reclutamento muscolare del bambino durante il cammino

EMG-based characterization of gait maturation

Relatore:

Prof. Francesco Di Nardo

Tesi di Laurea di:

Gloria Renzini

Correlatore:

Prof. Sandro Fioretti

A.A. 2019 / 2020

*“Tutto quello che oggi è una realtà,
prima era solo una parte di sogno
impossibile”*

W. Blake

SOMMARIO

INTRODUZIONE.....	8
CAPITOLO 1 CONTRAZIONE MUSCOLARE.....	12
1.1 Tessuto muscolare.....	12
1.2 Funzioni dell'apparato muscolare.....	13
1.3 Struttura del muscolo scheletrico.....	14
1.3.1 Tessuto connettivo.....	14
1.3.2 Nervi e vasi sanguigni.....	16
1.3.3 Sarcomero.....	17
1.4 Contrazione muscolare.....	18
1.6 Il potenziale d'azione.....	20
1.7 Elettromiografia.....	21
1.7.1 fattori che influenzano il segnale EMG.....	23
CAPITOLO 2 GAIT ANALYSIS.....	25
2.1 La GA come supporto alla valutazione clinica.....	26
2.2 Il ciclo del passo.....	27
2.2.1 Schema di contatto reciproco con il suolo.....	27
2.2.2 Schema funzionale del ciclo del passo.....	28
2.3 controllo muscolare nella fase di appoggio.....	30
CAPITOLO 3 MATERIALI E METODI.....	34
3.1 Casistica.....	34
3.2 Acquisizione del segnale EMG.....	35
3.3 Signal Processing.....	38
3.4 Statistical Gait Analysis.....	39
3.5 Analisi statistica.....	40
CAPITOLO 4 RISULTATI.....	42
4.1 Caratteristiche del passo.....	42

4.1.1 Cadence	42
4.1.2 Cycle duration	43
4.1.3 Single support duration e double support duration	44
4.2 Dati basografici	45
4.2.1 Heel contact.....	45
4.2.2 Flat foot contact.....	46
4.2.3 Push off	46
4.2.4 Swing.....	47
4.3 Attivazioni muscolari	48
4.3.1 Tibiale anteriore	48
4.3.2 Gastrocnemio laterale.....	49
4.3.3 Vasto mediale	50
4.3.4 Retto del femore	52
4.3.5 Bicipite femorale	53
4.4 Occurrence frequency.....	54
4.4.1 Tibiale anteriore	54
4.4.2 Gastrocnemio laterale.....	55
4.4.3 Vasto mediale.....	56
4.4.4 Retto del femore	57
4.4.5 Bicipite femorale.....	58
CAPITOLO 5 DISCUSSIONE E CONCLUSIONI	60
BIBLIOGRAFIA.....	62
RINGRAZIAMENTI.....	65

INTRODUZIONE

Il cammino è una delle attività fisiche più comuni dell'uomo, che vede coinvolte sinergicamente diverse articolazioni e muscoli. Analizzando il suo sviluppo è possibile investigare le differenti strategie di deambulazione, valutare la coordinazione dei segmenti corporei, ottenere informazioni sulla velocità e su parametri temporali e spaziali del passo [1].

Nel seguente elaborato è stata utilizzata la tecnica della *Statistical Gait Analysis*, una tecnica innovativa, come viene presentata in letteratura [2], [3], basata su un numero elevatissimo di passi, che ha come obiettivo di fornire al medico informazioni dettagliate, in grado di caratterizzare la deambulazione di un soggetto sano o patologico. Tramite questa analisi, si può definire attraverso l'uso di apparecchiature sofisticate, il pattern deambulatorio del soggetto in esame. La disabilità locomotoria è una problematica di fondamentale interesse nel settore medico, e i disturbi del cammino hanno da sempre costituito un aspetto essenziale di molte patologie. Risulta fondamentale, quindi, lo studio in soggetti sani per l'individuazione delle situazioni generali di normalità durante la fase di apprendimento del cammino, così da avere un riferimento su cui confrontarsi [4], [5] e [6].

Numerosi studi sono stati incentrati sulla maturazione del cammino nei bambini e in recenti articoli [7], [8] è possibile notare che il numero di soggetti a disposizione su cui effettuare l'analisi risulta molto più ampio rispetto a una decina di anni fa, dove il numero di passi consecutivi era effettivamente davvero basso. Quindi, grazie alla *Statistical Gait Analysis*, si è potuto superare tale problematica andando a studiare in questo modo anche un centinaio e più di passi consecutivi. Per la finalità di questo studio risulta evidente come un'analisi che si basa su un numero considerevole di passi possa fornire una descrizione decisamente più approfondita e statisticamente rilevante di ciò che accade in termini di attivazione muscolare.

In diversi studi è stato riportato che la maturazione del cammino avviene già intorno ai 4 anni, basandosi però principalmente su dati di carattere cinematico e dinamico [9], [10]. Più recentemente, è stato dimostrato che l'analisi elettromiografica, realizzata servendosi di elettrodi di superficie (sEMG) non invasivi, può dare riferimenti diversi. Con l'analisi elettromiografica intendiamo l'analisi del segnale prodotto dall'attivazione muscolare, dimostrando come nel bambino ci sia una forte variabilità rispetto l'adulto. In particolare, è stato dimostrato [11] tramite analisi EMG, che il reclutamento muscolare di tibiale anteriore e gastrocnemio laterale nei bambini, è indipendente dal genere mentre non è vero nell'adulto.

Abbiamo quindi pensato di andare a verificare, in una casistica molto importante di 100 bambini (dai 78 ai 137 mesi), prendendo in considerazione un numero di passi molto elevato, se fosse possibile individuare con tecniche molto raffinate, risultati che possono mettere ancor più in rilievo questa differenza.

L'obiettivo del presente lavoro di tesi consiste quindi nel tentativo di proporre un approccio alternativo allo studio della maturità del cammino, ponendosi l'obiettivo di fornire un'analisi stratificata per età del segnale sEMG conseguente all'attivazione muscolare dei cinque principali muscoli reclutanti durante il cammino, ovvero il Tibiale Anteriore, Gastrocnemio Laterale, Vasto Mediale, Retto del Femore e Bicipite Femorale, in una popolazione di cento bambini in età scolare. Questo lavoro è stato suddiviso in cinque capitoli: nel primo tratteremo i concetti base della contrazione muscolare, partendo dalla struttura istologica, fino ad arrivare a spiegare il meccanismo di contrazione muscolare. Nel secondo capitolo vengono trattati concetti come le fasi del passo e le modalità d'attivazione che stanno alla base della Gait Analysis. Segue poi il terzo capitolo dove vengono descritti materiali e metodi, che sono stati necessari per poter sviluppare il nostro lavoro. Infine, abbiamo il quarto capitolo dove presenteremo i nostri risultati per poi analizzarli e commentarli nel capitolo conclusivo.

Capitolo 1

CONTRAZIONE MUSCOLARE

1.1 Tessuto muscolare

La principale caratteristica del tessuto muscolare è che si contrae o si riduce con forza ed è perciò responsabile del movimento. La contrazione muscolare si attua tramite l'interazione di proteine contrattili. I muscoli si contraggono per muovere l'intero corpo, per pompare il sangue nel cuore e nei vasi sanguigni, e per diminuire la dimensione di organi cavi come lo stomaco e la vescica. I tre tipi di tessuto muscolare sono il muscolo scheletrico, il muscolo cardiaco, e il muscolo liscio, come descritto in [12]. I tipi di tessuto muscolare sono raggruppati in base alla loro struttura e funzione. Il tessuto muscolare, in base alla sua struttura, può essere classificato in striato, in cui si possono identificare nelle cellule muscolari delle bande o striature microscopiche, o non striato o liscio. Quando il tessuto muscolare viene classificato in base alla funzione può essere definito volontario, cioè controllato dalla volontà, o involontario, cioè che funziona con controlli inconsci.

- Il muscolo scheletrico, con il connettivo associato, costituisce circa il 40% del peso corporeo ed è responsabile della locomozione, della postura, dei movimenti respiratori e di altri movimenti del corpo. Il sistema nervoso controlla volontariamente, o coscientemente, le funzioni del muscolo scheletrico.
- Il tessuto muscolare liscio è il tipo di muscolo più ampiamente distribuito nel corpo ed ha la più grande varietà di funzioni. Si trova nella parete degli organi cavi, dei vasi, all'interno dell'occhio ed in altre strutture. Il muscolo liscio esegue una ampia varietà di funzioni, come dilatare e restringere la pupilla, regolare il flusso di sangue nei vasi sanguigni.

- Il tessuto muscolare cardiaco si trova solamente nel cuore e la sua contrazione determina la forza principale per muovere il sangue nel sistema circolatorio.

Al contrario del muscolo scheletrico, il tessuto muscolare cardiaco e quello liscio sono autoritmici, cioè possono contrarsi spontaneamente ad intervalli regolari, e la stimolazione nervosa ed ormonale non è sempre richiesta per la loro contrazione, essi non sono controllati consciamente dal sistema nervoso, piuttosto essi sono controllati involontariamente o inconsciamente dal sistema nervoso autonomo e dal sistema endocrino.

1.2 Funzioni dell'apparato muscolare

Come si legge in [12], la maggior parte dei movimenti del corpo, dal battito del cuore alla corsa di un maratoneta, sono determinati dalla contrazione muscolare. Le funzioni principali del sistema muscolare sono:

1. *movimenti del corpo*: la maggior parte dei muscoli scheletrici sono collegati alle ossa, sono controllati volontariamente e sono responsabili della maggior parte dei movimenti del corpo, come camminare, correre o manipolare gli oggetti;
2. *mantenimento della postura*: i muscoli scheletrici mantengono costantemente un tono che serve a mantenere la posizione eretta o seduta;
3. *respirazione*: i muscoli del torace sono responsabili dei movimenti necessari alla per la respirazione;
4. *produzione di calore*: quando i muscoli scheletrici si contraggono producono calore. Il rilascio di questo calore è essenziale per il mantenimento della temperatura corporea;
5. *comunicazione*: i muscoli scheletrici sono coinvolti in tutti gli aspetti della comunicazione come il parlare, lo scrivere, la gestualità e le espressioni facciali;

6. *contrazione di organi e vasi*: la contrazione dei muscoli lisci presenti nella parete degli organi cavi e dei vasi causa la costrizione di queste strutture, che può facilitare la secrezione delle ghiandole e nel regolare il flusso sanguigno attraverso i vasi;
7. *battito cardiaco*: le contrazioni del miocardio causano il battito cardiaco che spinge il sangue in tutte i distretti del corpo.

1.3 Struttura del muscolo scheletrico

I muscoli scheletrici sono composti di fibre muscolari scheletriche associate con una piccola quantità di tessuto connettivo, vasi sanguigni e fibre nervose. Ogni fibra muscolare scheletrica è un sincizio di forma cilindrica e contiene molti nuclei che sono localizzati in periferia vicino alla membrana plasmatica. Le fibre muscolari derivano dalla fusione di cellule uninucleate immature.

Il numero delle fibre muscolari scheletriche rimane relativamente costante dopo la nascita. Quindi l'ingrossamento dei muscoli nel corso della vita postnatale o come conseguenza di esercizi non dipende da un significativo aumento del numero di fibre muscolari, ma piuttosto da un aumento delle dimensioni e quindi del volume delle fibre stesse. Osservate in sezione longitudinale, le fibre muscolari appaiono striate per l'alternanza di bande chiare e scure. Una singola fibra può estendersi da un capo all'altro di un muscolo piccolo, ma nei muscoli più lunghi si osservano numerose fibre muscolari unite alle loro estremità per coprire tutta la sua lunghezza. Tutte le fibre in uno stesso muscolo hanno dimensioni simili.

1.3.1 Tessuto connettivo

Attorno ad ogni fibra muscolare striata vi è una delicata lamina esterna composta principalmente da fibre reticolari. Questa lamina esterna è prodotta dalla fibra muscolare. L'endomisio, una delicata rete di connettivo lasso con numerose fibre connettivali, circonda ogni fibra muscolare al di fuori della lamina esterna. Un fascicolo è costituito da un fascio di fibre, ognuna rivestita da endomisio, e viene a sua volta rivestito da un altro strato di tessuto connettivo più spesso, denominato perimisio.

Un muscolo è formato da numerosi fascicoli riuniti assieme e rivestiti interamente da un terzo strato di connettivo fibroso denso chiamato epimisio. La fascia è uno strato di connettivo fibroso che ricopre il corpo formando una lamina al di sotto della cute, essa circonda muscoli isolati o gruppi di muscoli. Alle estremità di un muscolo le componenti connettivali sono in continuità con i tendini e con il periostio che riveste l'osso. Il tessuto connettivo del muscolo unisce tra di loro le fibre muscolari, permette il passaggio dei vasi sanguigni e dei nervi, e collega il muscolo ai tendini ed alle ossa.

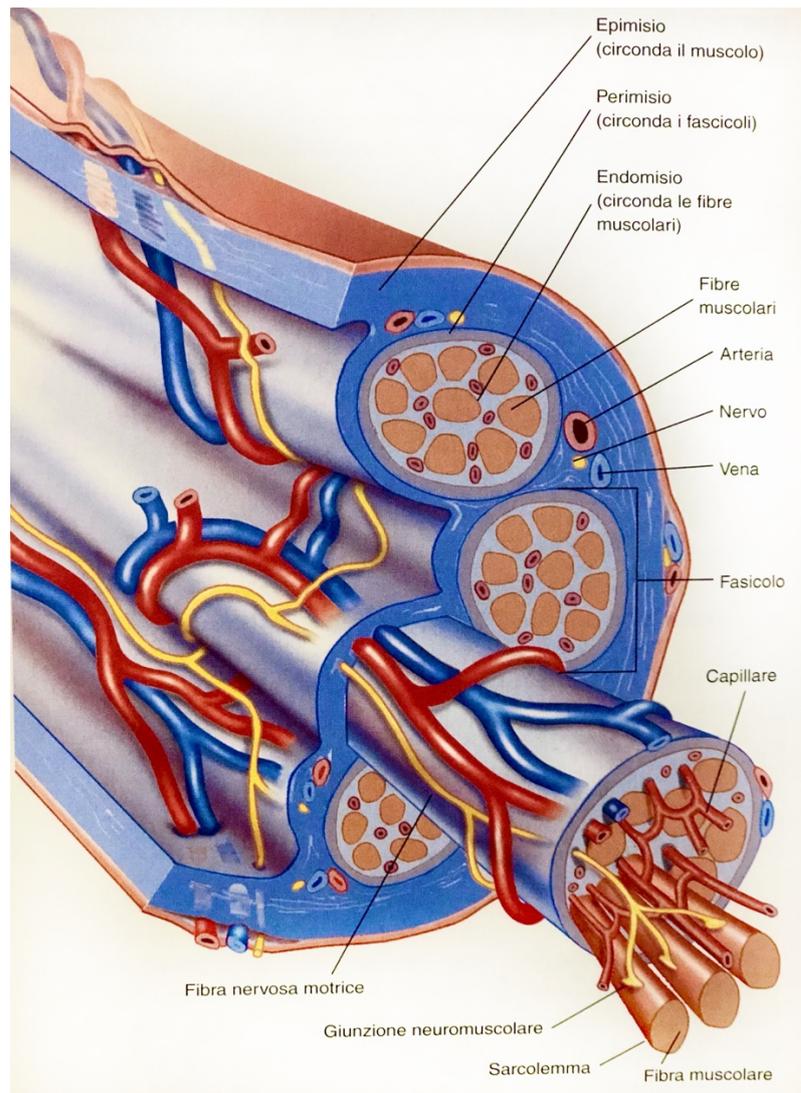


Figura 1: struttura del muscolo scheletrico: tessuto connettivo, innervazione e vascolarizzazione.

