

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

Correlazione tra attività muscolare e parametri antropometrici durante il cammino pediatrico

Correlation between muscle recruitment and anthropometric measurement during child walking

Relatore:	Laureando:
Prof. Francesco Di Nardo	Andrea De Lellis
Correlatore:	
Prof. Sandro Fioretti	

ANNO ACCADEMICO 2019/2020

Introduzione

L'analisi dell'attività muscolare durante il cammino tramite elettromiografia di superficie ha ampia applicazione in ambito clinico, perché individuando le situazioni di normalità di riferimento è possibile andare a definire con maggiore chiarezza anche le condizioni patologiche. Per questo motivo c'è una ampia letteratura che individua i dati da considerare 'normali' per il cammino, proponendo riferimenti normativi per il segnale elettromiografico (EMG), per i parametri spazio-temporali e per i segnali cinematici e dinamici. A questo proposito sono fondamentali i lavori [1-5]. Diversi studi, inoltre, sono stati incentrati sulla maturazione del cammino nei bambini, come gli articoli [6] e [7], e, in particolare, diversi studi sono stati fatti per ottenere un dataset di riferimento per l'elettromiografia di superficie nella popolazione pediatrica [8], [9] e [10]. In molti di questi lavori, come anche [8] e [11], il numero di soggetti a disposizione su cui effettuare l'analisi risulta ampio (come vale anche per i soggetti considerati in tale tesi), ma, almeno fino a una decina di anni fa, una limitazione importante era data dal numero di passi consecutivi analizzati, che rimanevano circa sui 3-6 passi per soggetto. Successivamente grazie all'uso di una nuova tecnica, la statistical gait analysis, che permette di studiare anche un centinaio e più di passi consecutivi, si è potuto superare tale problematica. Lo studio riportato in [12] è uno dei primi a utilizzare tale tecnica per l'analisi del cammino nei bambini (tra i 6 e gli 11 anni). Lo studio della maturità del cammino è estremamente rilevante perché al momento una delle ipotesi più caldeggiate è che il bambino, intorno ai 3 o 4 anni, abbia già un'andatura del tutto matura e quindi mostri un cammino non distinguibile da un punto di vista funzionale quello dell'adulto [4,5]. Tuttavia, recenti studi hanno iniziato a metter in dubbio questa teoria. In particolare, è stato evidenziato [12] che il reclutamento muscolare di tibiale anteriore e gastrocnemio laterale nei bambini, quantificato tramite analisi EMG, è indipendente dal genere, mentre questo non è vero nell'adulto, dove un significativo incremento del reclutamento di questi due muscoli è stato individuato nella popolazione femminile.

L'obiettivo del presente lavoro di tesi consiste nel dare il proprio contributo allo studio della maturità del cammino, ponendosi l'obiettivo di fornire un'analisi stratificata per età del segnale EMG 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. L'attività muscolare sarà quantificata in termini di intervalli temporali di attivazione dei muscoli e di frequenza di reclutamento degli stessi, in un numero di passi molto elevato (centinaia) per ogni bambino considerato.

Questo elaborato è suddiviso in cinque capitoli totali: Contrazione Muscolare, Gait Analysis, Materiali e Metodi, Risultati e Discussione. Dopo la presente introduzione, nel capitolo 2 vengono trattati i concetti alla base della contrazione muscolare. Il discorso parte con una trattazione della struttura istologica (suddivisa in base alla tipologia del tessuto) per poi arrivare alla descrizione del vero e proprio meccanismo di contrazione a livello cellulare. Segue poi il capitolo 3 relativo alla Gait Analysis, dove, inizialmente, vengono descritti concetti base (come, ad esempio, le varie fasi del passo e l'attivazione muscolare durante quest'ultimo) che risultano fondamentali per la corretta comprensione della parte relativa alla descrizione della tecnica vera e propria. Il capitolo si conclude con un paragrafo dedicato alla teoria dell'EMG, dove vengono trattati i fondamenti di questa metodologia che sta alla base dell'analisi del cammino. Vi è poi il capitolo 4 dove vengono descritti materiali e metodi utili a tutto il percorso svolto, suddividendo il discorso in: casistica scelta, acquisizione del segnale EMG, signal processing, statistical gait analysis e analisi statistica (test di normalità e differenze fra gruppi); dedicando un paragrafo per ogni sezione sopra citata. La parte conclusiva invece è costituita dalla presentazione dei risultati (capitolo 5) ottenuti durante il percorso per poi arrivare alla **discussione** di quest'ultimi nell'ultimo capitolo (capitolo 6) dove i risultati vengono commentati e contestualizzati.

1. Contrazione muscolare

1.1 Muscolo

Il muscolo è un organo composto in prevalenza da tessuto muscolare, ovvero un tessuto biologico con capacità contrattile, responsabile di tutti i tipi di movimento che avvengono nell'organismo. L'attività muscolare è essenziale per il mantenimento di molte funzioni vitali come la locomozione, la fonazione, la respirazione e molti altri ancora.

Il compito principale del tessuto muscolare è la contrazione, durante la quale il muscolo sviluppa forza producendo lavoro meccanico. Per spiegare questo fenomeno

procediamo con la descrizione della struttura di cui è composto un muscolo e quindi del tessuto muscolare.

1.2 Struttura Istologica

Il tessuto muscolare è un tessuto specializzato nella generazione di movimento mediante la contrazione cellulare. Al variare delle funzioni cui è deputato variano anche la sua morfologia e la sua struttura. Definiamo dunque tre tipi di tessuto muscolare:

- tessuto muscolare striato scheletrico;
- -tessuto muscolare striato cardiaco;
- -tessuto muscolare liscio;

1.2.1 Tessuto muscolare striato scheletrico

Questo tessuto è un insieme di cellule muscolari o fibre muscolari, di forma cilindrica allungata. Ogni fibra è circondata da un sottile strato di tessuto connettivo, detto endomisio, e sono tra di loro collegate da un altro tessuto, sempre connettivale, detto perimisio [13]. L'intero muscolo è infine circondato dall'epimisio, un tessuto molto resistente allo stiramento, ben più delle fibre stesse. L'epimisio è quindi quel tessuto che, in caso di danno delle fibre muscolari, va a sostituire la porzione danneggiata e collegare le parti distaccate. Le fibre sono organizzate in una struttura gerarchica, dove ogni cellula è contenuta in una membrana, detta sarcolemma, e nel suo citoplasma, detto sarcoplasma. La principale struttura intracellulare, nonché unità contrattile, è rappresentata dalle miofibrille. Attorno ad esse è presente un elemento reticolare che le avvolge, il reticolo sarcoplasmatico (RS).

Quest'ultimo presenta una struttura formata da una membrana cellulare invaginata organizzata in tubuli che decorrono parallelamente alle miofibrille accoppiandosi a fianco dei sarcomeri. Alle due estremità i tubuli si allargano, formando piccole cisterne fra le quali si trova il tubulo trasversale. Questi sistemi detti "sistema a T" sono posti ad anello attorno a ciascun miocita e sono situati in corrispondenza delle linee Z. Il loro compito è quello di trasmettere il potenziale d'azione contemporaneamente a ogni fibrilla della cellula muscolare. Due cisterne terminali si associano ad un tubulo T formando, dunque, la cosiddetta "triade"; Le cisterne

terminali sono accompagnate trasversalmente da una coppia di tubuli T, invaginazioni sottili e anulari del sarcolemma, trattandosi, quindi, di un sistema di tubuli extracellulari; i tubuli T comunicano con lo spazio extracellulare, mentre le cisterne terminali comunicano con il contenuto del lume del SER [14].

Tornando alle miofibrille, questo sono a loro volta costituite dai filamenti di due proteine: actina e miosina, che conferiscono l'aspetto 'striato' a questo tessuto [15].

Queste due proteine, legandosi le une con le altre, danno vita a dei veri e propri filamenti, che possono essere:

-spessi;

-sottili;

I filamenti spessi sono formati dalla molecola proteica miosina, composta da due catene pesanti di circa 2000 amminoacidi ciascuna. Le estremità N-terminali vanno a formare la regione globulare, dotata di due teste, mentre le code C-terminali si sviluppano come due code intrecciate; infine, quattro catene leggere con funzione regolatoria si uniscono alla struttura nella regione di confine tra testa e coda.

I filamenti sottili invece sono costituiti da doppie eliche di F-actina (derivante dalla polimerizzazione della G-actina). A livello della G-actina si trovano i siti di legame per la miosina. Inoltre, Il filamento di actina è associato a proteine accessorie: la tropomiosina (proteina filamentosa, costituita da 2α eliche, disposta nel solco fra le due eliche di actina) e la troponina (costituita da tre subunità globulari (C, T ed I) disposte ad intervalli regolari lungo i filamenti di tropomiosina) [16].

Un insieme di filamenti spessi e sottili alternati tra loro costituisce il sarcomero, che rappresenta l'unità strutturale e funzionale (contrattile) della miofibrilla. Un'attenta visione microscopica di questo sarcomero, evidenzia la sua suddivisione in bande; queste bande si suddividono in banda I (di colore chiaro, costituita da filamenti sottili di actina), banda A (di colore scuro, costituita da filamenti di actina e filamenti di miosina interposti tra di loro) e banda H (piccola zona all'interno della banda A, di colore ancora più chiaro, costituita da filamenti spessi e non di actina).