1.3.2 Nervi e vasi sanguigni

I muscoli presentano una estesa innervazione e vascolarizzazione. Le fibre nervose che innervano i muscoli stimolandone la contrazione derivano dai motoneuroni, cellule nervose specializzate che sono localizzate nel midollo spinale e nel tronco encefalico: i loro assoni arrivano alle fibre muscolari striate scheletriche con i nervi. I nervi contengono anche un'arteria e una o due vene che giungono agli strati di tessuto connettivo presenti nel muscolo. Le arterie si dividono in numerosi rami più piccoli e danno origine ad estesi letti capillari che circondano le fibre muscolari ed il sangue viene poi raccolto da numerose ramificazioni venose. Ogni motoneurone innerva più di una fibra muscolare, ed ogni fibra muscolare riceve una ramificazione di un assone.

1.3.3 Fibre muscolari

I nuclei di una singola fibra muscolare striata scheletrica sono disposti alla periferia della fibra, immediatamente al di sotto del sarcolemma, mentre l'interno della fibra è stipato di miofibrille. La parte di citoplasma priva di miofibrille è chiamato sarcoplasma e si distribuisce tra le miofibrille ove sono anche presenti numerosi mitocondri e granuli di glicogeno. Ogni miofibrilla è una struttura filamentosa che si estende da un'estremità all'altra di ogni fibra muscolare. Le miofibrille sono costituite da due tipi di proteine filamentose chiamate miofilamenti: i miofilamenti di actina e i miofilamenti di miosina.

Questi miofilamenti sono organizzati in strutture altamente ordinate chiamate sarcomeri, che sono uniti alle loro estremità per formare le miofibrille.

Ogni filamento di actina è composto di due catene di actina fibrosa (F-actina), da una serie di molecole di tropomiosina e di troponina. Le due catene di F-actina, costituite ognuna da circa 200 unità monomeriche globulari chiamate G-actine, sono avvolte a formare una doppia elica che si estende per tutta la lunghezza del miofilamento sottile. Ogni monomero di G-actina ha un sito attivo a cui si lega, durante la contrazione, una molecola di miosina.

I filamenti di miosina sono composti di parecchie molecole di miosina, ed ogni molecola è formata da due catene di miosina pesante, collegate tra loro a formare la parte rettilinea della molecola.

Quattro catene di miosina leggera sono collegate alle teste di ogni molecola di miosina. Le teste di miosina hanno tre importanti proprietà:

1. possono legarsi ai siti attivi delle molecole di G-actina per formare dei ponti trasversali;
2. sono collegate alla porzione rettilinea da una regione cardine che può piegarsi e raddrizzarsi durante la contrazione;
3. hanno attività ATPasica (l'attività enzimatica che scinde ATP liberando energia). Parte di questa energia è utilizzata per piegare la testa della molecola di miosina durante la contrazione.

1.3.3 Sarcomero

Ogni sarcomero si estende da una linea Z fino a quella successiva. La stria Z è formata da un intreccio di filamenti proteici che costituiscono una struttura discoidale a cui si ancorano i miofilamenti di actina. Ogni banda I (chiara) comprende una linea Z e si estende ai due lati di quest'ultima sino alle estremità dei miofilamenti di miosina. Ogni banda A (scura) si estende per tutta la lunghezza dei filamenti di miosina all'interno del sarcomero. I miofilamenti di actina e miosina si sovrappongono per un certo tratto a ciascuna estremità della banda A. Nella parte centrale di ciascuna banda A esiste una zona, zona H, dove i miofilamenti spessi e sottili non si sovrappongono e sono presenti solo i miofilamenti di miosina. Una zona scura, denominata linea M, rappresenta il centro della zona H ed è costituita da sottili filamenti che si ancorano al centro dei miofilamenti di miosina. La linea M e Z mantengono in sede, i miofilamenti di miosina e di actina.

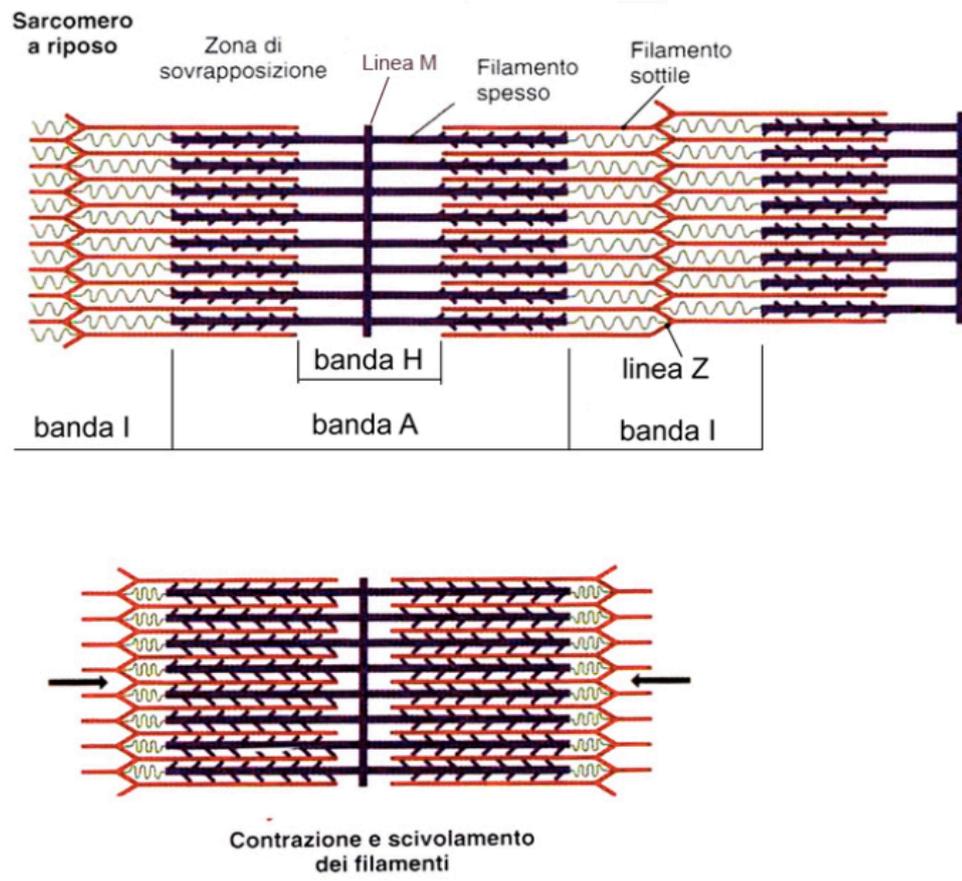


Figura 2: Sarcomero a riposo e contrazione muscolare.

1.4 Contrazione muscolare

La teoria dello scivolamento dei miofilamenti durante la contrazione muscolare include tutti gli eventi che conducono al movimento dei miofilamenti di actina su quelli di miosina dando così luogo all'accorciamento dei sarcomeri delle fibre muscolari. I filamenti di actina e miosina non cambiano la loro lunghezza durante la contrazione del muscolo scheletrico, essi invece cambiano la loro posizione reciproca in modo da causare l'accorciamento del sarcomero. L'accorciamento del sarcomero è responsabile per la contrazione dell'intero muscolo. Quando i sarcomeri si accorciano le miofibrille si estendono a loro volta. Dal momento che le miofibrille si estendono per l'intera lunghezza delle fibre muscolari anche queste si accorciano. I fascicoli muscolari sono formati da fibre muscolari ed i muscoli sono formati dai fascicoli. In

conclusione, quando il sarcomero si accorcia esso produce la contrazione muscolare. Durante il rilassamento del muscolo, i sarcomeri si allungano passivamente come conseguenza di una forza applicata al muscolo per determinarne l'allungamento.

1.5 Eccitabilità della membrana muscolare

L'eccitabilità delle fibre muscolari attraverso il controllo neurale rappresenta un fattore importante nella fisiologia muscolare. Il modello utilizzato per spiegare questo fenomeno è il modello di membrana semi-permeabile, come descritto in [13], il quale descrive le proprietà elettriche del sarcolemma.

L'equilibrio ionico mantenuto nelle fasi non attive fra interno ed esterno della cellula muscolare causa un potenziale di membrana detto "potenziale di riposo". Questo potenziale andrà quindi ad essere perturbato da due fattori: i gradienti di concentrazione dei diversi ioni passanti attraverso la membrana e la permeabilità della membrana a quegli ioni.

Un cambio di permeabilità della membrana determinerà una variazione del potenziale.

Gli ioni di interesse al potenziale di membrana sono Na^+ , Ca^{2+} , Cl^- e K^+ . I primi tre sono più concentrati nel liquido extracellulare rispetto al liquido intracellulare e la cellula a riposo è scarsamente permeabile ad essi. La differenza di potenziale viene mantenuta dai processi fisiologici (pompa ionica) che risulta in una carica negativa intracellulare e una positiva e positiva extracellulare.

Quando il neurotrasmettitore acetilcolina arriva alle placche motrici, questo causa una variazione della permeabilità della membrana agli ioni Na^+ . Durante il potenziale d'azione entrano ioni Na^+ e la cellula si depolarizza.

Nella successiva ripolarizzazione, tramite la pompa Na^+/K^+ , in contemporanea 3 ioni Na^+ vengono portati fuori dalla cellula e 2 ioni K^+ sono riportati internamente alla cellula, in modo da ristabilire l'equilibrio che determina il potenziale di riposo.

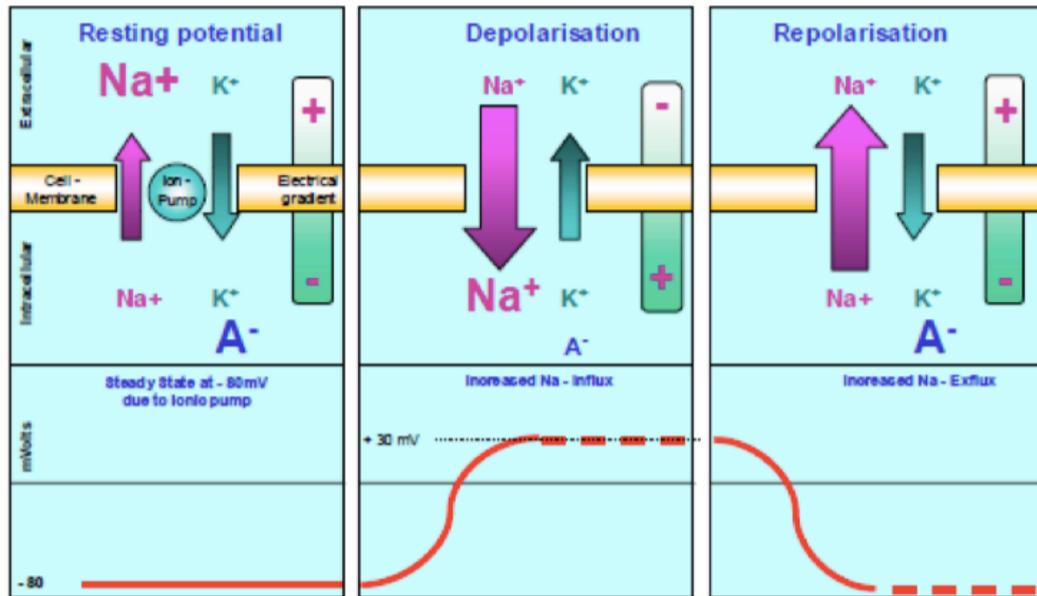


Figura 3: rappresentazione schematica del meccanismo di depolarizzazione e ripolarizzazione.

1.6 Il potenziale d'azione

Partendo dal potenziale di riposo, che nelle cellule muscolari è tra -80 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 sue fibre.

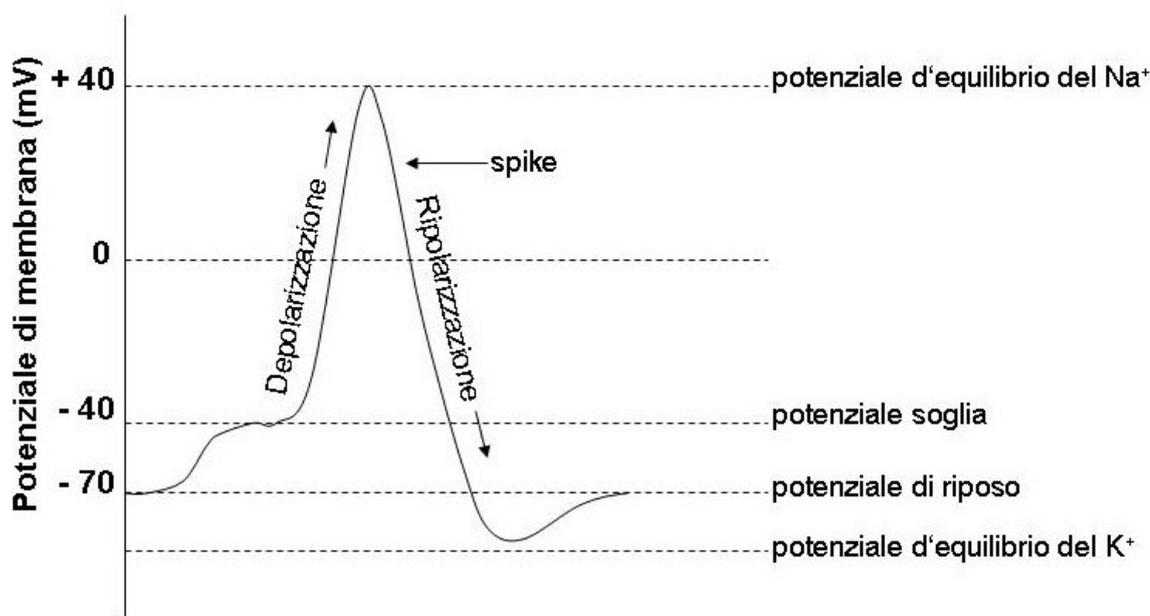


Figura 4: potenziale d'azione delle cellule muscolari. In ascissa il tempo in millisecondi e in ordinata il potenziale di membrana in millivolt.

1.7 Elettromiografia

L'elettromiografia (EMG) è una tecnica diagnostica, di tipo funzionale, di registrazione e analisi del segnale mioelettrico, come riportato in [14], che concerne l'attività muscolare durante la contrazione. A seconda di come il segnale viene registrato, si parla di elettromiografia di superficie (sEMG) o elettromiografia "ad ago" (detta anche elettro-neurografia, ENG). La sEMG prevede il prelievo del segnale tramite degli elettrodi posti sulla pelle (elettrodi superficiali), mentre l'EMG ad ago prevede l'utilizzo di aghi sottocutanei posti in diretto contatto con il muscolo di interesse. I potenziali registrati andranno quindi ad evidenziare un gruppo di unità motorie (nervi) e la loro velocità di conduzione con gli elettrodi superficiali, mentre con gli elettrodi ad ago si potrà analizzare una singola unità motoria.

Considerare l'indagine elettromiografica come strumento di confronto ha permesso il suo utilizzo in molteplici campi:

- *ricerca medica*: per ortopedia, chirurgia, neurologia;

- *riabilitazione*: post-operatoria, post-incidente, fisioterapia;
- *ergonomia*: prevenzione del rischio (risposta dei muscoli), design ergonomico;
- *sport*: biomeccanica, analisi del movimento, riabilitazione sportiva. [13]

L'elettromiografia di superficie è soggetta a maggiori disturbi, tuttavia è più economica, meno invasiva, facilmente indossabile e non pregiudica eccessivamente i movimenti, perciò è ad oggi la tecnica più utilizzata.

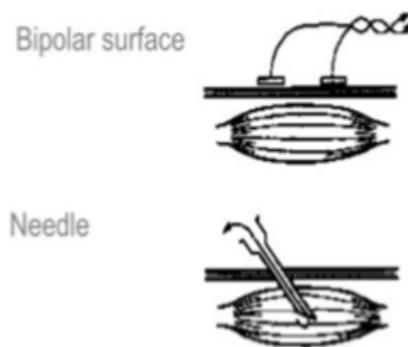


Figura 5: rappresentazione di un elettromiografo di superficie ed un elettromiografo ad ago.

L'impiego dell'elettromiografia di superficie (sEMG) nel campo dell'analisi del movimento si sta diffondendo, oltre che per le caratteristiche di non invasività, anche per le potenzialità offerte dalle moderne tecniche di analisi del segnale elettromiografico. Queste tecniche possono fornire informazioni quantitative sulle condizioni di attività del muscolo esaminato, sui tempi di attivazione muscolare, sulla stima dell'intensità dell'attività di un muscolo e sul suo livello di affaticamento.

Per ottenere i valori che rappresentano l'attività muscolare bisogna elaborare il segnale, il quale è disturbato da segnali di sottofondo, come il potenziale a 50-60 Hz presente in tutta la cute, e da segnali ad alta frequenza, oltre i 450 Hz, che non possono essere generati da unità motorie.

Per eliminare i disturbi di sottofondo si sfrutta l'acquisizione differenziale: per ogni muscolo vengono posizionati due elettrodi secondo la direzione di massima lunghezza delle fibre, a distanza di poche decine di millimetri. Acquisendo quindi la differenza dei due segnali EMG, i contributi alle variazioni di potenziale che disturbano entrambi i sensori si elidono nella sottrazione. Lo strumento che implementa questa funzione è l'amplificatore differenziale, il quale ha anche il compito di amplificare la differenza tra i segnali.

Infine, i disturbi restanti vengono eliminati applicando un filtro passa-banda, via software o via hardware, per tagliare le frequenze sotto i 10 Hz e quelle sopra i 450 Hz, che non rappresentano valori di EMG. L'ampiezza del segnale rimanente è strettamente legata al livello di attivazione muscolare e può variare da valori di qualche microvolt fino a decimi di millivolt.

1.7.1 fattori che influenzano il segnale EMG

Il segnale registrato è corrotto da componenti di rumore indesiderate di diversa origine e di cui bisogna attentamente tenere conto:

- *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, essa non può essere distinta dalla contrazione del muscolo di interesse. Solo tecniche avanzate di analisi permettono di filtrare questo disturbo. La scelta dei muscoli da studiare diventa quindi di fondamentale importanza per ottenere un segnale quanto più ampio e quanto meno disturbato. Infatti, acquisire il segnale da muscoli di grandi dimensioni e vicini alla superficie rende l'effetto del cross-talk meno rilevante. La lista prodotta da Merlo e Campanini [15] enumera alcuni muscoli di grandi dimensioni che sono vicini alla cute e su cui risulta più semplice eseguire un'analisi elettromiografica.

- *Spessore dello strato sottocutaneo e profondità delle sorgenti di segnale*: tra il muscolo e la superficie della pelle vi sono diversi tessuti biologici, tra cui i vari strati di cute, grasso, tendini e vasi sanguigni. Ciò comporta la presenza di una resistenza di

valore notevole che porta ad affievolire l'ampiezza del potenziale che dal muscolo si propaga fino all'elettrodo. Diventa allora importante che la sorgente del segnale non sia troppo lontana dalla superficie. Per ridurre questo problema si può intervenire in modo da diminuire la resistenza dei tessuti tramite una preventiva preparazione della zona di pelle su cui verrà posizionato l'elettrodo. La pelle deve essere pulita con sostanze abrasive oppure con alcool e sugli elettrodi deve essere applicato un apposito gel.

- *Acquisizioni dinamiche*: uno dei problemi che riguarda in generale tutti quegli studi che si occupano di movimenti dinamici è la possibilità che la distanza tra l'origine del segnale ed il punto di rilevazione vari nel tempo. Questa variazione è causata dalla variazione di lunghezza dei muscoli durante la contrazione e dal loro scorrimento rispetto alla cute ed agli elettrodi. Per limitare il problema possono essere usati preamplificatori, che, se vicini alla zona di rilevamento del segnale, consentono una minore sensibilità agli artefatti di movimento.

- *Ambienti elettronicamente rumorosi*: un ulteriore accorgimento per ridurre il rumore è quello di evitare ambienti elettronicamente molto rumorosi, cioè con molti dispositivi elettronici che possono originare interferenze. L'uso di amplificazione differenziale elimina gli artefatti e le interferenze che raggiungono entrambi gli elettrodi, cioè i segnali di modo comune.

Il segnale va convertito in digitale, con risoluzione a 12 o 16 bit. La frequenza di campionamento deve essere non inferiore ai 1000 Hz, e inoltre sempre più spesso si consigliano i 2000 Hz. Essa deve essere, secondo il teorema di Shannon, almeno il doppio della massima frequenza del segnale, per evitare effetti di aliasing nella ricostruzione del segnale.

Capitolo 2

GAIT ANALYSIS

Con il termine Gait Analysis si intende il metodo di valutazione computerizzata quantitativa multifattoriale e tridimensionale del cammino. Il cammino e la corsa, o cammino a velocità elevata, possono essere definiti come “un metodo di locomozione che coinvolge l’uso dei due arti inferiori, alternativamente, per il supporto e la propulsione”. Nel caso specifico del cammino, si può aggiungere alla precedente definizione “movimento in cui almeno un piede ha contatto con il terreno in ciascun istante del movimento” [16].

Il “ciclo del passo” o “gait cycle” può essere considerato l’unità di misura del cammino. Nello specifico s’intende l’intervallo tra due eventi successivi del cammino e, anche se per definire il ciclo del passo può essere scelto qualunque evento, in genere, si considera l’evento relativo alla fase di appoggio del piede al terreno (“Initial Contact” o contatto iniziale). Di conseguenza, il ciclo del passo inizia quando un piede appoggia al terreno e termina nell’istante in cui il medesimo piede è appoggiato nuovamente al terreno.

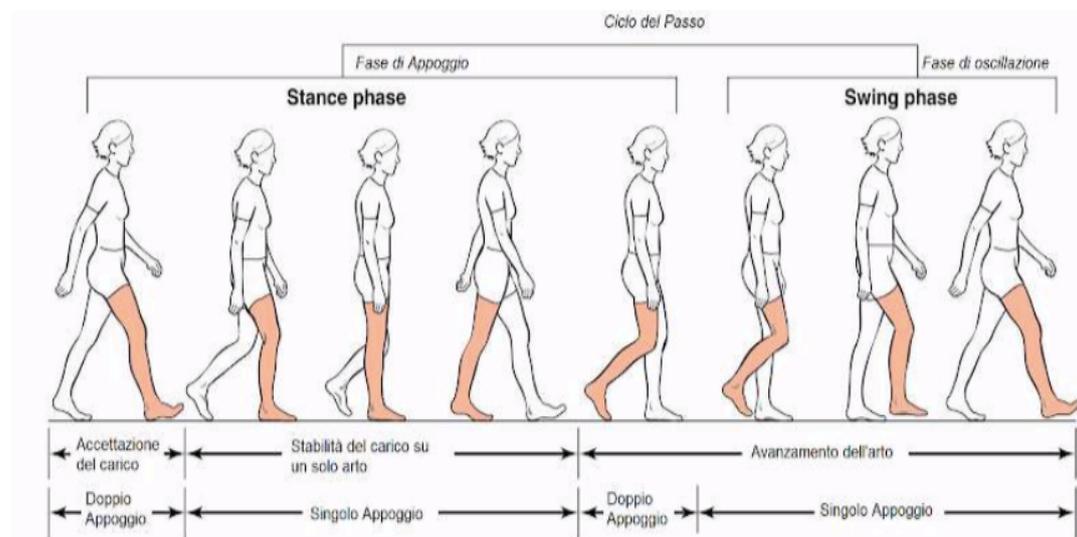


Figura 6: rappresentazione del ciclo del passo.

2.1 La GA come supporto alla valutazione clinica

La gait analysis viene utilizzata per l'analisi del cammino e rappresenta una delle migliori opportunità per misurare i complessi meccanismi fisici alla base del passo e permette di ottenere dati oggettivi e confrontabili sul cammino di un paziente. Essa diviene un mezzo per arrivare a chiarire aspetti che non possono essere definiti completamente con una valutazione soltanto osservazionale e, quindi, qualitativa. L'elaborazione dei dati registrati durante l'esecuzione dell'esame di GA da parte di un paziente ha come scopo primario quello di arrivare alla creazione di un report clinico, un documento che riassume i risultati dell'analisi quantitativa in un linguaggio immediatamente comprensibile dai professionisti sanitari, e che rappresenti in modo chiaro ed intuitivo le informazioni raccolte. Potrà quindi essere immediatamente di supporto al clinico durante la visita specialistica effettuata personalmente al paziente e validare le considerazioni derivate precedentemente dalle valutazioni osservazionali. Individuando il vero problema, anche grazie alla consultazione dei risultati riportati sul report, è possibile cambiare il target di intervento o la pianificazione e l'obiettivo dell'attività riabilitativa, rendendoli il più possibile calzante al caso specifico. Un'ulteriore informazione d'interesse clinico che si può naturalmente ricavare dall'esame di gait analysis è la tracciabilità nel lungo periodo, attraverso il monitoraggio dell'evoluzione della patologia nel tempo, grazie alla ripetizione dell'indagine in laboratorio a distanza di periodi più o meno lunghi, spesso dell'ordine di qualche mese e, eventualmente, dopo un intervento chirurgico o riabilitativo. È intuitivo che, nel bambino, le differenze possono essere notevoli anche dopo un breve periodo di tempo e in assenza di interventi clinici sostanziali, per merito del suo naturale sviluppo; questo non toglie che il procedimento ripetitivo non possa portare giovamento anche nell'adulto, a maggior ragione se sottoposto nel frattempo a trattamenti significativi.

2.2 Il ciclo del passo

Il cammino è dato da una sequenza di movimenti ripetitivi atti all'avanzamento del corpo con mantenimento della stabilità dell'appoggio. Il ciclo del passo, *gait cycle*, può essere descritto sotto aspetti diversi, a causa delle numerose variabili in gioco [17]. Una prima descrizione interessa il rapporto tra cammino e superficie di contatto, una seconda suddivide il ciclo del passo sotto l'aspetto funzionale.

2.2.1 Schema di contatto reciproco con il suolo

Questa prima descrizione del ciclo del passo identifica gli arti come elementi di supporto del corpo che si muovono in modo alternato al fine di adempiere al compito motorio preposto. Considerato un singolo arto, un ciclo completo del passo viene definito come il periodo tra l'appoggio del piede al suolo e il successivo riappoggio. L'appoggio del piede è stato scelto come inizio perché movimento più facilmente individuabile e standardizzabile. Tale evento, per un tipo di cammino fisiologico, ha inizio con l'appoggio del tallone (*heel strike*); per soggetti non in grado di compiere tale movimento si definisce più in generale come contatto iniziale (*initial contact*). Ogni ciclo del passo è suddiviso in due fasi distinte: la fase di appoggio (*stance*), durante la quale il piede è in contatto con il suolo, e la fase di oscillazione (*swing*) in cui il piede rimane sollevato dal suolo. Lo *stance* comincia con il contatto iniziale mentre lo *swing* ha inizio con il distacco del piede dal suolo (*toe off*). La fase di *stance* si suddivide a sua volta in tre fasi: il doppio appoggio iniziale (*initial double support*), l'appoggio singolo (*single support*) e il doppio appoggio terminale (*terminal double support*).

Le fasi di doppio appoggio hanno la medesima durata (sono uguali e si inverte solo il ruolo dei due piedi) e in totale corrispondono al 20% del *gait cycle*. In queste fasi entrambi i piedi appoggiano al suolo e il peso del corpo è distribuito su entrambi gli arti, anche se in modo molto diverso. La fase di supporto singolo si ha quando un solo piede è in contatto con il suolo e il peso del corpo grava interamente sull'arto interessato. Costituisce circa il 40% del *gait cycle*, per cui l'intera fase di *stance* occupa circa il 60% del ciclo totale. L'appoggio singolo di un arto corrisponde alla fase di oscillazione dell'altro arto.

La durata delle fasi varia in modo concorde con il variare della velocità di cammino. Un aspetto interessante è dato dalla variazione delle distribuzioni all'interno delle fasi di *stance* al variare della velocità. In particolare, un aumento della velocità provoca un allungamento della fase di appoggio singolo e un accorciamento delle fasi di doppio appoggio, mentre una diminuzione di velocità produce l'effetto contrario.

2.2.2 Schema funzionale del ciclo del passo

J. Perry, in "The Gait cycle, Gait Analysis Normal and pathological Function" [18], ha distinto l'intero ciclo del passo in otto intervalli funzionali, chiamati fasi. Durante il passo, infatti, i segmenti corporei si muovono in sinergia grazie alla presenza delle articolazioni d'anca, di ginocchio e tibiotarsica formando degli schemi di movimento che soddisfano specifiche richieste funzionali. La combinazione in sequenza delle fasi fa effettuare all'arto tre compiti di base: l'accettazione del carico, l'appoggio singolo e l'avanzamento dell'arto.

L'accettazione del carico comprende il contatto iniziale, il cui l'arto inizia l'appoggio, e la risposta al carico, che continua finché il piede opposto si stacca dal suolo. Il contatto iniziale vede l'articolazione d'anca flessa e quella di ginocchio in estensione, mentre l'appoggio di tallone è permesso dalla dorsiflessione di caviglia. Nella fase di risposta al carico invece si ha la flessione del ginocchio al fine di assorbire l'impatto mentre la flessione plantare limita il rotolamento del calcagno.

L'appoggio singolo è l'intervallo di tempo in cui il piede controlaterale è sollevato da terra. Si suddivide in appoggio intermedio e appoggio terminale. L'appoggio intermedio è caratterizzato dall'allineamento del peso corporeo in corrispondenza dell'avampiede. L'arto avanza grazie alla flessione della tibiotarsica, mentre anca e ginocchio sono in estensione. L'appoggio terminale ha inizio con il sollevamento del tallone e continua fino al riappoggio del piede controlaterale. In questa fase il peso del corpo viene trasferito oltre l'avampiede, l'articolazione d'anca continua l'estensione mentre quella di ginocchio si estende per poi flettersi leggermente.

L'avanzamento dell'arto è suddiviso in 4 fasi: pre-oscillazione, oscillazione iniziale, oscillazione intermedia ed oscillazione terminale.

La pre-oscillazione va dall'appoggio del piede controlaterale al distacco delle dita omolaterali. In questo intervallo si ha lo scarico del peso corporeo sull'arto controlaterale che entra in fase di risposta al carico, mentre l'arto interessato si prepara all'oscillazione. La pre-oscillazione viene eseguita grazie all'aumento della flessione di anca, di ginocchio e della pianta del piede.

L'oscillazione iniziale comincia con il distacco delle dita dal suolo e termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede in appoggio. Il movimento viene effettuato con un'accentuazione della flessione d'anca e di ginocchio, mentre la tibiotarsica risulta parzialmente dorsiflessa.

L'oscillazione intermedia inizia quando l'arto in oscillazione è opposto a quello in appoggio e termina quando la tibia si riporta in posizione verticale. In questa fase l'articolazione d'anca si flette ulteriormente, il ginocchio inizia ad estendersi e la tibiotarsica continua la dorsiflessione fino alla posizione neutra.

L'oscillazione terminale inizia dalla posizione verticale della tibia e termina con l'appoggio del tallone al suolo. L'anca viene mantenuta nella flessione iniziale, il ginocchio è esteso e la tibiotarsica rimane dorsiflessa.