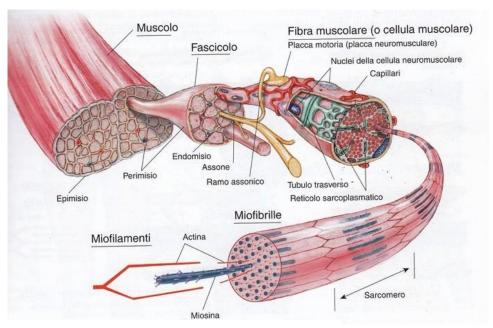


Figura 1.1 – Struttura del muscolo scheletrico

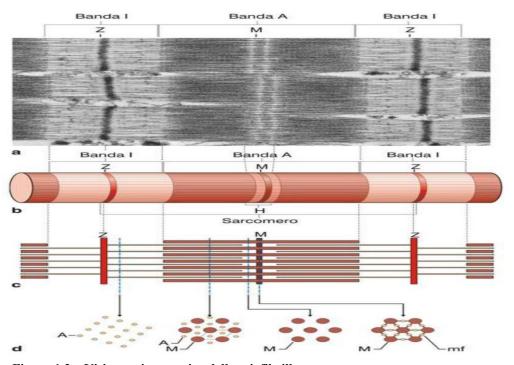


Figura 1.2 – Visione microscopica della miofibrilla

1.2.2 Tessuto muscolare striato cardiaco

Particolare tipologia di tessuto che si trova all'interno del cuore. Costituito principalmente da cellule muscolari che vengono chiamate cardiomiociti, anche questo tessuto risulta striato a causa della presenza dell'unità locomotrice, ovvero il sarcomero; tuttavia, i miofilamenti non formano miofibrille come nel tessuto muscolare striato, ma compongono dei fasci. Altra differenza rispetto al tessuto muscolare striato scheletrico è il fatto che questo tessuto muscolare cardiaco

presenta una contrazione autonoma dovuta alla presenza del sistema di conduzione formato da nodo senoatriale, nodo atrioventricolare e fibre di Purkinje.

1.2.3 Tessuto muscolare liscio

Questa tipologia di tessuto non presenta il sarcomero, dunque il meccanismo di contrazione è regolato da altre strutture, dette strutture contrattili. Queste sono costituite da singoli filamenti di actina agganciati tra loro dai filamenti di miosina. Esistono inoltre delle strutture chiamate corpi densi, fondamentali perché capaci di collegare tra loro le varie strutture contrattili all'interno della cellula, permettendo la contrazione.

1.3 Meccanismo di contrazione

Per tutte le tipologie di tessuto, alla base del meccanismo di contrazione vi è sempre la trasmissione di un impulso elettrico, tramite neuroni motori (o motoneuroni), che verrà captato a livello della giunzione neuromuscolare (o placca motrice), ovvero il sito di incontro fra il nervo e la fibra muscolare, per generare movimento.

I muscoli, come detto, generano forza per ottenere movimento, ma possono anche generare forza senza produrre movimento. Si parla di:

- contrazione isotonica quando c'è generazione di forza (costante) e movimento di carico;
- contrazione concentrica quando un muscolo si accorcia;
- contrazione eccentrica quando un muscolo si estende (allunga);
- contrazione isometrica quando c'è generazione di forza, ma non spostamento di carichi; Per quanto riguarda il rilassamento, è un meccanismo completamente passivo, con la cessazione di produzione di forza ed il ritorno elastico delle fibre. La forza contrattile è condizionata dal tipo di stimolo, dalla lunghezza del muscolo al momento dello stimolo e dalla velocità con cui il muscolo si contrae.

Tuttavia, anche per quanto riguarda il meccanismo di contrazione, come per la struttura istologica, bisogna suddividere il discorso in base alle tre tipologie di tessuto muscolare, dato che ogni tessuto presente alcune particolarità.

1.3.1 Contrazione nel muscolo scheletrico

Nel meccanismo di contrazione del muscolo scheletrico riconosciamo due fasi: quella iniziale (o di preparazione) e la contrazione vera e propria.

Durante la fase iniziale l'impulso elettrico, propagato attraverso le fibre nervose, giunge al bottone sinaptico dove determina il rilascio del neurotrasmettitore acetilcolina [13], che funge da ligando per alcuni canali del Na⁺ (ligando-dipendenti) causandone dunque l'apertura. Questa apertura dei canali determina una depolarizzazione della membrana plasmatica della fibra sviluppando quello che chiamiamo potenziale di placca (70 mV) che a sua volta causa l'apertura di canali ionici per il Na⁺ (voltaggio-dipendenti) e quindi l'insorgere del potenziale d'azione.

Il potenziale d'azione, propagandosi lungo la membrana della fibra muscolare, causa l'apertura dei canali diidropiridinici a livello dei tubuli T; questa apertura permette, tramite cambiamenti conformazionali, l'apertura dei canali ionici del Ca²⁺ situati a livello del reticolo sarcoplasmatico (compartimento cellulare in cui il Ca²⁺ è solitamente sequestrato tramite apposite proteine). Dal reticolo Ca²⁺ si sarcoplasmatico il diffonde per raggiungendo tutta la cellula, ogni miofibrilla grazie ad un espediente morfologico della cellula, le triadi.

Il Ca²⁺ va, infine, a legarsi alla troponina, sulla subunità C; così facendo determina un cambiamento conformazionale che causa il trascinamento della subunità T, legata a sua volta alla tropomiosina. Questo movimento lascia libero il sito d'attacco per la miosina sull'actina, prima occupato dalla tropomiosina.

Ha finalmente inizio la fase di contrazione vera e propria. Lo scorrimento della miosina ed i suoi cambiamenti conformazionali, cause primarie della contrazione del muscolo, sono essenzialmente dovute alla diversa affinità della proteina per actina, ATP e ADP [13]. Durante lo scorrimento le teste di miosina si legano a quelle di actina con una precisa angolazione di 45°. Nella fase di rilassamento, invece il procedimento sarà il contrario. Possiamo suddividere la contrazione e il rilassamento muscolare in tre fasi principali, ovvero la contrazione, il rilassamento ed infine la fase latente, fase che segue lo stimolo, ma nella quale non c'è risposta.

Questo complesso sistema di reazioni chimiche determinerà lo scorrimento di un filamento sull'altro, e quindi la contrazione del sarcomero. A seguito della contrazione la troponina rilascia ioni Ca²⁺ che tornano nel reticolo sarcoplasmatico.

1.3.2 Contrazione nel muscolo cardiaco

Il meccanismo di contrazione del muscolo cardiaco differisce rispetto a quello relativo al muscolo scheletrico a causa dell'assenza del sistema a "T" e, dunque, alla mancanza di un diretto accoppiamento fra la membrana plasmatica ed il reticolo sarcoplasmatico.

In questo caso vi saranno due ondate di ioni Ca²⁺: una prima ondata, generata dal potenziale d'azione iniziale (che permette l'apertura dei canali calcio di tipo L), non è sufficiente a garantire la contrazione del tessuto, ma permette comunque a RyR (proteina di membrana che funziona da canale per gli ioni calcio uscenti dal SR) di liberare altri ioni Ca²⁺ dal reticolo sarcoplasmatico generando una seconda ondata che permetterà dunque la contrazione (questo fenomeno è chiamato "Liberazione del Calcio mediata da Calcio" perché la seconda ondata di Ca²⁺ è generata comunque da Ca²⁺).

1.3.3 Contrazione nel muscolo liscio

In questo caso, oltre le differenze fra muscolatura striata e liscia citate sopra, evidenziamo ulteriori differenze per quanto riguarda il meccanismo di contrazione:

- nel muscolo liscio la contrazione può essere generata autonomamente anche da ormoni oltre che da stimolo nervoso;
- nel muscolo liscio il Ca²⁺ liberato nel citosol proviene sia dall'ambiente extracellulare che dal reticolo sarcoplasmatico tramite il legame con IP3 (Inositolo trifosfato);

Nella muscolatura liscia il potenziale d'azione si propaga in maniera più lenta e meno organizzata[17]. L'attivazione della contrazione vera e propria avviene quando la [Ca2+]_i (ione indotto) aumenta in seguito alla liberazione dello stesso ione dal reticolo sarcoplasmatico. Si tratta di CICR (Ca²⁺ induced - Ca²⁺ release) promosso dall'ingresso di Ca2+ dall'ambiente extracellulare attraverso numerose vie: apertura dei canali del calcio di tipo L dovuta alla depolarizzazione della membrana; apertura di canali ligando-dipendenti, per azione di mediatori chimici

(come ATP); apertura di canali meccano-sensibili, attivati dallo stiramento. L'aumento di [Ca2+]_i è indotto anche dall'azione di ormoni e neurotrasmettitori su recettori accoppiati alla proteina G (IP3) mediante l'attivazione della via dei fosfoinositidi; in questo procedimento avviene la fosforilazione dei canali Ca²⁺ di tipo L (tramite DAG che attiva la PKC) e la rimozione di Ca²⁺ dal citosol tramite Ca²⁺-ATPasi (SERCA) per trasportarlo nuovamente nel reticolo sarcoplasmatico.

Molto importanti nel processo di controllo del grado di fosforilazione delle catene leggere regolatrici (RLC) sono due enzimi che agiscono in maniera opposta: la chinasi delle catene leggere, o MLCK, che fosforila la RLC e la fosfatasi delle catene leggere, o MLCP, che la defosforila.

Le RLC fosforilate aumentano l'attività ATPasica della miosina, permettendo la formazione dei legami actomiosinici. Lo stato di contrazione o rilasciamento del muscolo liscio dipende perciò dall'attività relativa dei due enzimi MLCK e MLCP, regolati attraverso vie distinte. L'aumento della [Ca2+]_i promuove la formazione di complessi calcio-calmodulina che attivano la MLCK, la quale aumenta il grado di fosforilazione delle RLC e attiva la contrazione. La rimozione del Ca2+ dal citosol determina il rilasciamento, a causa della defosforilazione delle RLC operata dalla MLCP.