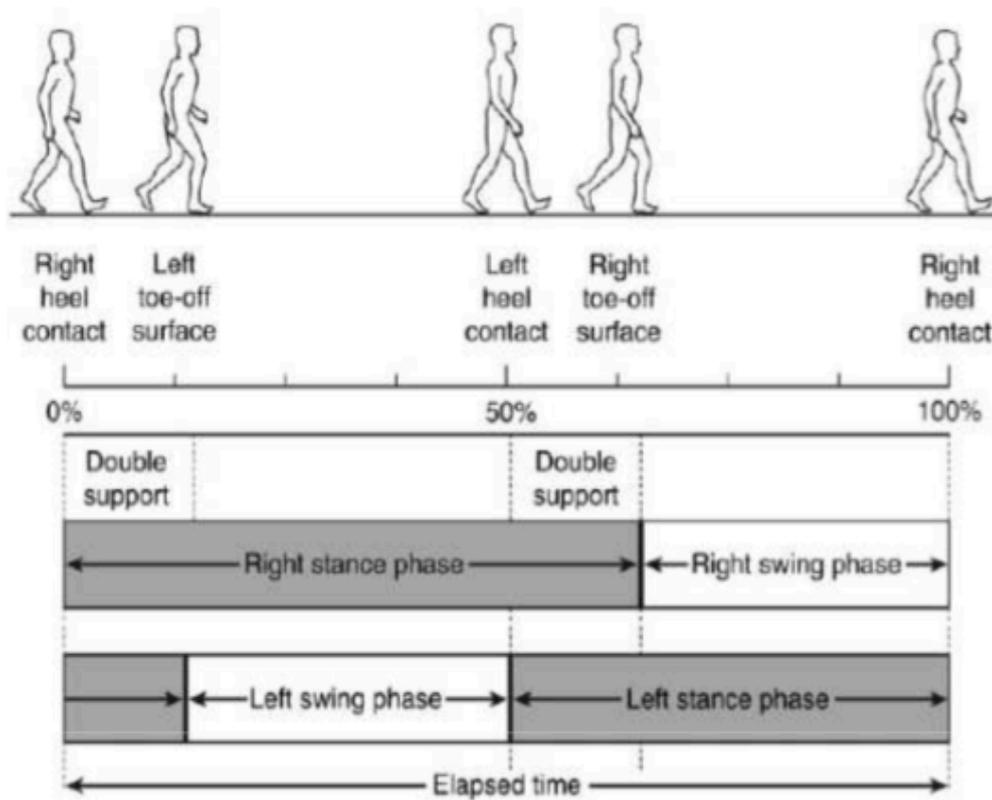


Figura 7: fasi del ciclo del passo.

2.3 controllo muscolare nella fase di appoggio

Durante la fase di appoggio, i muscoli di controllo sono dedicati a fornire la stabilità in carico, l'assorbimento dell'impatto e la progressione sul piede di appoggio. I muscoli responsabili sono gli estensori dell'arto che agiscono fundamentalmente per contrastare i momenti generati dalla gravità [18]. Tali muscoli seguono una sequenza d'azione che inizia nell'oscillazione terminale e continua per tutto l'appoggio terminale.

- *Oscillazione terminale e contatto iniziale:* Nella parte iniziale dell'oscillazione terminale i tre ischiocrurali proseguono l'attivazione dell'oscillazione intermedia con un picco di intensità per assorbire parzialmente l'impatto con il terreno, frenando prima la coscia e poi la gamba, mentre nella parte finale riducono la loro intensità per evitare la flessione del ginocchio. La flessione viene comunque contrastata dall'attivazione dei quattro vasti per assicurare la

completa estensione del ginocchio necessaria per il contatto iniziale. La decelerazione del femore continua grazie all'azione dei due estensori monoarticolari dell'anca. La riattivazione dei muscoli pretibiali posiziona il piede per la successiva azione di rotolamento del calcagno.

- *Risposta al carico:* L'azione dei muscoli pretibiali raggiunge il picco di intensità nella parte iniziale della risposta al carico con lo scopo di frenare la velocità di flessione plantare passiva della tibiotarsica. Questo comporta il rotolamento del calcagno e la flessione del ginocchio per l'assorbimento dell'impatto. L'azione dei quattro vasti aumenta rapidamente fino a raggiungere il picco di intensità. La loro funzione consiste nel limitare la flessione del ginocchio, avviata con il rotolamento del calcagno, e nell'assicurare una stabile accettazione del carico. Dopo che è stata controllata questa azione di flessione del ginocchio, i muscoli vasti si rilasciano rapidamente.
- *Appoggio intermedio e appoggio terminale:* il muscolo vasto presenta un breve periodo di attività durante la parte iniziale dell'appoggio intermedio, per assistere l'estensione del ginocchio, ma di fatto la graduale progressione sul piede in appoggio viene assicurata dai flessori plantari della tibiotarsica. Il primo muscolo a essere attivato è il soleo. L'azione del soleo fornisce una forza di flessione plantare che frena la velocità di avanzamento della tibia. Il picco di attività del soleo si verifica in prossimità della fine dell'appoggio terminale, in risposta a due richieste: il vettore del corpo avanza fino all'avampiede creando un elevato momento dorsiflessorio che deve essere contrastato per mantenere la stabilità in carico; in secondo luogo, il distacco del tallone richiede un forte momento plantarflessorio per sostenere il peso del corpo. L'azione del muscolo soleo cessa rapidamente non appena l'arto controlaterale tocca il terreno. L'attivazione del gastrocnemio segue rapidamente quella del soleo ed il suo incremento in intensità è analogo.

2.4 controllo muscolare nella fase di oscillazione

La transizione dall'appoggio all'oscillazione è compiuta nella preoscillazione, a cui segue, nell'oscillazione iniziale, un'azione sinergica dei muscoli flessori che sollevano

e fanno avanzare l'arto. Nell'oscillazione intermedia continua l'attività muscolare presente in quella iniziale, con una minima azione muscolare aggiuntiva.

Preoscillazione:

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

Oscillazioni iniziale:

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

Oscillazioni intermedia:

Nell'ultima fase i tracciati elettromiografici mostrano una significativa riduzione dell'attività dei flessori dorsali: l'unico muscolo dell'anca ad essere ancora attivo è il gracile.

Capitolo 3

MATERIALI E METODI

3.1 Casistica

Lo studio del seguente lavoro di tesi è centrato su dati EMG e basografici che sono stati acquisiti presso il Laboratorio di Gait Analysis dell'Ospedale Santa Croce di Moncalieri (TO), Italia, che riguardano l'andatura di 100 bambini sani in età scolare, quindi compresa tra i 78 e i 137 mesi. Tali dati sono stati riorganizzati in modo da dividere i bambini in due gruppi da 30 ciascuno, con un numero bilanciato di maschi e femmine. L'eliminazione di una parte dei soggetti ha permesso di avere due distribuzioni più separate.

La suddivisione dei bambini nei due gruppi è la seguente:

- **gruppo A:** bambini con età compresa fra i 78 ed i 98 mesi, per un totale di 30 soggetti;
- **gruppo B:** bambini con età compresa fra i 120 ed i 137 mesi, per un totale di 30 soggetti;

	Età media	Dev. standard
Gruppo A	87.9 mesi	6.1 mesi
Gruppo B	127.0 mesi	4.8 mesi

Figura 8: età media e deviation standard dei gruppi A e B

Notiamo che i valori di deviazione standard non vanno a sovrapporsi e quindi abbiamo un ottimo distacco tra le due distribuzioni.

3.2 Acquisizione del segnale EMG

I segnali EMG sono stati acquisiti a 2000 Hz ed elaborati dal sistema di registrazione multicanale, STEP 32, Medical Technology, che permette il monitoraggio di più ingressi. Ogni soggetto è stato dotato di foot-switches, elettrogoniometri a ginocchio e sonde per sEMG. Di seguito vediamo l'applicazione per ognuno di essi.

Foot-switches

L'applicazione dei sensori basografici prevede l'utilizzo di 3 interruttori a pressione, di dimensioni 10mm x 10mm x 0,5mm e forza di applicazione 3N, essi sono posizionati in modo rapido ed intuitivo sotto la pianta del piede, in corrispondenza delle callosità ossee sulle quali il piede va ad esercitare maggiore pressione durante il suo contatto con il terreno.

I punti di applicazione sono dunque:

- tallone
- prima testa metatarsale
- quinta testa metatarsale.



Figura 9: esempio di applicazione dei 3 sensori basografici.

Elettro-goniometri

Gli elettro-goniometri sono stati applicati alla superficie laterale di ciascun arto inferiore, per poter misurare gli angoli dell'articolazione del ginocchio nel piano sagittale.

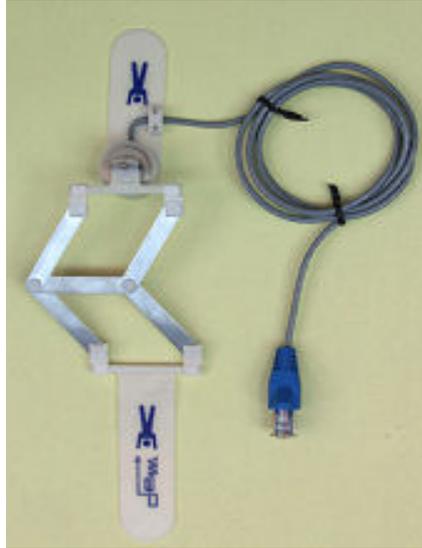


Figura 10: elettro-goniometro.

Sonde per sEMG

Le sonde per sEMG sono state applicate nei cinque muscoli di nostro interesse: tibiale anteriore, gastrocnemio laterale, vasto mediale, retto del femore e bicipite femorale.

Ciò che è necessario tenere presente in sede di fissaggio dei sensori alla cute sono le seguenti considerazioni:

- posizionare gli elettrodi lungo il decorso delle fibre, al fine di avere un segnale di elevata qualità;
- non applicare gli elettrodi in corrispondenza del punto di innervazione;
- selezionare almeno un elettrodo di riferimento, scegliendo una zona neutra dal punto di vista elettrico ma anatomicamente vicina al sito di rilevazione;
- fissare in modo opportuno cavi e preamplificatore al fine di evitare artefatti da movimento.

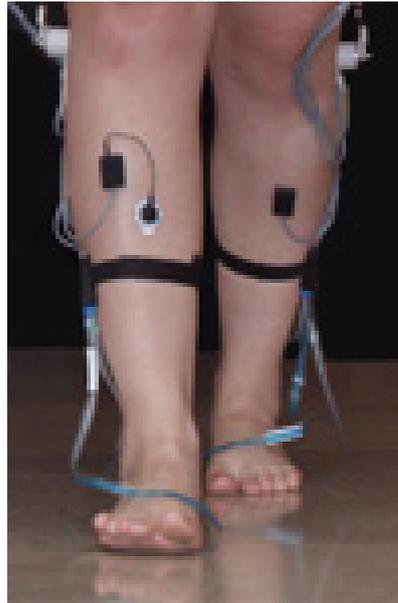


Figura 11: sonde per sEMG.

Le sonde che sono state utilizzate sono sonde singole differenziali costituite da dischi di Ag con diametro di 4mm, distanza tra gli elettrodi di 12mm, guadagno pari a 1000 e utilizzo di filtro passa-alto con frequenza di taglio a 10Hz. Inoltre, i segnali sono stati ulteriormente amplificati e filtrati con filtro passa-basso con frequenza di taglio a 450Hz dal sistema di registrazione. Il valore del guadagno è compreso tra 1000 e 50000 e può essere scelto in base alle esigenze del muscolo specifico che stiamo osservando. Un'ulteriore considerazione da fare riguarda il fenomeno del crosstalk, che avviene quando due muscoli nella stessa articolazione presentano attività simultanea con stessa ampiezza. Il controllo di questo fenomeno è stato fatto tramite ispezione visiva e più in particolare sono state utilizzate sonde a doppio differenziale per una migliore registrazione del segnale. Successivamente sono stati confrontati tra loro il segnale relativo alle sonde singole differenziali e il segnale relativo alle sonde a doppio differenziale. Se l'ampiezza di quest'ultimo risultava significativamente più bassa rispetto al segnale con sonde singole differenziali, era confermato il crosstalk e di conseguenza veniva scartato il segnale. Le sonde a doppio differenziale che sono state utilizzate sono a tre barre con diametro di 1mm, una lunghezza di 10mm e una distanza fra gli elettrodi di 10mm mentre per quanto riguarda le proprietà di filtraggio e guadagno sono identiche a quelle viste per le sonde singole differenziali.

3.3 Signal Processing

Dopo aver analizzato e posizionato la strumentazione, possiamo andare ad esaminare e filtrare i tracciati dei segnali ottenuti dai sensori basografici, i segnali elettro-goniometrici e i segnali EMG.

I segnali relativi ai foot-switches sono stati convertiti in quattro livelli:

- contatto del tallone (H)
- contatto della pianta del piede (F)
- push off (P)
- swing (S)

successivamente sono stati elaborati per classificare i diversi cicli del passo.

Mentre per quanto riguarda i segnali goniometrici sono stati filtrati con dei filtri passa-basso di tipo FIR (Finite Impulse Response) con frequenza di taglio a 15 Hz. Questo tipo di filtro ha una risposta all'impulso che si annulla dopo un certo intervallo di tempo. Dopo questo primo passaggio, i segnali sono stati utilizzati da un filtro statistico multivariato insieme alle durate delle varie fasi del passo per eliminare i cicli anomali, anche detti "outlier", ovvero quei cicli con corretta sequenza H-F-P-S ma con tempi anormali.

Infine, i segnali EMG sono stati filtrati tramite un filtro passa-alto con frequenza di taglio a 20Hz sempre di tipo FIR, per poi essere elaborati da un rivelatore statistico a doppia soglia ottenendo così gli intervalli di attivazione muscolare.

Questa tecnica consiste nel selezionare una prima soglia ζ e osservare m campioni successivi: se almeno (seconda soglia) campioni successivi facenti parte di m risultano superiori a ζ , allora è riconosciuta la presenza del segnale. I valori dei tre parametri ζ , ζ , e m sono selezionati per realizzare contemporaneamente due obiettivi: minimizzare la probabilità di rilevare un falso allarme e massimizzare la probabilità di rilevamento del segnale per ogni specifico rapporto segnale/rumore.

La scelta di ζ è basata sulla valutazione del livello del rumore di fondo, che è un parametro in ingresso necessario. Inoltre, il rivelatore a doppia soglia richiede di stimare il rapporto segnale/rumore per la messa a punto di . Il rumore di fondo e il

rapporto segnale/rumore sono stimati per ogni segnale dal sistema di acquisizione Step 32, usando un approccio statistico [19].

3.4 Statistical Gait Analysis

La Gait Analysis (GA), è stata recentemente proposta come nuova tecnica per l'analisi del cammino, ed è di fondamentale importanza in quanto fornisce al clinico informazioni quantitative dettagliate in grado di caratterizzare la deambulazione di un soggetto. Mediante questa analisi si ha la possibilità di definire, attraverso l'uso di apparecchiature sofisticate, il pattern deambulatorio del soggetto in esame. Essa consiste nella rilevazione tridimensionale di grandezze cinematiche (spostamento nello spazio, velocità e accelerazione), dinamiche (analisi delle forze coinvolte nel movimento) ed elettromiografiche (muscoli attivati nel movimento) durante l'esecuzione di un gesto motorio in modo da monitorare il movimento del paziente.

In questo studio è stata utilizzata per descrivere il cammino dei bambini, calcolando la media delle caratteristiche spazio-temporali e quelle basate sull'sEMG eseguite sulla stessa prova. Durante la deambulazione il numero di attivazioni muscolari all'interno di un ciclo dipende dal ciclo stesso, quindi varia da falcata a falcata. Pertanto, è necessario eseguire le medie degli istanti di on/off muscolari considerando ogni singola modalità di attivazione, dalla modalità ad una attivazione fino a quella a cinque attivazioni.

Grazie alla disponibilità di numerose falcate, è stato possibile definire l'*occurrence frequency*, un parametro di grande importanza fornito dalla SGA. Questo parametro viene definito in [2] come il rapporto fra il numero di cicli del passo relativi ad N attivazioni ed il numero totale dei passi. Anche in questo caso è necessario calcolare le medie dei valori di occurrence frequency relativi a ogni modalità d'attivazione.

3.5 Analisi statistica

L'analisi statistica è iniziata con la suddivisione dei valori relativi alle frequenze di reclutamento in vettori, nello specifico un vettore per ogni modalità di attivazione di ogni muscolo in esame. Per verificare la normalità di tali vettori è stato utilizzato il Lilliefors test, mediante la funzione *lillietest* di Matlab che, dato in input un vettore, restituisce 0 se il vettore ha distribuzione normale, 1 nel caso contrario.

Successivamente al fine di rilevare differenze statistiche tra i due gruppi, A e B, è stato utilizzato il t-test o il test di Kruskal-Wallis in base alla normalità dei vettori, il primo nel caso di vettori normali, e il secondo nel caso di vettori non normali.

Le funzioni Matlab utilizzate per effettuare tali test, prendendo come input due vettori, restituiscono come output i successivi valori.

-Nel caso del test di Kruskal-Wallis:

- un valore numerico p che indica presenza di una differenza significativa se minore della soglia 0.05;
- una tabella di valori;
- una struttura aggiuntiva di dati statistici.

Infine, la struttura di dati restituita è stata passata come input alla funzione *multcompare* che consente di ottenere un grafico comparativo tra i vettori.

-Nel caso del test t-test:

- un valore numerico p che indica presenza di una differenza significativa se minore della soglia 0.05;
- una struttura aggiuntiva di dati statistici;
- intervallo di confidenza.

Mediante questa analisi è stato quindi possibile evidenziare le effettive differenze tra i valori medi delle frequenze di reclutamento dei due gruppi, A e B, che sono riportate graficamente nel capitolo successivo.

Capitolo 4

RISULTATI

In questo capitolo tratteremo i risultati che abbiamo ottenuto tramite i test, riguardanti:

- le attivazioni muscolari
- la frequenza di reclutamento
- dati basografici
- caratteristiche del passo

4.1 Caratteristiche del passo

Ora andremo ad analizzare le diverse caratteristiche del passo in modo più dettagliato, riportando di seguito i grafici riguardanti la *cadence*, frequenza dei passi nell'unità di tempo misurata in passi al minuto; la *cycle duration*, durata del ciclo del passo; *single support duration* e *double support duration* durata del singolo e doppio appoggio.

4.1.1 Cadence

Per la cadenza è stata riscontrata una differenza statistica significativa tra i gruppi A e B, infatti si può notare dal grafico (Fig. 29) che il gruppo A è maggiore rispetto al gruppo B.

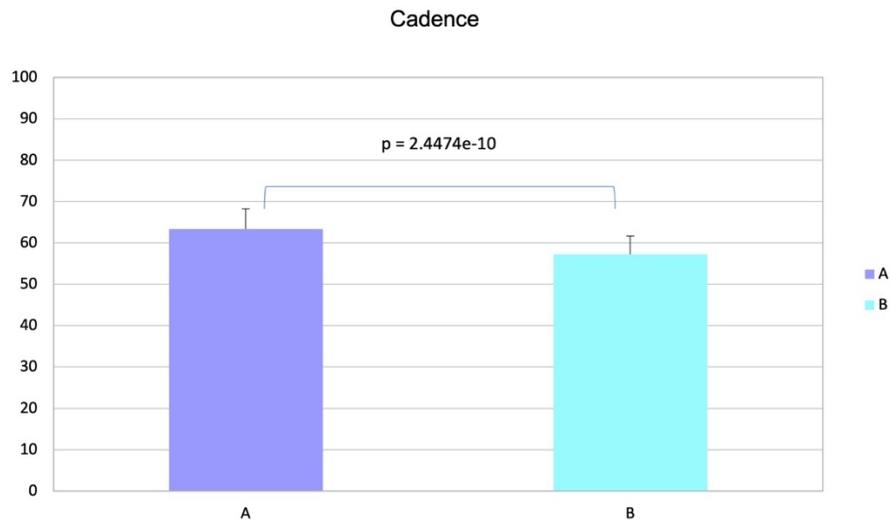


Figura 12: grafico comparativo cadence.

4.1.2 Cycle duration

Anche in questo caso abbiamo ottenuto una differenza statistica significativa tra i due gruppi, dove in questo caso abbiamo il gruppo B che è maggiore rispetto al gruppo A.

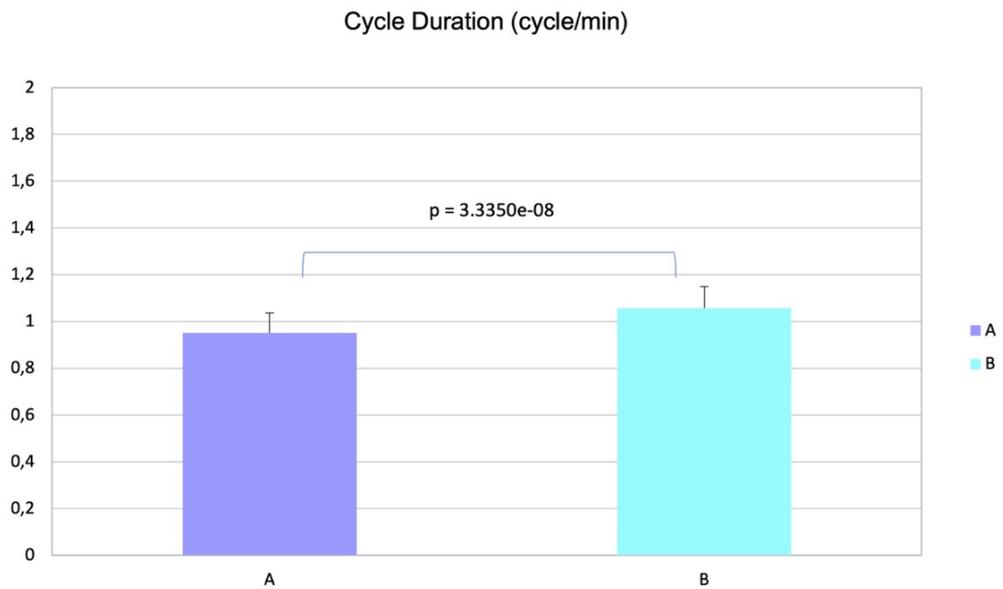


Figura 13: grafico comparativo cycle duration.

4.1.3 Single support duration e double support duration

Per quanto riguarda il singolo appoggio e il doppio appoggio non abbiamo riscontrato, in nessuno dei due casi, una differenza statistica significativa. Possiamo comunque andare a sottolineare la differenza grafica visibile nei grafici sottostanti (Fig. 31-32).

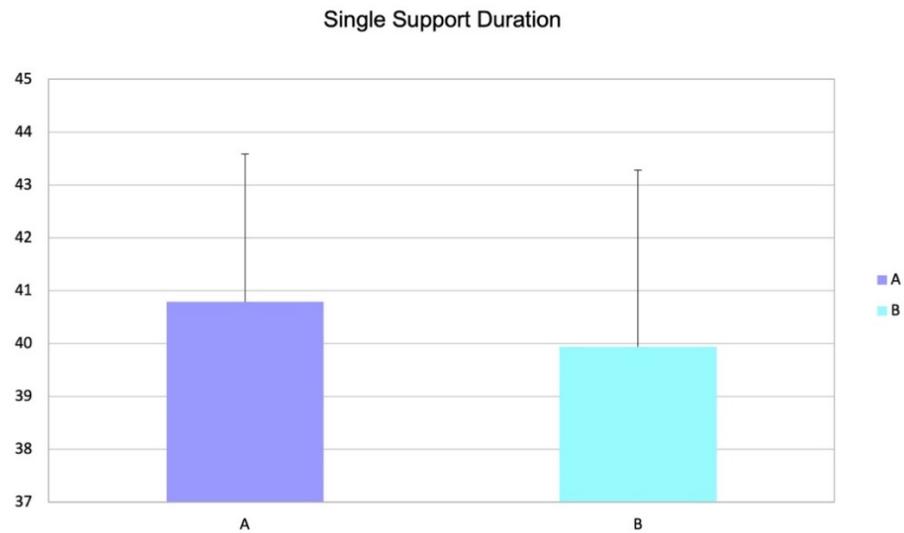


Figura 14: grafico comparativo single support duration.

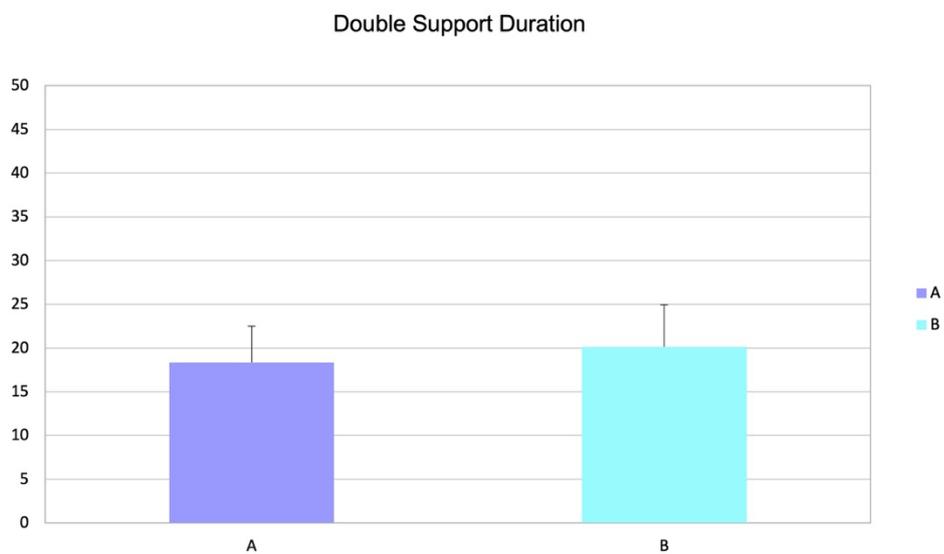


Figura 15: grafico comparativo double support duration.

4.2 Dati basografici

Nel seguente paragrafo riportiamo i grafici relativi ai parametri spazio-temporali ovvero le varie durate delle fasi del passo. Nello specifico, la durata del contatto del tallone, del contatto della pianta del piede, della fase di push off e della fase di swing.

4.2.1 Heel contact

Nella fase di contatto del tallone con il pavimento è stata riscontrata una significativa differenza statistica del gruppo A rispetto al gruppo B ($p=0.001$) che risulta inferiore. Riportiamo il grafico nella figura sottostante (Fig.25).

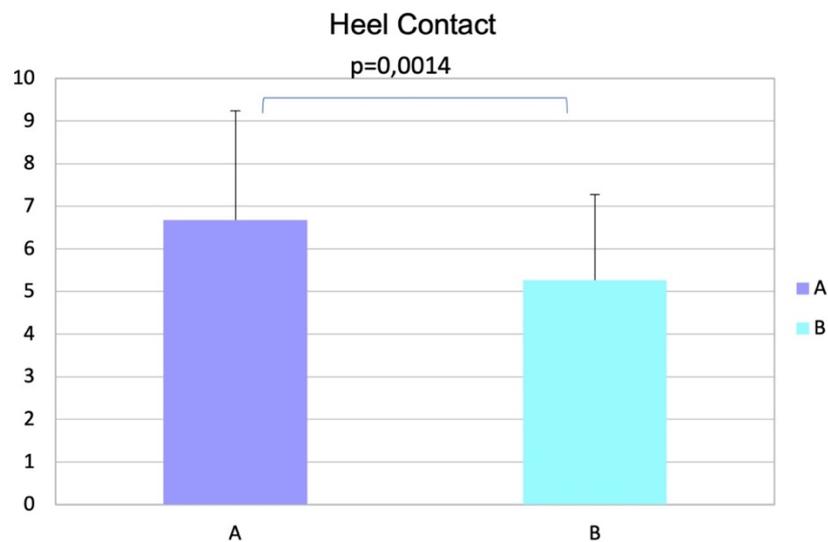


Figura 16: grafico comparativo della fase di heel contact.

4.2.2 Flat foot contact

Per quanto riguarda la durata del contatto della pianta del piede non abbiamo riscontrato differenze statistiche significative tra i due gruppi, possiamo però notare che a livello grafico abbiamo una leggera differenza dove il gruppo A risulta inferiore al gruppo B.

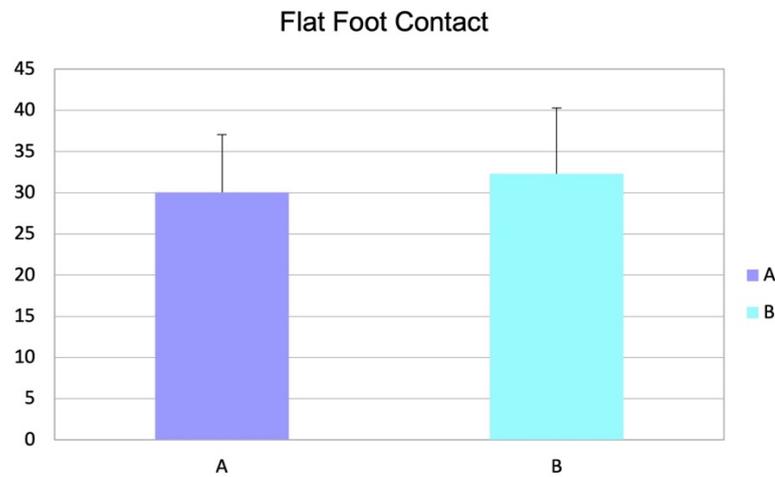


Figura 17: grafico comparativo della fase di flat foot contact.

4.2.3 Push off

Anche in questo caso non abbiamo trovato differenze statistiche rilevanti tra i due gruppi ma a livello grafico possiamo notare che c'è una differenza tra il gruppo A e il B (Fig.27).

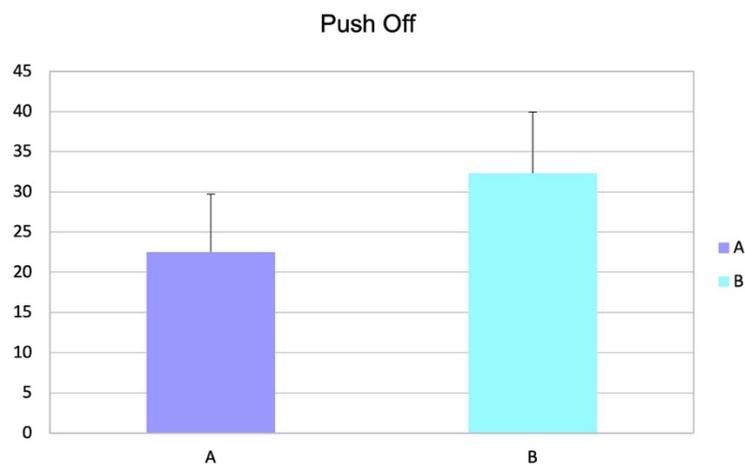


Figura 18: grafico comparativo della fase di push off.

4.2.4 Swing

Infine, nella fase di swing, abbiamo un risultato simile dei due gruppi A e B che si distanziano di poco l'uno dall'altro, come si può vedere dal grafico riportato in Fig. 28.

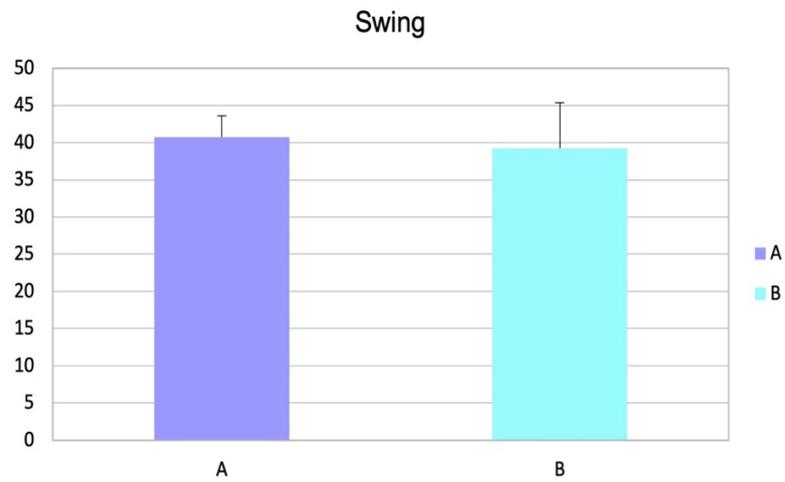


Figura 19: grafico comparativo della fase di swing.