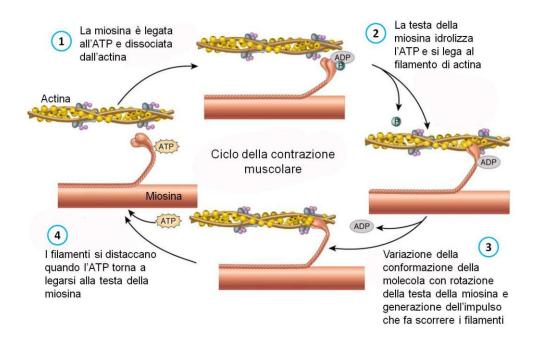


Figura 1.3 – Ciclo della contrazione muscolare

2 Gait Analysis

Il cammino, così per come lo conosciamo come atto motorio, è la forma di locomozione che distingue l'essere umano dal resto degli animali. Si tratta più in generale di uno schema motorio di base, ovvero un elemento costitutivo della motricità umana che ogni essere umano raggiunge per una naturale spinta ontogenetica e per una naturale concatenazione di schemi posturali. Quando si parla di cammino, ma anche più in generale quando si parla di abilità motorie e schemi di movimento complessi, bisogna sempre tener conto del fatto che il corpo umano tende costantemente al risparmio di energia cercando la forma meno dispendiosa di movimento

2.1 Concetti Base

Da un punto di vista di studio funzionale del soggetto, il cammino può essere interpretato come il modo attraverso cui ogni soggetto mette in movimento le proprie catene muscolari e con esse eventuali tensioni o debolezze. Per questa ragione ogni soggetto può sviluppare nel tempo una serie di apprendimenti e adattamenti atti a compensare i propri squilibri muscolo-scheletrici [18].

Il cammino coinvolge tutto il corpo che didatticamente viene suddiviso in una **unità passeggero** ed in una **unità locomotrice**[1]. Entrambe queste entità funzionali hanno compiti ben specifici.

2.1.1 Unità Passeggero

L'attività muscolare del tronco ha molteplici funzioni, ovvero: mantenere l'allineamento vertebrale e, attraverso l'oscillazione degli arti superiori, coordinare e gestire, in maniera sia passiva che attiva, i momenti di torsione del segmento inferiore[1].



Figura 2.1 – Suddivisione corporea

2.1.2 Unità Locomotrice

Questa unità è composta dagli arti inferiori e svolge le seguenti funzioni:

- Propulsione;
- Stabilità in appoggio;
- Assorbimento dell'impatto;
- Conservazione dell'energia;

La prima funzione, relativa alla generazione di forza propulsiva, consiste nell'attivazione muscolare per generale l'energia necessaria ad avviare tutte le fasi del passo.

La stabilità in posizione eretta, invece, è determinata dall'equilibrio funzionale tra l'allineamento del corpo e l'attività muscolare di ciascuna articolazione dato che ogni segmento del corpo, soggetto alla forza di gravità, cadrà al suolo se non correttamente sorretto. Nel corpo tre fattori sfidano la stabilità in posizione eretta: il primo è il rapporto in termini di pesa tra l'unità passeggero e l'unità locomotrice, dato che il 70% del peso corporeo (unità passeggero) posa sul 30% della massa corporea (unità locomotrice); il secondo è la natura multi-segmentata degli arti di supporto; il terzo fattore sono i profili delle articolazioni degli arti inferiori.

Sempre in termini di stabilità, molto importante è il concetto di GRFV (Ground Reaction Force Vector) che non è altro che la reazione vincolare del terreno in risposta al peso corporeo; questo vettore può essere espresso tramite una linea media detta body vector (o vettore del corpo). L'allineamento di questo vettore con i centri articolari definisce l'ampiezza e la direzione dell'instabilità corporea; con questo possiamo dunque ricavare le forze muscolari necessarie per garantire la stabilità [1].

Essendo realizzato per favorire la mobilità piuttosto che la stabilità, l'apparato scheletrico inferiore presenta superfici articolari arrotondate, richiedendo dunque forze di controllo di una certa intensità. Nel caso in cui le superfici presentino un profilo ampio e piatto la stabilità sarebbe massima; per spiegare queto basta pensare a due cubi l'uno sopra all'altro e vedere che, per causare la caduta del cubo in alto, serverebbe un angolo di inclinazione di 45°. Avendo però a che fare, come detto prima, con delle superfici arrotondate, la tolleranza teorica massima di inclinazione, in particolare nel sistema femore-tibia, è pari a circa 9° (anche se in realtà un

segmento leggermente inclinato rispetto alla base tenderà sempre ad oscillare a meno che non ci siano opportune forze di controllo).

Tre forze agiscono sulle articolazioni: forza peso (dovuta alla "caduta" del corpo), tensione legamentosa e quella relativa all'attività muscolare. L'anca e il ginocchio sfruttano il rapporto tra la tensione legamentosa ed il vettore del peso corporeo come fonte di stabilità passiva quando le articolazioni sono iperestese; nel ginocchio c'è il legamento obliquo posteriore, mentre l'anca è limitata anteriormente dal legamento ileofemorale. A causa dell'iperestensione di queste articolazioni il vettore del peso corporeo supera il centro dell'asse articolare del ginocchio. In questa posizione le articolazioni sono bloccate da due forze opposte: il vettore del peso corporeo su un lato dell'articolazione e la tensione legamentosa sull'altro.

Diversa è la situazione riguardante la caviglia: qui non esiste una simile fonte di stabilità come per il ginocchio e l'anca e, altro importante aspetto da non sottovalutare, è la posizione dell'articolazione, che non si trova al centro del piede bensì vicino al tallone; in questo modo il piede costituisce una vera e propria leva (circa 10 cm da tallone alle teste metatarsali) il cui punto medio si trova a circa 5cm dal tallone. Dunque, per allineare il body vector con questo punto sono necessarie una flessione dorsale della caviglia di 5° e l'attivazione del muscolo solenoide che mantiene la tibia allineata in avanti [1].

Per quanto riguarda la terza funzione, relativa all'assorbimento dell'impatto, bisogna tener conto del fatto che il piede dell'arto che era in oscillazione, mentre è posizionato per l'appoggio, si trova ancora a circa 1 cm sopra la superficie del pavimento e questo causa, per un breve periodo, una vera e propria caduta libera del corpo. Ciò si traduce in un brusco carico dell'arto in avanti. I meccanismi atti all'assorbimento di questo carico sono tipici delle articolazioni quali caviglia, ginocchio e anca.

La flessione plantare della caviglia è una reazione immediata durante la fase di contatto iniziale e riduce di molto il carico dovuto alla momentanea caduta libera del corpo.

La flessione del ginocchio è il secondo e maggiore meccanismo di assorbimento degli urti. Questo movimento è anche una reazione all'oscillazione del tallone avviata dal contatto con il suolo. Poiché i muscoli pretibiali agiscono per frenare la

caduta del piede, i loro attacchi ossei alla tibia e alla fibula creano un legame che fa sì che la gamba segua la caduta del piede. La parte anteriore della tibia riduce il supporto disponibile per il femore e permettendo dunque al corpo di cadere. Proprio questo causa la flessione del ginocchio, dato che il centro articolare è anteriore al vettore corporeo. L'azione del quadricipite per decelerare la velocità di flessione del ginocchio trasferisce parte della forza di carico alla massa muscolare della coscia riducendo di molto il carico di cui parlavamo.

Per quanto riguarda l'anca, quando una delle due gambe poggia a terra caricandosi con tutto il peso del corpo, il bacino rimuove tutto il supporto all'altra gamba causando dunque una caduta pelvica controlaterale e dunque una caduta di tutta l'unità passeggero. La velocità di caduta pelvica è trattenuta dai muscoli abduttori dell'arto in appoggio riducendo ancora di più il carico.

Durante la deambulazione, il lavoro da eseguire è costituito dal mantenimento della stabilità e dall'avanzamento dell'arto oscillante. La quantità di sforzo muscolare richiesto in queste azioni determina il costo energetico. Per controllare la conservazione dell'energia vi sono due meccanismi: la modulazione dell'allineamento del centro di gravità (C/G) e il controllo muscolare selettivo.

Per utilizzare la minima energia il peso trasportato dovrebbe rimanere ad un'altezza costante e seguire un percorso unidirezionale. Quindi non sarebbe necessario alcuno sforzo di sollevamento aggiuntivo a seguito delle cadute di peso intermittenti verso il basso e/o lateralmente. Tuttavia, il corpo si trova nel punto più basso quando gli arti diventano allineati durante i due periodi di doppio appoggio (iniziale e terminale); quindi, a metà passo, il corpo viene sollevato nella sua posizione più alta quando l'arto portante è verticale. La potenziale differenza di altezza dell'anca da dover sollevare è di circa 9,5 cm quindi un grande dispendio di energia. Attraverso l'utilizzo di sei modelli di movimento, detti determinanti dell'andatura, l'ampiezza di questi spostamenti verticali e orizzontali è ridotta di 2,3 cm in ciascuna direzione per un arco totale di 4,6 cm il che si traduce in un miglioramento del 50%.