4.3 Attivazioni muscolari

Di seguito riportiamo i grafici relativi alle cinque attivazioni muscolari in funzione della percentuale di Gait Cycle divisi per ogni muscolo ed ogni gruppo.

4.3.1 Tibiale anteriore

Per il tibiale anteriore la zona di maggior attivazione avviene dal 60% circa del gait cycle per poi terminare al 97%, in modalità a due attivazioni (come possiamo notare dai grafici raffigurati in Fig. 10-11).

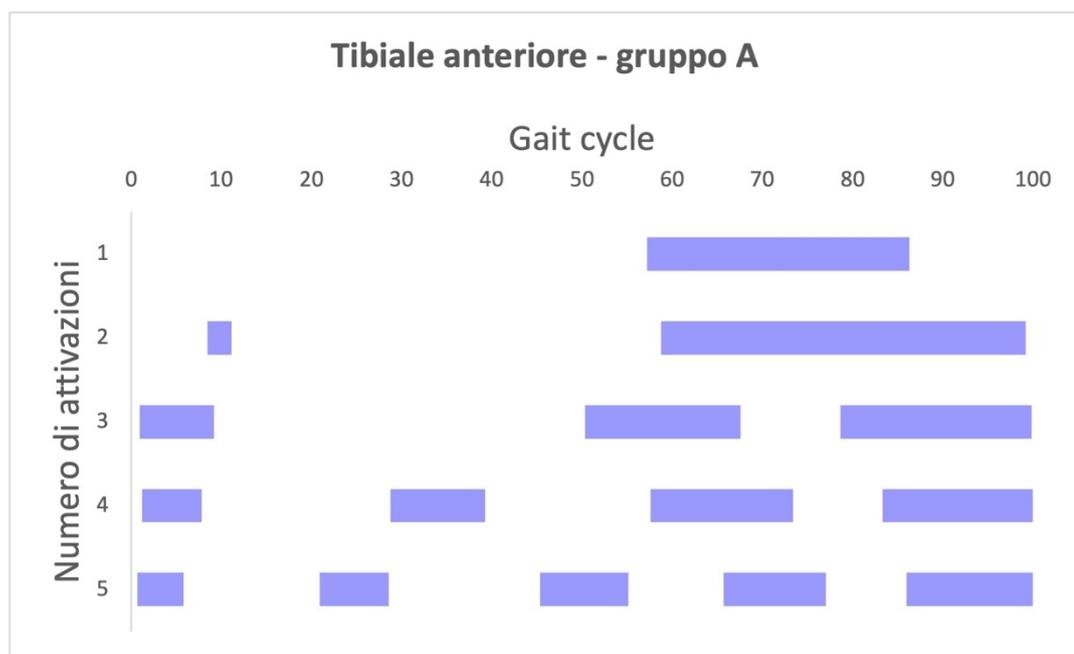


Figura 20: grafico raffigurativo attivazioni muscolari del tibiale anteriore (gruppo A).

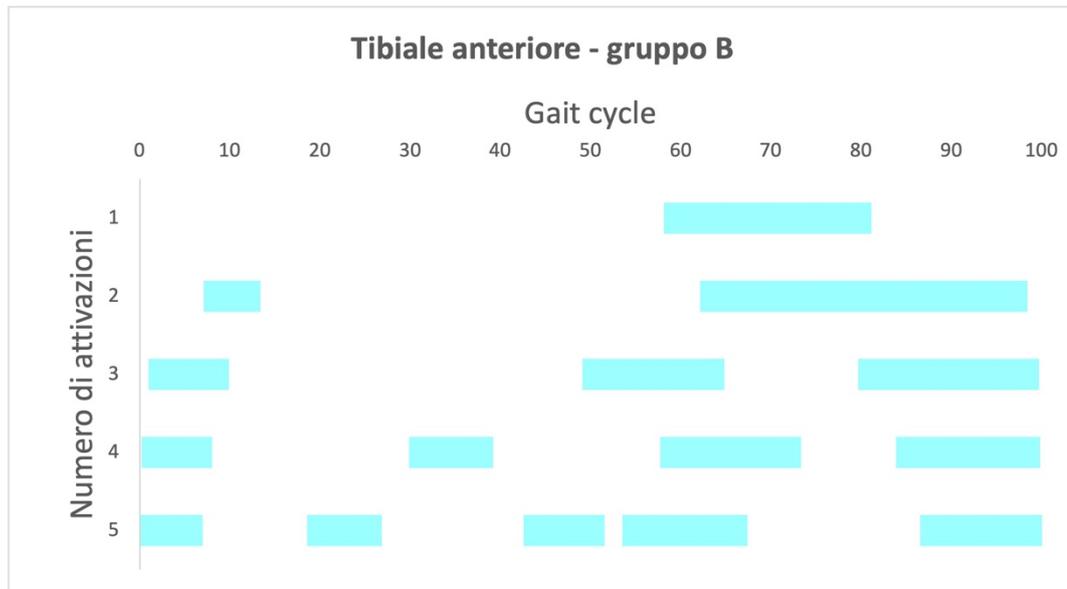


Figura 21: grafico raffigurativo attivazioni muscolari del tibiale anteriore (gruppo B).

4.3.2 Gastrocnemio laterale

Per quanto riguarda il muscolo gastrocnemio laterale, la maggior parte dell'attivazione avviene nell'intervallo che va dal 15% a circa il 50% nella modalità ad una attivazione (Fig. 12-13).

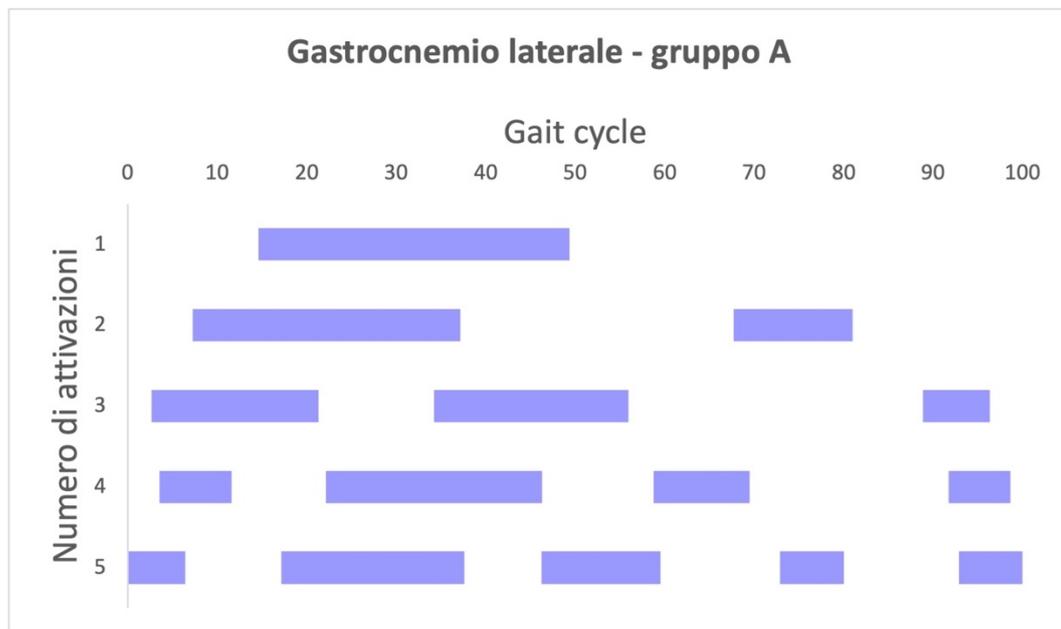


Figura 22: grafico raffigurativo attivazioni muscolari del gastrocnemio laterale (gruppo A).

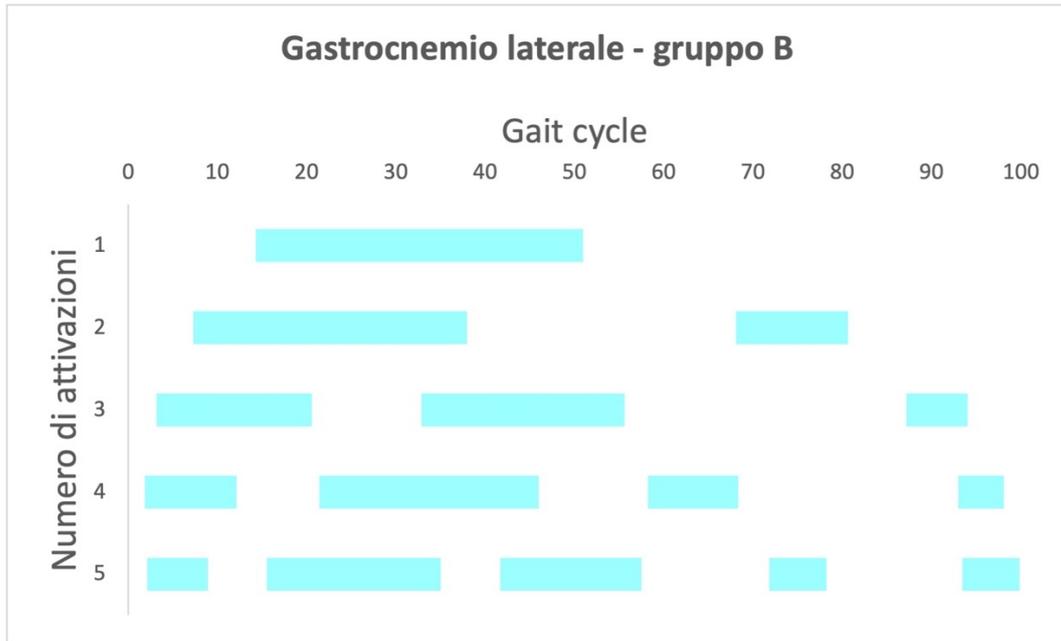


Figura 23: grafico raffigurativo attivazioni muscolari del gastrocnemio laterale (gruppo B).

4.3.3 *Vasto mediale*

Nel caso del muscolo vasto mediale si ottengono due zone di maggior attività muscolare:

- la prima va dal 2% al 20% ;
- la seconda va dall' 80% al 100%.

Ciò è possibile notarlo per tutte le modalità di attivazione (Fig. 15-16).

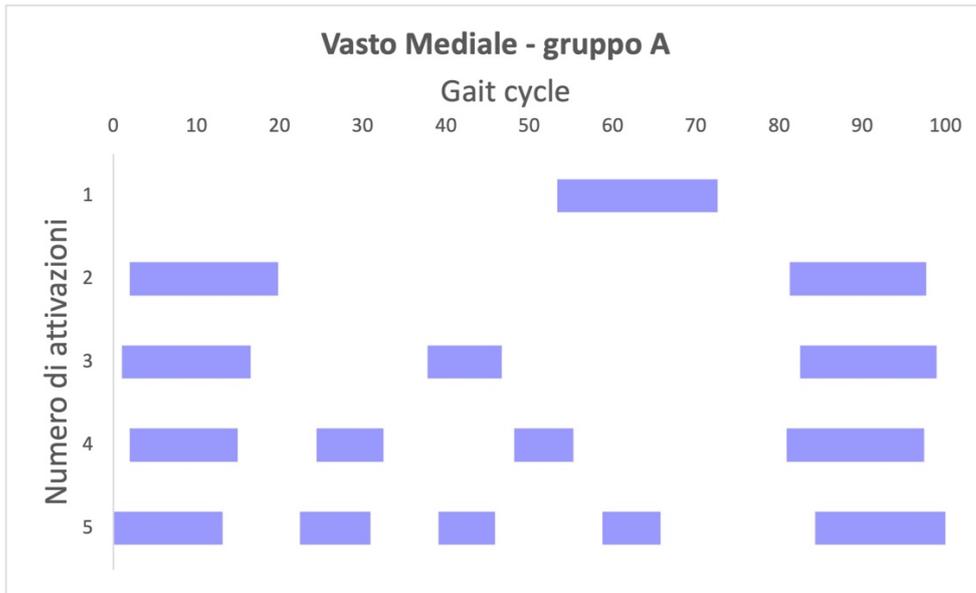


Figura 24: grafico raffigurativo attivazioni muscolari del vasto mediale (gruppo A).

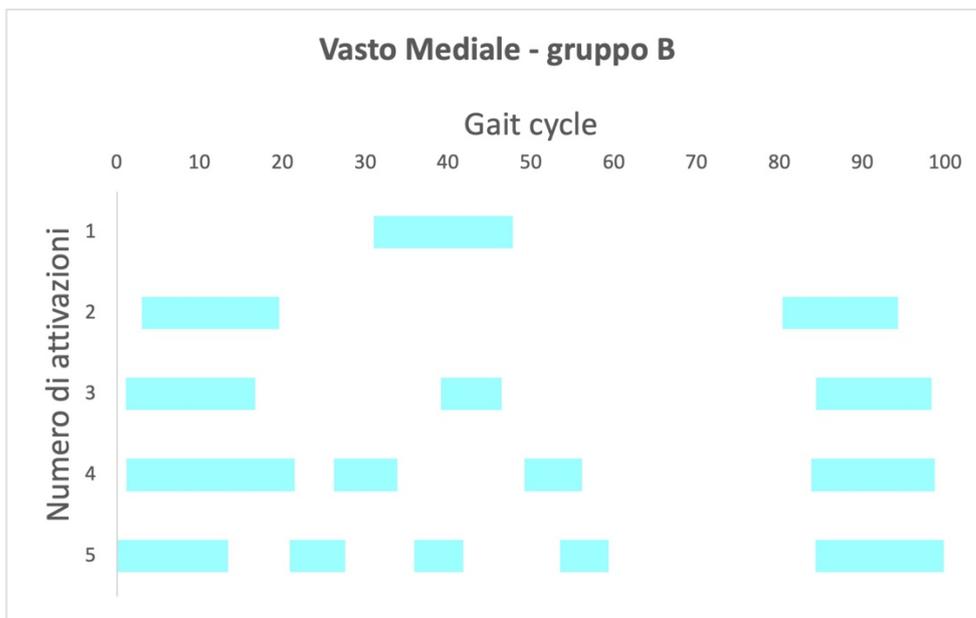


Figura 25: grafico raffigurativo attivazioni muscolari del vasto mediale (gruppo B).

4.3.4 Retto del femore

Come nel caso precedente, anche per il retto del femore abbiamo due zone di maggior attivazione:

- la prima va dal 5% al 18% ;
- la seconda va dall'80% al 97%.

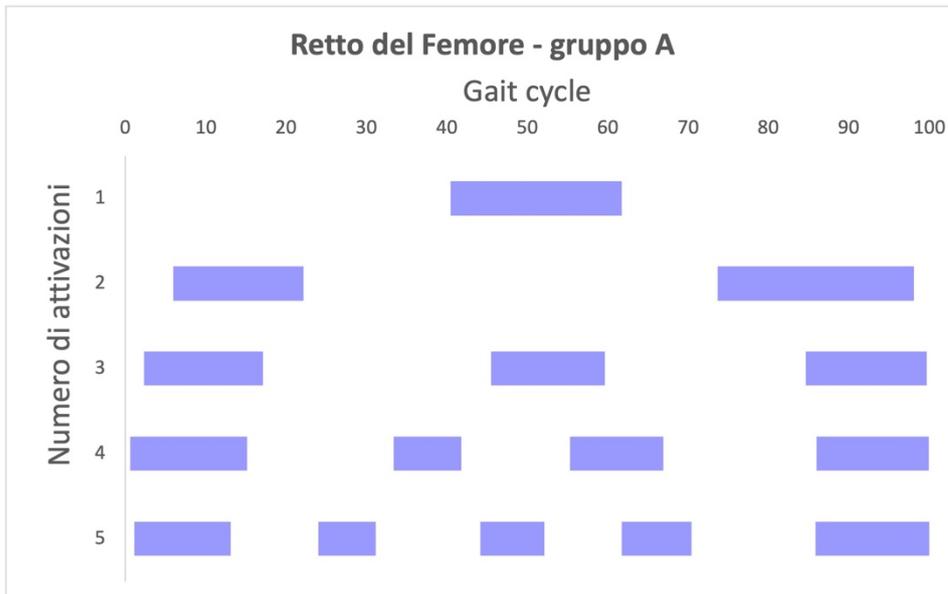


Figura 26: grafico raffigurativo attivazioni muscolari del retto del femore (gruppo A).

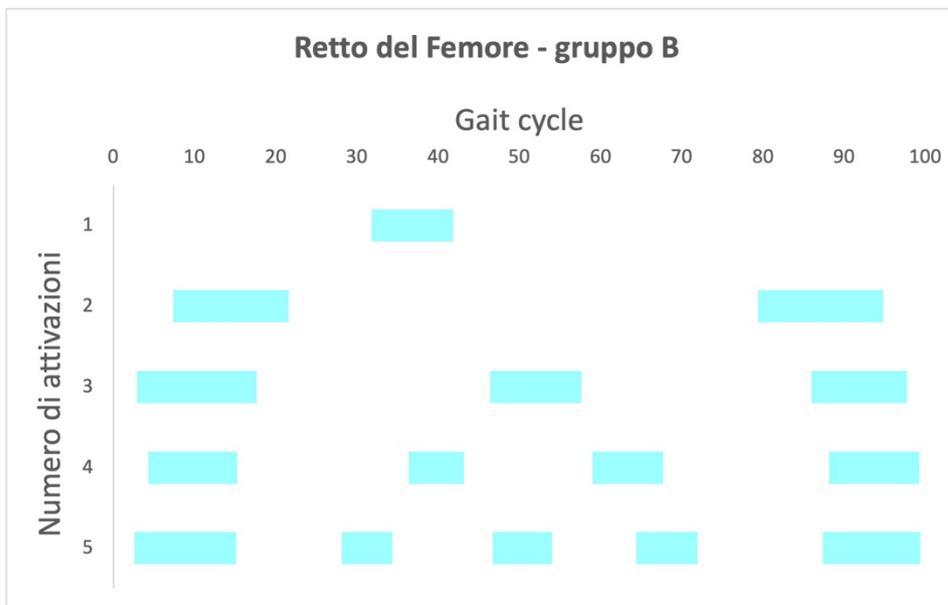


Figura 27: grafico raffigurativo attivazioni muscolari del retto del femore (gruppo B).

4.3.5 Bicipite femorale

La zona di maggior attivazione, per il bicipite femorale, risulta essere la quinta, in particolare l'intervallo che va dal 80% al 100% (Fig. 18-19).

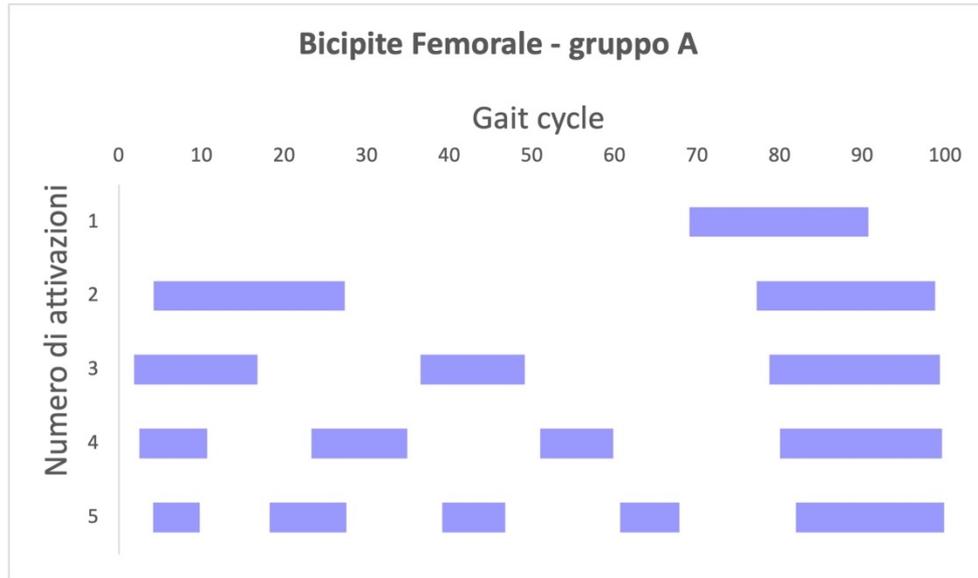


Figura 28: grafico raffigurativo attivazioni muscolari del bicipite femorale (gruppo A).

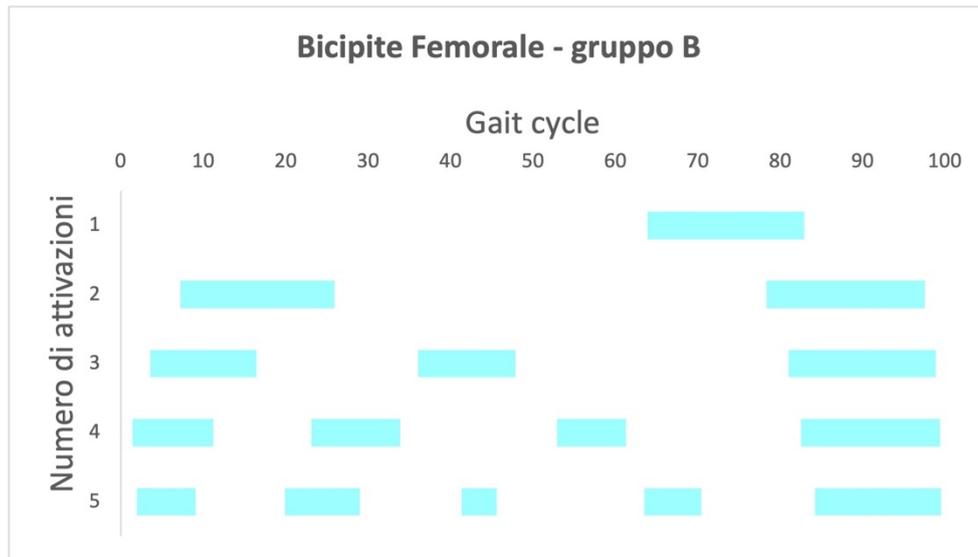


Figura 29: grafico raffigurativo attivazioni muscolari del bicipite femorale (gruppo B).

4.4 Occurrence frequency

Data l'importanza della frequenza di reclutamento, parametro fondamentale che è stato recentemente introdotto in letteratura [2] e [11], risulta interessante investigare quest'ultimo per poter aggiungere informazioni interessanti al nostro lavoro.

Nel presente paragrafo riportiamo i risultati dell'analisi dell'attività muscolare sottoforma di attivazione muscolare e frequenza di reclutamento. In particolare, i risultati sono organizzati in termini comparativi tra i 2 gruppi. Andiamo quindi ad analizzare, uno ad uno, i muscoli che abbiamo trattato nel nostro lavoro.

4.4.1 Tibiale anteriore

Per il muscolo tibiale anteriore non abbiamo riscontrato differenze statistiche significative per nessuna modalità d'attivazione, ma possiamo evidenziare le differenze grafiche più marcate, seppur non rilevanti. Per la modalità ad una attivazione abbiamo una differenza ben visibile tra il gruppo A e il gruppo B, mentre per le altre modalità d'attivazione, si riscontra rispettivamente, un andamento decrescente per le modalità a due e tre attivazioni, e un andamento crescente per le modalità a quattro e cinque attivazioni, come possiamo notare dal grafico in Fig. 20.

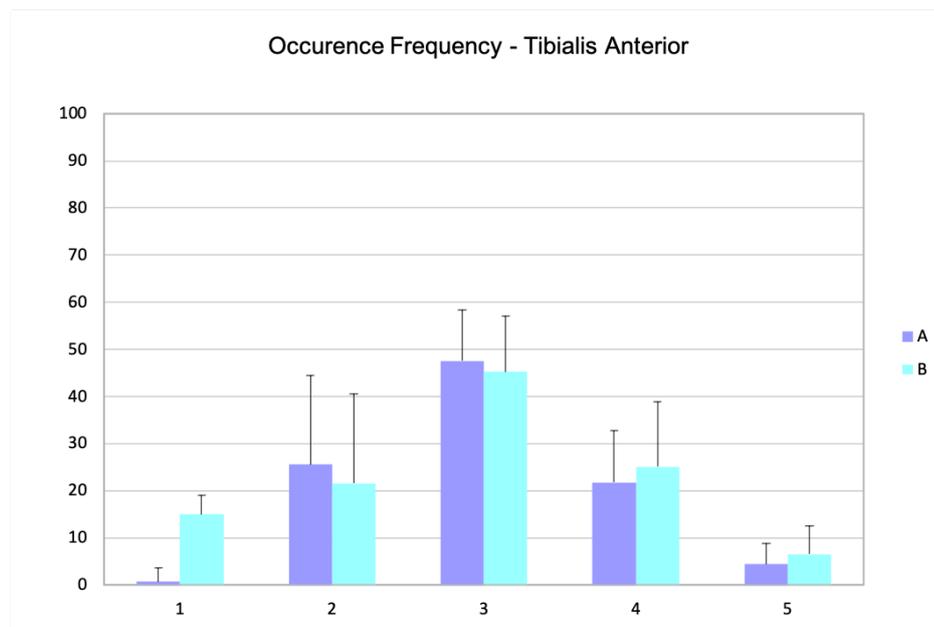


Figura 30: grafico comparativo OF del tibiale anteriore.

4.4.2 Gastrocnemio laterale

Al contrario del muscolo precedente, nel gastrocnemio laterale abbiamo ottenuto differenze statistiche significative per tutte le modalità di attivazione. Nello specifico, nelle modalità ad una e due attivazioni abbiamo un andamento crescente dove il gruppo B è statisticamente maggiore rispetto il gruppo A ($p=0.044$ e $p=0.046$); mentre per quanto riguarda le modalità a tre, quattro e cinque attivazioni abbiamo un andamento decrescente dove il gruppo A è statisticamente differenze rispetto il gruppo B ($p=0.035$, $p=0.014$ e $p=0.047$).

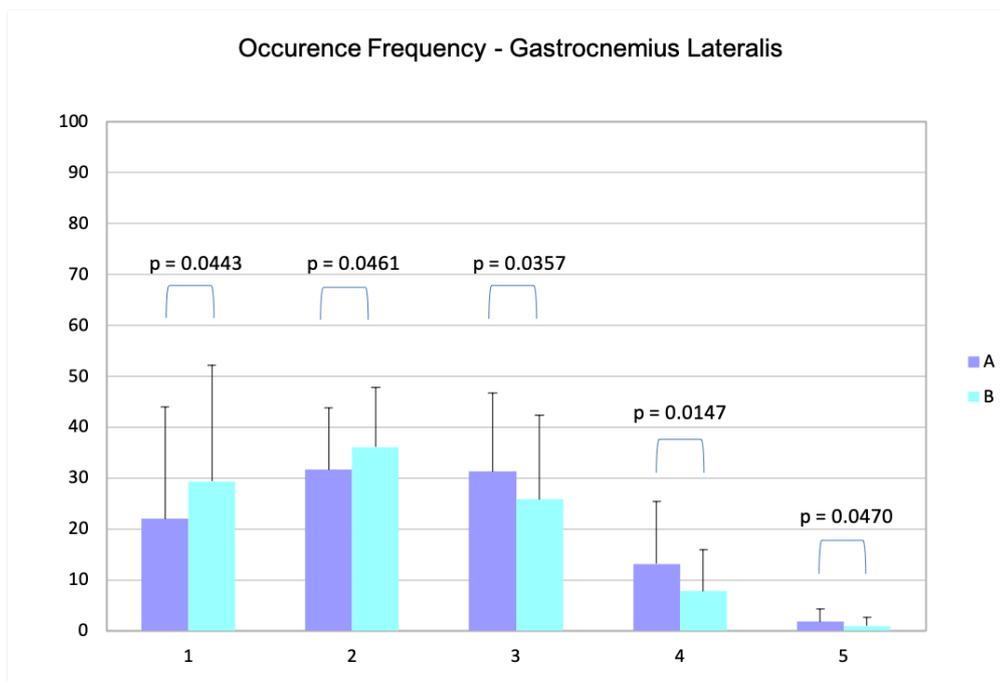


Figura 31: grafico comparativo OF del gastrocnemio laterale.

4.4.3 Vasto mediale

Nel vasto mediale abbiamo riscontrato una sola differenza statistica significativa nella modalità a due attivazioni, dove il gruppo A ha un valore maggiore rispetto al gruppo B; mentre per le altre modalità di attivazione è stata riscontrata solamente una differenza grafica. Nelle modalità ad una e tre attivazioni abbiamo un andamento decrescente, dove nella modalità ad una attivazione si nota un distacco notevole del gruppo A rispetto al gruppo B; nelle modalità quattro e cinque, invece, abbiamo un leggero andamento crescente.

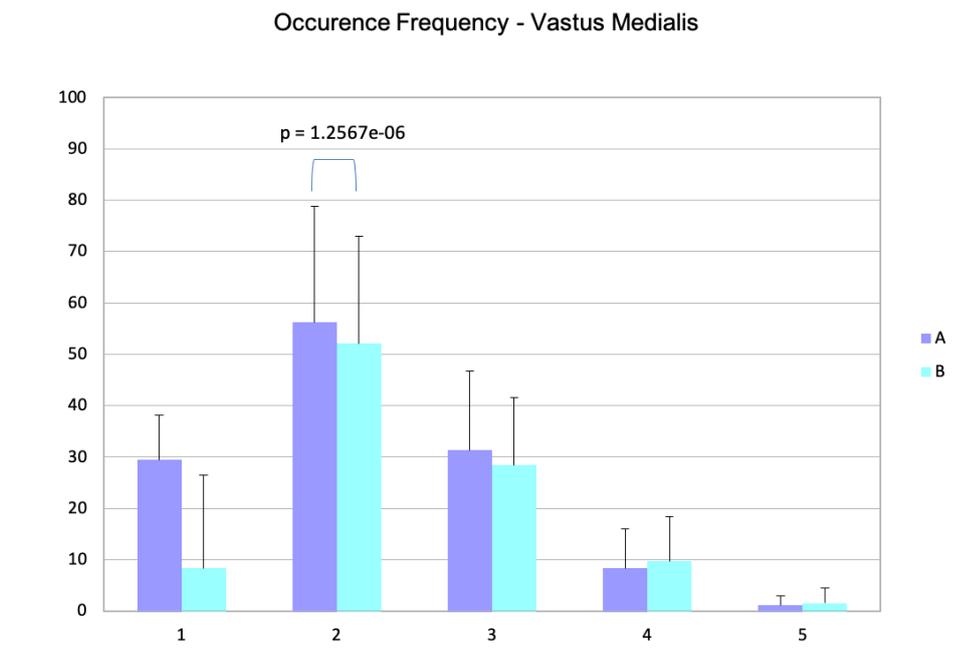


Figura 32: grafico comparativo OF del vasto mediale.

4.4.4 Retto del femore

I risultati ottenuti per il retto del femore presentano differenze statistiche significative fra i gruppi per quanto riguarda le modalità due, tre e quattro attivazioni. Più precisamente abbiamo un andamento crescente per la modalità a due attivazioni dove il gruppo B risulta statisticamente maggiore rispetto al gruppo A ($p=0.025$) e un andamento decrescente per le modalità tre e quattro attivazioni dove invece il gruppo A risulta statisticamente maggiore rispetto al gruppo B ($p=0.0018$ e $p=0.0363$). Inoltre, è possibile apprezzare una differenza a livello grafico per la modalità ad una attivazione e una totale assenza di differenza tra i gruppi A e B nella modalità a cinque attivazioni. Viene riportato qui di seguito il grafico relativo a questo muscolo (Fig. 23).