Ulteriori meccanismi di risparmio energetico sono i tre movimenti che fanno riferimento all'allineamento del bacino, ovvero: caduta controlaterale, rotazione orizzontale e spostamento laterale. Le prime due azioni, quindi caduta controlaterale e rotazione orizzontale, avvengono passivamente quando il bacino

segue l'arto oscillante, mentre per quando riguarda lo spostamento laterale è strettamente legato al trasferimento del peso corporeo sull'arto.

Dunque, concludendo, il sollevamento verticale dell'unità passeggero durante il supporto a singolo arto è ridotto dall'inclinazione bilaterale e anteriore del bacino combinata con la flessione plantare della caviglia e del ginocchio. L'abbassamento del centro di gravità è causato dalla posizione terminale del tallone della prima gamba, dal contatto iniziale del tallone della seconda gamba combinato con l'estensione del ginocchio ed infine dalla rotazione orizzontale del bacino. Lo spostamento laterale, invece, è notevolmente minimizzato dalle rotazioni pelviche e dall'angolazione medio-femorale. Come risultato, il centro di gravità del corpo segue un percorso sinusoidale tridimensionale regolare che mescola deviazioni verticali e orizzontali.

2.2 Fasi del passo

Prima di parlare delle vere e proprie fasi del cammino distinguiamo semipasso (in inglese si usa in modo inappropriato il termine step) come la distanza orizzontale tra il tallone del piede più arretrato e quello del piede più avanzato e passo (in inglese stride) come la distanza orizzontale tra la posizione del tallone al momento dell'appoggio precedente e poi al momento dell'appoggio successivo, sempre dello stesso piede (vedi Figura 2.2).

Per compiere un semipasso e quindi per avviare il processo di deambulazione risulta fondamentale perdere la propria condizione di equilibrio eretto statico a favore di uno sbilanciamento anteriore tale che l'unica azione che si può compiere è quella di proiettare avanti un arto inferiore per portarlo in appoggio avanzando rispetto al punto di partenza.

Gli eventi significativi nel cammino sono quattro: posizione iniziale a doppio supporto, posizione intermedia a singolo supporto, oscillazione e posizione finale a doppio supporto. Possiamo raggruppare questi eventi in stance (appoggio), che comprende posizione iniziale a doppio supporto, posizione intermedia a singolo supporto e posizione finale a doppio supporto e swing (oscillazione), ovvero la fase di oscillazione dell'arto (che avviene contemporaneamente alla fase di posizione intermedia a singolo supporto, come è facilmente intuibile dalla Figura 2.3).

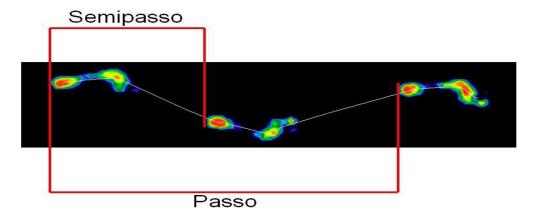


Figura 2.2 – Distinzione passo e semipasso

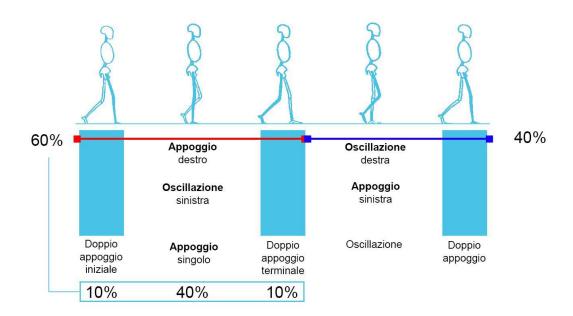


Figura 2.3 – Eventi significativi del passo

Se volessimo invece andare ad osservare ancora più nello specifico le fasi del cammino utilizzando le suddivisioni appena fatte, vedremo come in realtà il cammino è un'attività molto più complessa di quello che ci si possa aspettare.

Seguendo la suddivisione scelta da [1], andiamo a suddividere la fase di stance in weight acceptance (accettazione del peso) e single limb support (supporto a singolo arto), mentre la fase di swing verrà indicata con limb advancement (avanzamento dell'arto).

2.2.1 Weight Acceptance

1. Initial Contact (0-2%)

Prima fase del cammino, arto inferiore disteso per iniziare l'appoggio con la porzione postero-esterna del calcagno, articolazione tibiotarsica in lieve flessione dorsale e piede in supinazione, ginocchio esteso e anca piegata.

In questo istante il corpo è in caduta libera verso il terreno poiché il centro di massa è stato spinto oltre la base di appoggio; questo porta ad un brusco impatto del tallone a terra che in 2 centesimi di secondo assorbe il 60% del peso corporeo.

I muscoli coinvolti durante questa fase sono il quadricipite, il tibiale anteriore ed il gruppo dei muscoli ischio-crurali (Hamstring).

2. Load Response (0-10%)

In questa fase, appena dopo l'atterraggio del tallone, è la porzione anteriore del piede che rapidamente va a terra (opportunamente frenata dal muscolo tibiale anteriore).

Ci sarà dunque l'assorbimento dell'impatto attraverso il controllo del piegamento del ginocchio e della tibiotarsica, il mantenimento della stabilità sotto carico attraverso la stabilizzazione dell'anca (i cui muscoli abduttori sostengono in media 1,5 il peso del corpo). Le rotazioni sul piano trasverso dipendono prevalentemente dal movimento del calcagno la cui posizione influenza marcatamente l'alternanza dei movimenti di pronazione e di supinazione del piede.

I muscoli coinvolti durante questa fase sono il grande gluteo ed il quadricipite.

2.2.2 Single Limb Support

3. Mid Stance (10-30%)

Qui ci troviamo di fronte ad una fase di stabilizzazione, dato che il piede si trova in appoggio completo, l'articolazione tibiotarsica si trova in posizione di dorsiflessione e il ginocchio è disteso.

Quindi la progressione del piede in appoggio, attraverso il controllo della distensione del ginocchio e del piegamento della tibiotarsica, stabilizza l'arto ed il tronco.

I muscoli coinvolti durante questa fase sono il quadricipite, il soleo ed il gastrocnemio.

4. Terminal Stance (30-50%)

Durante questa fase l'articolazione tibiotarsica passa gradualmente dalla posizione di dorsiflessione verso quella di flessione plantare, mentre ginocchio e anca sono distesi.

A livello funzionale questa fase prevede dunque una progressione del piede oltre il piede in appoggio (attraverso il sollevamento del tallone) e la caduta libera del peso del corpo in avanti.

I muscoli coinvolti durante questa fase sono il soleo ed il gastrocnemio.

2.2.3 Limb Advancement

5. Pre Swing (50-60%)

Inizia ora il posizionamento dell'arto per l'oscillazione ed inizia il trasferimento del carico (dovuto al peso) attraverso l'avanzamento dell'arto con flessione del ginocchio, flessione plantare e anca neutra.

Il piede, dunque, si prepara allo stacco da terra con una spinta finale che dovrebbe essere offerta dall'alluce; bisogna fare attenzione ad eventuali deviazioni assiali di quest'ultimo, che potrebbero alterare la spinta riducendone l'efficacia. In questo momento si ha una fase di doppio appoggio podalico sul piano sagittale.

I muscoli principalmente coinvolti durante questa fase sono l'adduttore lungo della coscia de il retto del femore.

6. Initial Swing (60-73%)

Questa è la fase durante la quale il piede viene a sollevarsi dal suolo per dare inizio alla vera e propria oscillazione che permette l'avanzamento; anca e ginocchio sono flessi e l'articolazione tibiotarsica è leggermente in flessione plantare in ritorno verso la posizione neutra.

L'avanzamento vero e proprio è dovuto sia alla flessione del ginocchio che dalla flessione dell'anca.

I muscoli coinvolti durante questa fase sono il tibiale anteriore, il gruppo dei muscoli ischio-crurali, i flessori dell'anca ed il muscolo iliaco.

7. Mid Swing (73-87%)

Ci troviamo esattamente nella fase intermedia dell'oscillazione, quindi quella in cui l'anca è flessa ed il ginocchio passa dalla posizione di flessione verso quella di estensione mentre l'articolazione tibiotarsica si trova in posizione neutra.

In questo caso, grazie alla dorsiflessione dell'articolazione tibiotarsica e alla flessione dell'anca, la tibia è perpendicolare a suolo.

I muscoli coinvolti durante questa fase sono i flessori dell'anca ed il tibiale anteriore.

8. Terminal Swing (87-100%)

Inizia la preparazione dell'arto (che si trova in oscillazione) tramite l'anca che si flette, il ginocchio esteso e l'articolazione tibiotarsica in passaggio verso una posizione di lieve flessione dorsale e supinazione per un corretto approccio al terreno.

Viene dunque a completarsi l'avanzamento dell'arto attraverso la decelerazione di anca e ginocchio. La gamba, infine, deve trovarsi davanti alla coscia; questo avviene attraverso l'estensione del ginocchio.

I muscoli coinvolti durante questa fase sono il quadricipite, il tibiale anteriore ed il gruppo dei muscoli ischio-crurali.

2.2.4 Osservazioni

Una volta osservate tutte le varie fasi del cammino è interessante notare come il piede si comporta quindi in due maniere completamente differenti ma funzionali l'una alla successiva: in una prima fase di appoggio podalico, sarà prevalentemente un "organo di senso" mentre in successiva fase di spinta sarà prevalentemente un "organo di moto" [19].

Risulta quindi necessario osservare meglio la fase di appoggio intermedio, ovvero quella di mid stance e sottolineare quanto questa sia fondamentale nell'analisi del cammino. L'aspetto che rende così determinante questa fase è il fatto che è l'unica

durante la quale il corpo è sorretto solamente da un piede (equilibrio monopodalico).

Pur durando poco durante il cammino è comunque rilevante dato che è ripetuta molte volte durante l'arco di una giornata.

Durante una fase di appoggio al suolo monopodalico la stabilità è assicurata dai muscoli dell'anca dell'arto in appoggio e dalle coppie di muscoli che gestiscono le articolazioni dell'arto di appoggio, che hanno lo scopo di assecondare i cambiamenti di direzione della reazione vincolare del suolo. L'attivazione dei muscoli laterali dell'anca (quindi il medio gluteo e il tensore della fascia lata) è favorita dall'azione del muscolo quadrato dei lombi controlaterale, mentre è inibita dall'attivazione della muscolatura adduttoria omolaterale [1]. Detto questo possiamo distinguere due catene muscolari: una catena di apertura, composta da muscoli abduttori ed extra rotatori della coscia e della gamba, ed una catena di chiusura, composta da muscoli adduttori ed intrarotatori della coscia e della gamba. In base all'intensità di attivazione di queste catene potremmo avere un maggior lavoro muscolare della bassa schiena (data da una maggiore attivazione della catena di chiusura) oppure potremmo causare una meccanica svantaggiosa per la zona lombare e per il ginocchio (data da una maggiore attivazione della catena di apertura).

2.3 Analisi del cammino

Una volta introdotti tutti questi concetti è bene capire come poter oggettivare quanto visto. Attraverso l'analisi del cammino, con l'utilizzo di opportuna strumentazione siamo in grado di analizzare un qualsiasi tracciato per evidenziare eventuali patologie a carico del sistema locomotore o per verificare le differenze nel cammino tra più sottogruppi (diverse età/sesso).

Tra le più semplici strumentazioni di cui si può disporre la prima è senza dubbio il video. Con la video analisi, se fatta bene e con molte accortezze, si possono oggettivare tempi, traiettorie, angoli e distanze (una review molto dettagliata è proposta da [20]). I principali fattori a cui prestare attenzione sono la scelta del setting e delle caratteristiche degli strumenti. Lo studio delle traiettorie con la video analisi risulta molto utile soprattutto per oggettivare i cambiamenti dello schema di passo prima e dopo interventi motori o fisici di qualunque natura al fine di studiarne gli effetti. La

traiettoria del passo risulta essere così un ottimo descrittore della strategia di cammino adottata da una persona.

Altre strumentazioni che possono essere utilizzate senza ombra di dubbio sono le pedane baropodometriche o, più in generale, altri strumenti che sono in grado di misurare la pressione e la superficie del piede. In ambito clinico e scientifico si utilizzano di solito le pedane di forza per lo studio delle curve di forza applicate al suolo, questa metodica però non permette uno studio geometrico dell'appoggio come, ad esempio, lo studio sulle caratteristiche della gait line e dei massimi punti pressori locali (come affermato in [21]). Tuttavia, è possibile, attraverso una attenta analisi baropodometrica del passo, studiare il movimento preferenziale del piede (a parità di andamento medio) ed individuare le zone e la relativa fase di appoggio più instabile (quindi quelle tipologie di appoggio con maggior dispendio di energia). Lo studio baropodometrico offre inoltre molte possibilità, tra le quali quella di studiare le singole fasi del passo in termini qualitativi e quantitativi, non solo temporali ma anche pressori e di superficie al fine di confrontare il passo reale del soggetto con quello che la letteratura suggerisce e quella di studiare il timing di appoggio al suolo dei singoli segmenti podalici al fine di correlarli con funzione delle catene muscolari.

Concludendo possiamo dire che l'analisi del cammino, seppur non propriamente semplice da effettuare, costituisce un'ottima metodologia per l'interpretazione della meccanica e della postura di un individuo per vari scopi.

2.4 Teoria dell'EMG

2.4.1 Introduzione EMG

L'elettromiografia non è altro che una metodica diagnostica utile per la registrazione, e quindi l'analisi, dell'attività muscolare a riposo o durante attivazione volontaria [22].

Questa metodica si avvale di uno strumento ben specifico, ovvero l'elettromiografo; questo strumento compie, attraverso l'utilizzo di elettrodi, opportuni cavi ed un sistema di filtraggio, tutto il necessario per ottenere un tracciato EMG.

Tutto parte dall'applicazione degli elettrodi al paziente, bisogna però sapere quali sono le principali tipologie di elettrodo, per capire quale di queste è preferibile usare nell'analisi del cammino. I due gruppi principali di elettrodi usati in elettromiografia sono gli elettrodi di superficie e quelli ad ago.

La tipologia viene scelta a seconda dell'indagine che si vuole effettuare; per muscoli superficiali vengono utilizzati gli elettrodi di superficie (Figura 2.4), molto poco invasivi, mentre per i muscoli più profondi si utilizzano gli elettrodi ad ago (Figura 2.5), molto più invasivi.





Figura 2.4 – Elettrodi di superficie

Figura 2.5 – Elettrodo ad ago

Gli elettrodi superficiali utilizzati più frequentemente sono quelli ti tipo Ag-AgCl, questi fanno anche utilizzo di gel conduttivo con ioni Cl-. La parte conduttiva, con diametro di circa 1cm, sarà formata da un disco in Ag totalmente ricoperto di AgCl, mentre il rimanente spazio andrà a costituire la parte adesiva. Il gel conduttivo è una componente fondamentale per la corretta registrazione del segnale: dato che la cute, dove gli elettrodi verranno applicati, costituisce uno strato isolante (possibile causa di disturbo e errata registrazione del segnale) attraverso l'applicazione di questo gel siamo in grado di generare un potenziale di polarizzazione (<0.2mV).

Per quanto riguarda quelli ad ago servono tipicamente per monitorare l'attività di un muscolo ben preciso, ed è proprio in base al muscolo che si vuole monitorare che variano le dimensioni e le caratteristiche di questi elettrodi. Sono generalmente costituiti da fili sottili, resistenti e flessibili (tipicamente in leghe di platino, argento, nichel e cromo) e non utilizzano alcun gel conduttivo, dato che, essendo inseriti direttamente nella zona di misura, hanno a disposizione i fluidi corporei per la conduzione del segnale.

Concludendo, gli elettrodi possono essere ulteriormente divisi in due ulteriori sottocategorie, ovvero elettrodi attivi e passivi:

-gli attivi presentano un circuito di pre-amplificazione integrato che permette la riduzione dei rumori in ingresso (artefatti da movimento, accoppiamenti errati);

-i passivi invece devono essere opportunamente alimentati da un circuito esterno;

2.4.2 Introduzione al processamento del segnale

Dopo una prima fase di registrazione, quello che si ottiene come risultato è un segnale ampiamente disturbato detto anche raw signal. Per poter utilizzare il segnale in maniera tale da estrarne informazioni utili a fini diagnostici bisogna trattarlo opportunamente e la tecnica che ci viene incontro è detta **Signal Processing.**

Questa è una tecnica che mira principalmente, attraverso l'utilizzo di specifici sistemi di filtraggio, alla rilevazione delle componenti di interesse in un tracciato di qualsiasi tipo. Nel nostro caso è quindi fondamentale eliminare le componenti relative ai disturbi in ingresso e lasciare invariato il segnale elettromiografico di interesse[23].

Prima di definire i sistemi di filtraggio e come funzionano i filtri è bene fare anche una breve introduzione per quanto riguarda i concetti che sono alla base dei segnali.

2.4.3 Introduzione ai segnali

I segnali, fondamentalmente, non sono altro che delle funzioni matematiche tempo varianti che rappresentano la variazione nel tempo di una grandezza fisica (potenziale elettrico nel nostro caso), ed è proprio questa variazione che rappresenta l'informazione [24].

Bisogna però prestare attenzione nel distinguere 'segnale' da 'non segnale': prendiamo ad esempio un tracciato che rappresenta la tensione di alimentazione di una lampadina in funzione del tempo, questo non è propriamente un segnale perché non fornisce alcun informazione utile (se non lo stato di accensione della lampadina); nel nostro caso invece, abbiamo a che fare con un segnale vero e proprio dato che la variazione del potenziale elettrico in funzione del tempo ci fornisce un'informazione sullo stato di polarizzazione delle cellule e quindi della

contrazione muscolare. Ovviamente questo è un discorso molto soggettivo e dipende dal modo in cui un soggetto attribuisce informazione al segnale (è ovvio come ad un elettricista, magari, la tensione di alimentazione della lampadina costituisca un'informazione valida per attestarne il funzionamento).

I segnali possono essere divisi in due principali tipologie: segnali **periodici** e segnali **aperiodici**. Quelli **periodici** sono segnali che si ripetono nel tempo sempre allo stesso intervallo, che viene detto periodo (indicato con la lettera T e misurato in secondi). Il reciproco del periodo T viene definito come frequenza (indicata con la lettera f e misurata in Hz, ovvero 1/secondi). Analogamente, i segnali **aperiodici** sono quelli che non si ripetono nel tempo e, dunque, non seguono uno schema ben preciso.

Nel caso dei segnali reali è difficile pensare all'esistenza di segnali periodici veri e propri; vengono si effettuate delle approssimazioni, ma non accade mai che un evento venga a ripetersi esattamente con stesso periodo e stessa ampiezza ed anche il fatto che un segnale periodico per essere tale debba essere infinito, non permette la sua esistenza.

Concludiamo questa introduzione definendo ulteriori suddivisioni possibili dei segnali: suddivisione temporale e suddivisione variabile-dipendente.