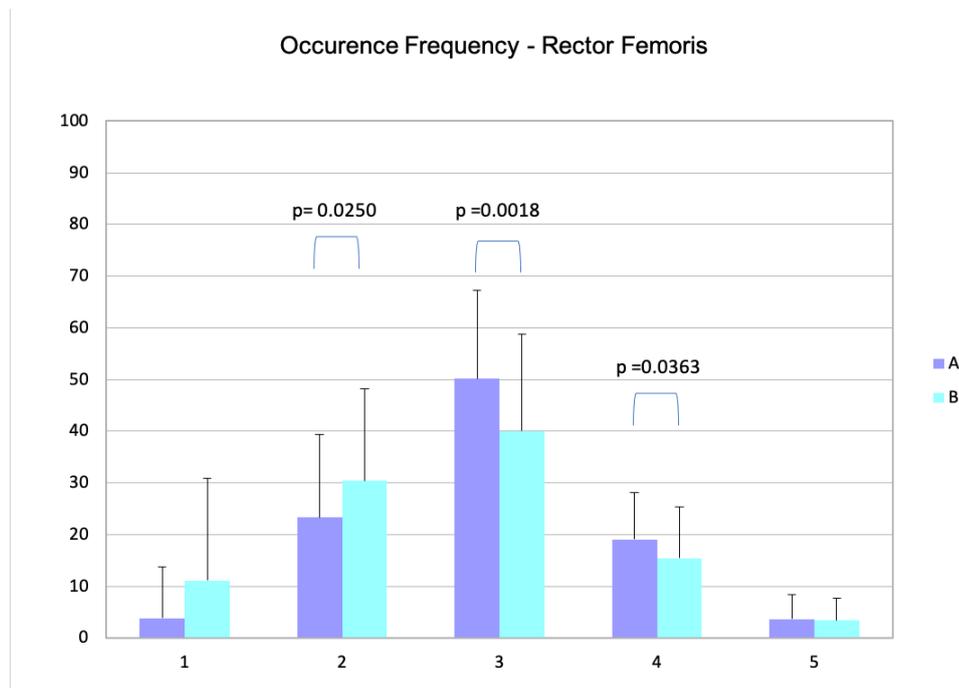


Figura 33: grafico comparativo del retto del femore.

4.4.5 Bicipite femorale

Per il bicipite femorale non abbiamo riscontrato nessuna differenza statistica significativa per nessuna modalità di attivazione. Possiamo comunque analizzare le differenze grafiche presenti in Fig. 24. Abbiamo un comportamento crescente per le modalità ad una, quattro e cinque attivazioni, dove il gruppo B è leggermente superiore rispetto al gruppo A; mentre abbiamo un andamento decrescente per le modalità a due e tre attivazioni.

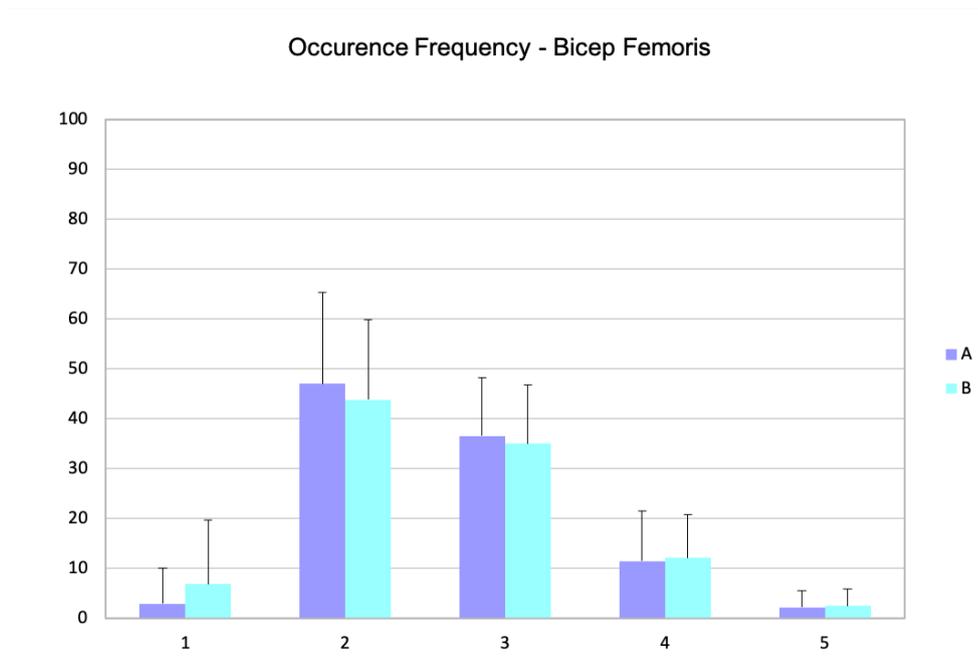


Figura 34: grafico comparativo OF del bicipite femorale.

Capitolo 5

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

L'obiettivo del presente lavoro di tesi è stato quello di cercare un approccio alternativo allo studio della maturità del cammino, analizzando, tramite analisi sEMG, l'attività muscolare di cinque dei principali muscoli coinvolti nel cammino in una popolazione di cento bambini in età scolare. Nel presente capitolo andremo a discutere i risultati ottenuti precedentemente, evidenziando i punti più interessanti e statisticamente significativi del nostro studio.

Per quanto riguarda le caratteristiche spazio/temporali si è evidenziato che c'è una diminuzione della cadenza nel bambino più grande, ovvero tende a diminuire con l'aumento dell'età e quindi è inversamente proporzionale all'aumentare dell'età. Ciò è in linea con le caratteristiche antropometriche del soggetto che presenta un aumento di altezza e quindi è in linea con i report riportati in letteratura [4]. Inoltre, coerentemente con la cadenza, la durata totale del ciclo del passo risulta maggiore per i bambini più grandi rispetto a quelli più piccoli. L'analisi della durata delle fasi del passo ha evidenziato differenze significative nella fase di contatto del tallone, dove notiamo una diminuzione dei tempi all'aumentare dell'età, mentre abbiamo un aumento dei tempi per quanto riguarda il contatto della pianta del piede con il terreno. Quindi i bambini più grandi riducono i tempi di transizione tra i vari passi ma prolungano le fasi di contatto con il terreno.

Infine, in linea con quanto detto per l'adulto, il bambino più grande cammina con una frequenza di reclutamento dei muscoli tendenzialmente inferiore rispetto a quella del bambino più piccolo, come viene confermato in [2], [3] quindi con l'età si va verso un numero di attivazioni che si riduce globalmente e in particolare si tende ad adottare delle modalità d'attivazione che sono più semplici. Questi risultati sembrano supportare precedenti studi sulla maturazione del cammino [20], [21] che indicano

l'adolescenza, come quell'intervallo di tempo in cui l'andatura sta completando il suo percorso di maturazione. In particolare, nel nostro studio, questo si può notare per due muscoli, il gastrocnemio laterale nella gamba distale e il retto del femore nella gamba prossimale, dove notiamo appunto una tendenza a diminuire il numero di attivazioni, ovvero di reclutare in modo più semplice il muscolo come viene riportato in [5].

Più precisamente, il gruppo A, costituito dai bambini di età inferiore, ha una frequenza di reclutamento del gastrocnemio laterale (Fig.21) statisticamente minore rispetto al gruppo B, costituito da bambini di età superiore, nelle modalità di attivazione con un numero basso di attivazioni; mentre per le modalità di attivazione con un numero elevato di attivazioni, si verifica il caso opposto, dove il gruppo A ha una frequenza di reclutamento statisticamente maggiore rispetto al gruppo B. Lo stesso andamento appena enunciato, è possibile riscontrarlo anche nel muscolo retto del femore (Fig. 23). Coerentemente con questo, anche per gli altri muscoli, come nel bicipite femorale, è possibile riscontrare un trend simile anche se non viene supportato dalla statistica. Ciò può essere sicuramente dovuto al numero limitato di soggetti. Quindi con l'età il bambino sviluppa ulteriormente la capacità di organizzare, anche a livello neuromotorio, il gesto del cammino e, di conseguenza, gli sono sufficienti meno attivazioni per mantenere un cammino tradizionale; questo è sicuramente segno di maturità.

In conclusione, il presente lavoro ha evidenziato come piccole ma significative differenze nell'attività muscolare e nel contatto tra piede e terreno sia riscontrabili tra bambini di età differente, anche prima del cambiamento rilevante che si associa tipicamente all'età adolescenziale. Questo risultato sollecita ulteriori studi focalizzati non solo sull'adolescenza, ma anche sull'età scolare (6-12 anni), in modo da confermare e approfondire le indicazioni riportate dal presente studio.

BIBLIOGRAFIA

- [1] M. Bisi e R. Stagni, «Evaluation of toddler different strategies during the first six- onths of independent walking: A longitudinal study.,» *Gait & posture*, p. 574.579, 2015.
- [2] F. Di Nardo, A. Mengarelli, V. Agostini, M. Knaflitz, S. Fioretti, E. Maranesi e L. Burattini, «The occurrence frequency: a suitable parameter for the evaluation of the myoelectric activity during walking,» *proceedings of the annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*, n. 6070-6073, 2015.
- [3] V. Agostini, A. Nascimbeni, A. Gaffuri, P. Imazio, M. Benedetti e M. Knaflitz, «Normative EMG activation patterns of school-age children during gait,» *Gait posture*, vol. 32, pp. 285-289, 2010.
- [4] T. Oberg, A. Karsznia e K. Oberg, «Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age,» *J. Rehabil. Res. Dev.* 30, pp. 210-223, 1993.
- [5] F. D. Nardo, A. Mengarelli, E. Maranesi, L. Burattini e S. Fioretti, «Gender differences in the myoelectric activity of lower limb muscles in young healthy subjects during walking,» *Biomed. Signal Process. control* 19, pp. 14-22, 2015.
- [6] M. C. Chiu e M.J.Wang, «the effect of gait speed and gender on perceived exertion muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking.,» *gait posture*, vol. 25, pp. 385-392, 2007.
- [7] S. C. Dusing e D. E. Thorpe, «A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite® electronic walkway,» *Gait & Posture*, p. 135:139, 2007.

- [8] W. Chang, «Kinesiological surface electromyography in normal children: range of normal activity and pattern analysis,» *Journal of Electromyography and Kinesiology*, pp. 437-445, 2007.
- [9] D. H. Sutherland, «The evolution of clinical gait analysis part II-Kinematics,» *Gait & Posture*, vol. 16, pp. 159-179, 2002.
- [10] D. H. Sutherland, «The evolution of clinical gait analysis part III-Kinetics and energy assesment,» *Gait & Posture*, vol. 21, pp. 447-461, 2005.
- [11] F. D. Nardo, G. Laureati, A. Strazza, A. Mengarelli, L. Burattini, V. Agostini, A. Nascimbeni, M. Knaflitz e S. Fioretti, «Is child walking conditioned by gender? Surface EMG patterns in female and male children,» *gait posture*, pp. 254-259, 2017.
- [12] S. T. Seeley, anatomia II edizione, vol. II Edizione, Idelson Gnocchi.
- [13] P. Konrad, «The abc of emg,» vol. vol. 1, 2005.
- [14] ««elettromiografia.net - Cos'è l'elettromiografia,» [Online]. Available: <http://www.elettromiografia.net/cosae.php..>
- [15] C. Merlo, «Technical Aspects of Surface Electromyography for Clinicians,» *The Open Rehabilitation Journal*, vol. 3, n. 98-109, 2010.
- [16] C. Attanasi, «Analisi computerizzata del cammino».
- [17] J. Perry, «Analisi del movimento,» 2005.
- [18] J. Perry, «Gait analysis. Normal and pathological function,» *Slack Inc., U.S.A*, 1992.
- [19] B. P, D. T e K. M., «A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait.,» *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, p. 45:287-99, 1998.
- [20] T. H. Petersen, M. Kliim-Due, S. F. Farmer e J. B. Nielsen, «Childhood development of common drive to a human leg muscle during ankle dorsiflexion and gait,» *the journal of Physiology*, pp. 4387-400, 2010.
- [21] D. Sutherland, R. Olshen, L. Cooper e S. Woo, «the development of mature gait,» *J. Bone Joint Surg. Am.*, pp. 336-53, 1980.

- [22] Y. Blanc, C. Balmer, T. Landis e F. Vingerhoets, «Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: normative data for healthy adults,» *gait posture*, vol. 10, pp. 97-108, 1999.
- [23] D. A. Winter, «Biomechanics and motor control of human movement,» *Wiley*, , vol. 2nd edizione, 1990.
- [24] S. J. Hillman, «Development of temporal and distance parameters of gait in normal children,» *Gait & posture*, pp. 81-85, 2009.

RINGRAZIAMENTI

Con questa tesi giunge ufficialmente al termine questo mio percorso universitario, non è facile citare e ringraziare in poche righe tutte le persone che mi hanno accompagnata verso il raggiungimento di questo importante traguardo. Chi con una continua collaborazione, chi con incessanti parole di incoraggiamento, credendo in me ed appoggiando le mie scelte.

Colgo innanzitutto l'occasione per ringraziare in modo particolare il mio relatore Prof. Francesco Di Nardo, per avermi aiutata in ogni occasione, per l'attenzione posta alla correzione dell'elaborato e per la completa disponibilità dimostrata nei miei confronti ogni qual volta avessi bisogno di ulteriori suggerimenti o chiarimenti.

Intendo poi ringraziare anche il mio correlatore Prof. Sandro Fioretti, dimostratosi sempre disponibile.

In particolare, voglio dedicare la mia tesi:

Ai miei genitori per il sostegno continuo e il grande aiuto che mi hanno dato in quanto mi hanno permesso di raggiungere questo traguardo.

A mio papà che, con poche parole e molti gesti, mi ha continuamente dimostrato fiducia sempre accompagnata da un pizzico di apprensione e per aver creduto in me fino alla fine; a mia mamma che ogni volta che riuscivo a passare un esame esplodeva di gioia.

Alle mie sorelle che sono state fondamentali lungo tutto il mio percorso universitario, che mi hanno pazientemente sopportata con tutti i miei sbalzi di umore e ansie, e per avermi sempre incoraggiato di fronte alle difficoltà che incontro; a Romina per avermi sempre fatto ragionare e per non avermi MAI lasciato sola nemmeno quando eravamo distanti centinaia di chilometri, e Elisa sulla quale ho sempre potuto contare in caso di bisogno. Senza di voi non sarei riuscita a raggiungere questo traguardo. Vi voglio immensamente bene.

A Marco con la quale ho condiviso le peggiori avventure casalinghe e che mi ha salvato dal ragnetto mentre la mia pasta si stava completamente scuocendo!

Alle mie compagne di corso Giada, Paola, e Sara con le quali è nata subito una forte amicizia a base di spritz, grazie per le chiacchierate, per gli aperitivi a Piazza del Papa e per i festini nei nostri piccoli appartamenti. Resterete per sempre tra i miei ricordi universitari più belli.

A Nikita, che ho conosciuto a metà del mio percorso e che mi ha sempre aiutata facendomi capire l'impossibile e fatta sorridere nei momenti di difficoltà.

A Beatrice che mi hai sempre spronata a continuare anche quando ero convinta di non farcela, aiutandomi a superare i momenti più bui. Grazie per le pizzate estive alla Baia dei Baci e per le grandi risate che ci siamo fatte tutte insieme.

A una delle amiche migliori, Eleonora, che ormai conosco da quasi quindici anni e che nonostante i percorsi differenti, le settimane senza sentirci perché super prese con i nostri esami e tante altre disavventure, è sempre stata presente per tutto il mio viaggio accademico. Anche se non ci vediamo spesso so che un pensiero per me lo hai sempre.

Al mio fidanzato alla quale dedico un ringraziamento dal cuore, che mi è sempre stato accanto e ha seguito in questi ultimi anni il mio percorso di studi, sostenendomi sempre pazientemente, e aiutandomi nei momenti di sconforto e gioendo con me nelle mie vittorie.

A me stessa, per la determinazione e per l'impegno attuo a raggiungere questo traguardo, la voglia di sfidarmi, per averci provato ed esserci riuscita.

Questo momento, il raggiungimento di questa meta, non è altro che l'inizio di una nuova sfida da affrontare un passo alla volta, verso un nuovo traguardo.

Grazie di cuore!