Nella prima suddivisione siamo in grado di definire due tipologie di segnali: segnali **a tempo continuo**, nel caso in cui l'asse dei tempi può assumere qualsiasi valore possibile; oppure segnali **a tempo discreto**, quando l'asse dei tempi assume valori specifici che si trovano sempre ad una distanza predeterminata.

Nella suddivisione variabile-dipendete invece segnali **ad ampiezza continua**, che possono assumere qualsiasi valore reale sull'asse delle ordinate (quindi relativo al segnale); segnali **ad ampiezza quantizzata**, che sono dei segnali discretizzati in ampiezza, quindi il segnale potrà assumere valori predefiniti equidistanti.

Nel caso dei segnali reali è facile pensare come si abbia sempre a che fare con dei segnali a tempo ed ampiezza continui, che non sono altro che **segnali analogici**; ma prima di poter passare al filtraggio del segnale, è bene renderlo a tempo discreto ed ampiezza quantizzata , per far questo vi sono due tecniche chiamate appunto discretizzazione e quantizzazione che permettono dunque al segnale analogico di

diventare un **segnale digitale**, segnale ora decisamente più trattabile per la fase di filtraggio.

2.4.4 Filtri

Determinanti nei segnali reali sono i vari ingressi di disturbo che non ci permettono di visualizzare correttamente le componenti di interesse; questi ingressi causano quello che in signal processing viene anche detto **rumore**. Nel nostro caso tipici disturbi in ingresso possono essere artefatti da movimento, dovuti al cammino dell'individuo che causa spostamento degli elettrodi, oppure errati accoppiamenti all'interfaccia elettrodo-cute, causando ad esempio variazioni di impedenza fino ad arrivare ai cosiddetti disturbi di rete dati dalla tensione di alimentazione (tipicamente a 50Hz, facili da eliminare).

Attraverso l'utilizzo dei filtri siamo in grado, come detto precedentemente, di discriminare le componenti in frequenza che non ci interessano.

I filtri vengono classificati in base al loro comportamento e in base alla forma della rispettiva risposta in frequenza, quindi, prendendo spunto da [25], riconosciamo e descriviamo:

- -filtri passa-basso;
- -filtri passa-alto;
- -filtri passa-banda;
- -filtri elimina-banda;

I filtri passa-basso attenuano le componenti in alta frequenza, lasciando passare

quelle in bassa frequenza, da qui il nome. I passa-alto sono esattamente l'opposto, quindi lasciano passare le componenti in alta frequenza, eliminando quelle in bassa. I passa-banda discriminano tutte le componenti che hanno una frequenza fuori dal range prestabilito dal filtro, mentre gli elimina-banda sono l'inverso, ovvero eliminano le componenti del segnale all'interno del range.

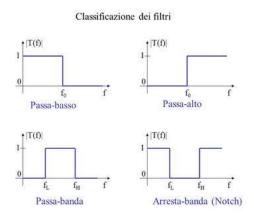


Figura 2.6 - Classificazione filtri

Con il termine **banda** si definisce un intervallo di frequenze. Per completezza è bene definire quella che sono: **banda passante**, ovvero quell'intervallo di frequenze in cui il modulo della risposta in frequenza mantiene approssimativamente un valore costante e diverso da zero e la fase è approssimativamente uguale a zero o uguale a $\pm \pi$ rad (il che equivale a dire che il sistema, in questa banda, non sfasa la sinusoide in ingresso e non inverte la fase) e **banda oscura**, tutto ciò che si trova all'esterno della banda passante.

Per risposta in frequenza si intende, preso un sistema lineare che prende in ingresso un segnale sinusoidale e ne restituisce uno in uscita, la rappresentazione, in ampiezza (o modulo) e fase, della sinusoide in uscita facendo variare la sinusoide in ingresso.

Nella Figura 2.6 relativa alla classificazione dei filtri, vediamo sull'asse delle frequenze un valore fissato 'f₀', per quanto riguarda filtri passa-basso e passa-alto, che sta a rappresentare la frequenza limite dopo la quale il filtro inizia a discriminare o a 'lasciar passare' le componenti; questa frequenza viene anche detta frequenza di taglio. Nel caso invece dei filtri passa-banda ed elimina-banda vi sono due frequenze sull'asse delle ascisse, 'f_L' e 'f_H' che stanno rispettivamente per frequenza di taglio passa-basso (dove 'L' sta per 'low') e frequenza di taglio passa-alto (dove 'H' sta per 'high') appunto perché i filtri che passano/eliminano una determinata banda sono l'unione di un filtro passa-basso più un filtro passa-alto.

In realtà la frequenza di taglio è un valore scelto arbitrariamente e dipende strettamente dalle componenti in frequenza che vogliamo andare ad eliminare (date dai vari disturbi). Concludendo con un esempio possiamo dire che, volendo eliminare il disturbo di rete (disturbo a bassa frequenza, circa 50Hz) andremo ad applicare un filtro passa-alto, eliminando tutte le componenti a bassa frequenza, facendo attenzione però a non eliminare componenti proprie del segnale elettromiografico di interesse.

3 Materiali e metodi

Ora che abbiamo introdotto i concetti di base principali riguardanti il percorso svolto possiamo procedere con la trattazione di tutte le metodologie utilizzate.

Inizialmente sono stati scelti un certo numero di individui, opportunamente suddivisi in gruppi specifici (quindi la casistica); successivamente sono stati registrati tutti i tracciati elettromiografici relativi al cammino di ogni individuo, attraverso l'utilizzo di opportuna strumentazione (acquisizione del segnale EMG); una volta ottenuti i tracciati elettromiografici di tutti gli individui è stata effettuata il processamento del segnale per agevolarne la trattazione (eliminazione di disturbi vari tramite l'utilizzo di opportuni filtri); con i segnali ora trattati possiamo procedere con la statistical gait analysis per evidenziare eventuali differenze fra i vari gruppi; per concludere utilizziamo un'analisi statistica ben precisa per vedere se effettivamente i gruppi presi in considerazione sono statisticamente differenti.

3.1 Casistica

Per effettuare il lavoro sono stati scelti in totale 100 individui, di età compresa fra i 78 ed i 137 mesi ed è stato detto loro di effettuare una camminata che rispecchiasse il più fedelmente possibile la camminata normale svolta durante una giornata.

Ovviamente come possiamo vedere dall'età degli individui, notiamo subito che si tratta di individui in età scolare, età precedente allo sviluppo adolescenziale, ed il numero totale è stato scelto in maniera tale da avere a disposizione una gran quantità di dati per migliorare l'affidabilità dei risultati.

La casistica scelta durante il lavoro prevede la suddivisione di questi cento individui in tre gruppi:

-gruppo A (individui con età compresa fra i 78 ed i 101 mesi, per un totale di 34 soggetti);

-gruppo B (individui con età compresa fra i 102 ed i 118 mesi, per un totale di 32 bambini);

-gruppo C (individui con età compresa fra i 119 ed i 137 mesi, per un totale di 32 bambini);

La sopracitata suddivisione è stata scelta anche in base ai valori di età media, che risultano ben distinti, e deviazione standard. Sotto viene riportata una tabella esplicativa con i relativi valori.

Tabella. 3.1 – Tabella esplicativa relativa alla

Come possiamo vedere bene dai valori di deviazione standard i valori non vengono a sovrapporsi ed otteniamo anche un'ottima numerosità dei gruppi.

CASISTICA 1		
	Età media	Dev standard
GRUPPO A	89,32	6,93
GRUPPO B	109,51	5,61
GRUPPO C	126,33	5,20

3.2 Acquisizione segnale EMG

Durante il nostro lavoro l'acquisizione dei segnali è stata fatta tramite l'utilizzo di specifiche apparecchiature quali: ovviamente un sistema di registrazione multicanale per l'analisi statistica del cammino, foot-switches, goniometri e ginocchio e sonde per sEMG (surface-EMG).

Nel nostro caso il sistema di registrazione è costituito dal modello Step32, prodotto da DemItalia; sistema multicanale, che permettere il monitoraggio di più ingressi (nel nostro caso più muscoli).

Per quanto riguarda i foot-switches, ne sono stati utilizzati tre, di dimensioni 10mm x 10mm x 0.5mm e con forza di applicazione pari a 3N. Questi sono stati applicati rispettivamente al tallone, alla prima e alla quinta testa metatarsale e il loro compito è quello di registrare i contatti che il piede ha con il suolo durante il cammino con il massimo della precisione. Siamo dunque in grado di

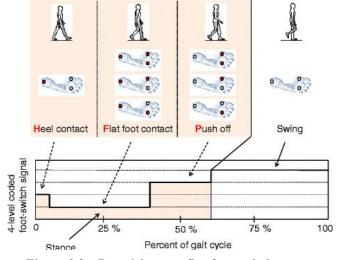


Figura 3.2 – Descrizione grafica foot-switches

vedere, grazie a questa apparecchiatura, quando effettivamente l'individuo si trova nella fase di contatto iniziale, quando in quella intermedia e quando in quella finale di propulsione (in base alla variazione delle forze di contatto).

Successivamente sono stati applicati due goniometri sulla superficie laterale di ciascun arto inferiore (Figura 3.3); dispositivi, questi, in grado di monitorare la variazione angolare dell'articolazione del ginocchio nel piano sagittale.



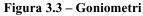






Figura 3.4 – Sonde singole differenziali

Fondamentali sono anche le sonde per sEMG (Figura 3.4); quelle utilizzate in questo lavoro sono sonde singole differenziali (SD) costituite da dischi di Ag con diametro di 4mm, distanza fra gli elettrodi di 12mm, guadagno pari a 1000 e con opportuno utilizzo di filtro passa-alto con frequenza di taglio a 10Hz. Sono state applicate su cinque muscoli: **Tibiale Anteriore** (TA), **Testa Laterale del Gastrocnemio** (GL), **Vasto Mediale** (VM), **Retto del Femore** (RF) e **Bicipite Femorale** (BF).

Successivamente i segnali EMG sono stati amplificati e filtrati con filtro passa-basso (con frequenza di taglio impostata a 450Hz) dal sistema di registrazione; il valore di guadagno può essere scelto in una scala che va da 10000 a 50000 in base al muscolo che stiamo osservando.

Di fondamentale importanza è il trattamento del fenomeno chiamato **crosstalk.** Questo avviene quando due muscoli nella stessa articolazione mostravano attività simultanea con stessa ampiezza. Tuttavia, sono stati effettuati controlli mediante ispezione visiva per evitare questo fenomeno. Più in particolare, per vedere se vi era effettivamente questo crosstalk, venivano utilizzati anche sonde a doppio differenziale (DD) per la registrazione del segnale; successivamente venivano confrontati fra loro il segnale relativo alle sonde SD e quello relativo alle sonde DD, nel caso in cui l'ampiezza del segnale relativo alle sonde DD era significativamente inferiore a

quello relativo alle sonde SD allora il crosstalk era confermato e, dunque, il segnale veniva scartato.

Le sonde DD utilizzate per questo confronto sono a tre barre, ognuna delle quali aveva un diametro di 1mm, una lunghezza di 10mm e una distanza fra gli elettrodi di 10mm; le proprietà di filtraggio e guadagno sono identiche a quelle viste per le sonde SD.

Dopo aver posizionato tutta la strumentazione necessaria, è stato detto ai bambini di compiere un tragitto rettilineo di 10 metri avanti ed indietro per un totale di 2 minuti e mezzo a piedi nudi ad un ritmo naturale (questo perché camminare ad un ritmo prestabilito aumenta significativamente la ripetibilità del nostro segnale EMG).

3.3 Signal processing

Avendo ora a disposizione i tracciati dei segnali li andiamo a trattare con degli appositi filtri.

I segnali relativi ai foot-switches sono stati opportunamente convertiti in quattro livelli: **contatto del tallone** (H, che sta per heel), **contatto della pianta del piede** (F), **push off** (fase di propulsione) e **swing** (relativo all'oscillazione) per poi essere elaborato per classificare i diversi cicli del passo.

I segnali goniometrici, invece, sono stati filtrati con dei filtri passa-basso (con frequenza di taglio a 15Hz) di tipo FIR, ovvero dei filtri Finite Impulse Response (o anche risposta finita all'impulso) che hanno, come suggerisce il nome, 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 finali 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 double-threshold (a doppia soglia) che permette di ottenere gli intervalli di attivazione muscolare.

3.4 Statistical gait analysis

La tecnica che è che abbiamo poi utilizzato in questo lavoro è data proprio dalla **Statistical Gait Analysis**, ovvero quella tecnica che affianca gli studi tipici della statistica alla vera e propria analisi del cammino così da poter evidenziare, in una sottopopolazione di individui differenti fra loro, (che sia sesso o età, come nel nostro caso) differenze statistiche con il variare di questi parametri dando, a volte, un saldo contributo alla pratica clinica.

Più in particolare questa tecnica l'abbiamo utilizzata per descrivere il cammino calcolando la media delle caratteristiche relative all'sEMG e quelle spazio-temporali, fatte sempre sulla stessa prova di marcia.

Durante la deambulazione il numero di attivazioni muscolari all'interno di un ciclo dipende dal ciclo stesso, pertanto varia da falcata a falcata. Appunto per questo, le medie degli istanti di on/off muscolari bisogna farle considerando ogni singola modalità di attivazione. A livello teorico il **numero di attivazioni** non è altro che il numero di volte che il muscolo viene reclutato durante un singolo ciclo del passo, ovvero il numero di volte che quest'ultimo si attiva.

Nel nostro lavoro siamo andati a calcolare le medie degli istanti di on/off per ogni modalità di attivazione (che va dalla modalità a singola attivazione, fino ad arrivare alla modalità a cinque attivazioni) ed ogni muscolo. Ovviamente tutto questo è stato fatto tenendo conto della precedente suddivisione dei gruppi; quindi, facendo un esempio, abbiamo calcolato la media degli istanti di on/off relativi alla modalità a due attivazioni del muscolo Bicipite Femorale (BF) per ogni gruppo ed ogni muscolo.

La **SGA** fornisce anche un altro importantissimo parametro chiamato **occurence frequency**, che non è altro che il rapporto fra il numero di cicli del passo relativi ad N attivazioni ed il numero totale dei passi; quindi, definisce quale modalità di attivazione (se 1, 2, 3, 4 o 5) è stata maggiormente riscontrata nel passo. Anche qui, come per gli istanti on/off, abbiamo calcolato le medie relative a tutti i muscoli, tutti i gruppi e tutte le modalità di attivazione.

3.5 Analisi statistica

Per quanto riguarda l'analisi statistica, tutti i valori sono stati riportati come media ± standard deviations (SD). Quest'analisi è iniziata con la suddivisione di tutti i valori ottenuti in vettori; quindi, facendo un esempio, avremo un vettore relativo alle frequenze di reclutamento del gruppo A per il muscolo Tibiale Anteriore (TA) nella modalità a tre attivazioni, uno relativo al gruppo B ed uno relativo al gruppo C, tutto questo per ogni muscolo, ogni modalità di attivazione ed ogni gruppo. Il nostro scopo era quello, innanzitutto, di controllare se i vettori avessero una distribuzione normale attraverso il **Lilliefors Test**; una volta verificata la normalità dei tre vettori (uno per ogni gruppo) si procedeva con un ulteriore test per controllare se effettivamente ci fossero differenze statistiche fra i vari gruppi.

Più in particolare, nel caso in cui tutti e tre i vettori risultassero normali, avremmo utilizzato il cosiddetto **Anova Test**: un test parametrico utile per vedere se vi è effettivamente differenza statistica significativa fra tre vettori con distribuzione normale. Nel caso in cui invece i tre vettori non risultassero normali, viene utilizzata una variante dell'Anova Test ovvero il **Kruskal-Wallis** che svolge lo stesso compito. Questi test sono stati effettuati nell'ambiente di programmazione Matlab che fornisce prontamente tre funzioni dedicate per i test sopra descritti, rispettivamente Lillietest (per il Lilliefor Test), Anova1 (per l'Anova Test) e Kruskalwallis (per il Kruskal-Wallis Test). La funzione lillietest prendeva in input il vettore (relativo ad uno dei gruppi) e restituiva in output un valore, se questo valore fosse stato nullo allora il vettore avrebbe presentato una distribuzione normale altrimenti, se il valore in output equivaleva ad uno, no.

Per quanto riguarda le rimanenti due funzioni, entrambe prendevano in input i tre vettori e restituiscono in output tre valori specifici:

-un **valore numerico p** che, se minore dalla soglia di 0.05, garantiva differenza significativa;

-una tabella di valori;

-una **struct** aggiuntiva di dati statistici molto utile per un confronto grafico multiplo;

Quest'ultima struttura veniva utilizzata insieme alla funzione **multcompare** che restituiva un grafico comparativo fra i tre vettori (nel nostro caso, dunque, i tre gruppi) per poter ottenere i risultati che tratteremo nel capitolo successivo.

4 Risultati

In questo capitolo osserveremo i risultati ottenuti sia per quanto riguarda le attivazioni muscolari, la frequenza di reclutamento, i dati basografici e le varie caratteristiche del passo (fra le quali riconosciamo matching cycles, cadence, cycle duration, single support duration e double support duration).

4.1 Attivazioni muscolari

Per quanto riguarda questo paragrafo riportiamo di seguito tutti i grafici relativi alle cinque attivazioni muscolari in funzione della % Gait Cycle divisi per ogni muscolo ed ogni gruppo.

4.1.1 Tibiale Anteriore

Per quanto riguarda questo muscolo la maggior parte dell'attivazione avviene dal 60% circa del gait cycle per poi terminare al 95%, in modalità a due attivazioni (come possiamo notare dal grafico raffigurato in Figura 4.0).

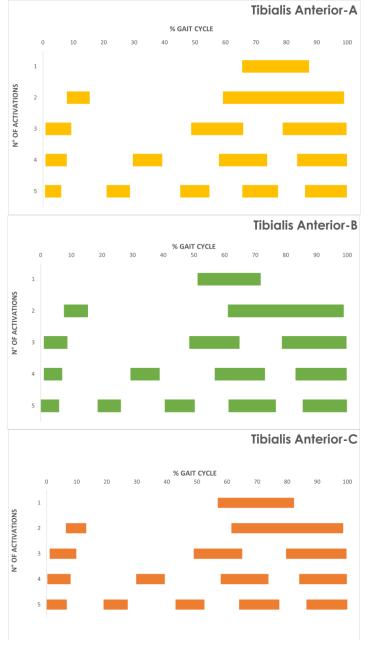


Figura 4.0 –Grafico raffigurativo attivazioni muscolari Tibiale Anteriore del gruppo A, B e C

4.1.2 Gastrocnemio Laterale

Nel Gastrocnemio Laterale invece la maggior parte dell'attivazione ricade nell'intervallo che va dal 15% a circa il 50% (riscontrabile nella modalità ad una attivazione in Figura 4.1).

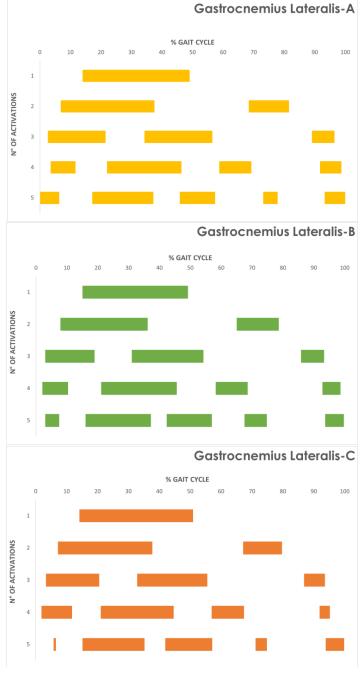


Figura 4.1 – Grafico raffigurativo attivazioni muscolari Gastrocnemio Laterale del gruppo A, B e C

4.1.3 Vasto Mediale

Qui invece, in media, otteniamo due zone di maggior attività muscolare, la prima che va dal 2% al 20% e la seconda che va dall'85% fino al 100% (sparse equamente per tutte le modalità di attivazione).



Figura 4.2 – Grafico raffigurativo attivazioni muscolari Vasto Mediale del gruppo A, B e C

4.1.4 Retto del Femore

Qui la situazione è quasi analoga a quella vista per il muscolo precedente, anche se con più variabilità; principalmente ci sono due zone di maggior attività, la prima che va dal 5% al 18% e la seconda dall'80% al 95%.

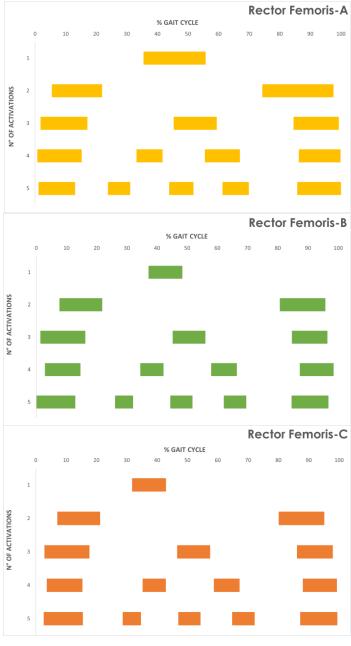


Figura 4.3 – Grafico raffigurativo attivazioni muscolari Retto del Femore del gruppo A, B e C

4.1.5 Bicipite Femorale

Per il bicipite femorale invece la zona di maggior attivazione è l'ultima, relativa all'intervallo che va dal 75% al 100%; vi è poi la prima attivazione che varia in base al numero di attivazioni.

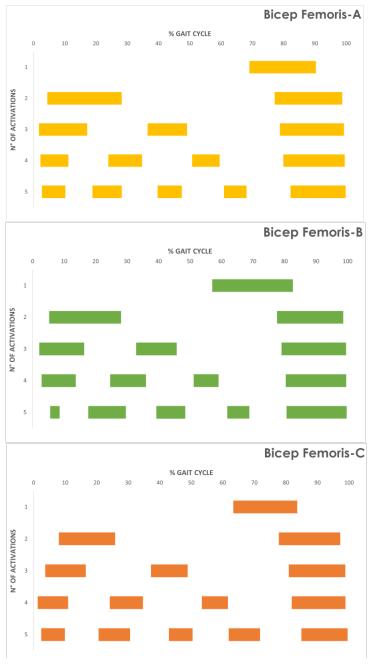


Figura 4.4 – Grafico raffigurativo attivazioni muscolari Bicipite Femorale del gruppo A, B, C

4.2 Occurrence Frequency

I risultati ottenuti sulla frequenza di reclutamento sono molto interessanti dato che in molteplici casi è stata riscontrata una differenza significativa fra i vari gruppi. Scendendo più nel particolare, dividiamo il discorso in base ai muscoli trattati.

4.2.1 Tibiale Anteriore

Per il muscolo Tibiale Anteriore non sono state registrate differenze statistiche significative per nessuna modalità di attivazione; tuttavia, per quanto riguarda la modalità a tre attivazioni è stata riscontrata una differenza grafica abbastanza marcata, seppur non significativa, del gruppo C rispetto agli altri due (che risultavano praticamente identici), mentre per le altre modalità di attivazione si riscontrano rispettivamente andamento crescente per la modalità ad una attivazione, andamento decrescente per la modalità a due attivazioni e crescente per la modalità a quattro e cinque attivazioni; come è possibile notare dal grafico riportato in Figura 4.5.

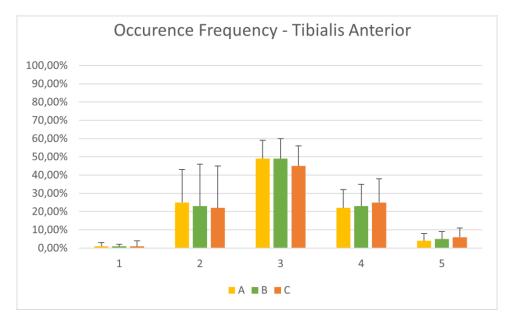


Figura 4.5 - Grafico comparativo OF-Tibiale Anteriore

4.2.2 Gastrocnemio Laterale

Diversi sono i risultati ottenuti per il muscolo Gastrocnemio Laterale, dove abbiamo riscontrato invece differenze significative fra i vari gruppi per quanto riguarda la modalità a tre e a quattro attivazioni. Nel caso di modalità a tre attivazioni l'andamento è di tipo decrescente e la differenza significativa è stata

riscontrata fra gruppo A e gruppo C (p=0.036). Stessa identica situazione per quanto riguarda la modalità a quattro attivazioni, con differenza fra gruppo A e gruppo C (p=0.034).

Inoltre, è interessante vedere come anche per la modalità ad attivazione singola ci sia una differenza, seppur non significativa, fra il gruppo A e i due rimanenti (vedi Figura 4.6). Per la modalità a due attivazioni riscontriamo un leggero andamento crescente, mentre per quella a cinque attivazioni, invece, un leggero andamento decrescente.

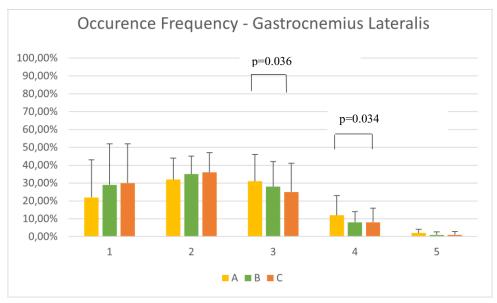


Figura 4.6 – Grafico comparativo OF-Gastrocnemio Laterale

4.2.3 Vasto Mediale

Nel Vasto Mediale l'unica differenza significativa che è stata trovata è relativa alla modalità a due attivazioni fra il gruppo B e quello C (p=0.035), con un andamento molto particolare (vedi Figura 4.7): il gruppo A presentava un valor medio, il gruppo B presentava il valore maggiore mentre il C quello minore. Anche qui è possibile apprezzare una differenza a livello grafico per quanto riguarda la modalità a singola attivazione, dato che il gruppo C si distacca dai gruppi A e B. Segnaliamo per completezza un leggero andamento decrescente per la modalità a tre attivazioni e anche una totale assenza di differenza fra i gruppi nelle modalità a quattro e a cinque attivazioni.

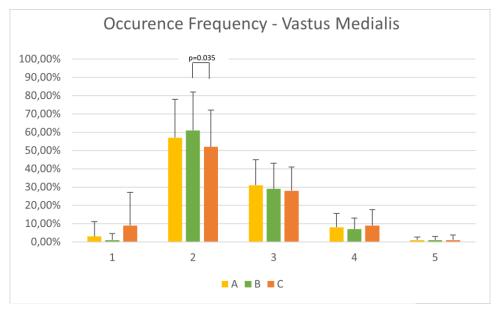


Figura 4.7 – Grafico comparativo OF-Vastus Medialis

4.2.4 Retto del Femore

Questo è sicuramente il muscolo dove abbiamo riscontrato maggiori differenze fra i vari gruppi per quanto riguarda la frequenza di reclutamento, infatti solamente per la modalità a cinque attivazioni non è stata riscontrata differenza statistica, seppur una modesta differenza grafica del gruppo B rispetto agli altri due.

Procediamo con il descrivere più approfonditamente le varie modalità: nella modalità ad una attivazione è il gruppo C che è statisticamente diverso sia rispetto al gruppo A che rispetto al gruppo B (p=0.009); nella modalità a due attivazioni e a tre attivazioni abbiamo ottenuto le stesse differenze fra gruppi riscontrate nella modalità a singola attivazione, seppure con valori del fattore p diversi (p=0.005 per la modalità a due e p=0.002 per la modalità a tre); nella modalità a quattro attivazioni, infine, i gruppi A e B risultano molto simili, mentre discostano tra loro il gruppo B ed il gruppo C (p=0.038). Viene riportato il grafico relativo a questo muscolo nella Figura 4.8.

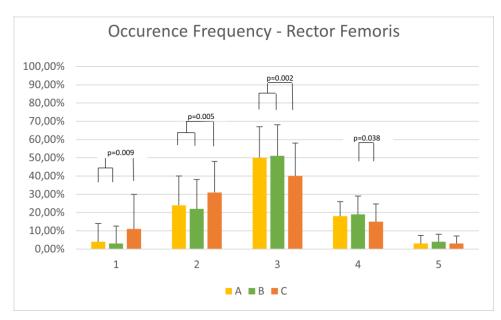


Figura 4.8 – Grafico comparativo OF-Retto del Femore

4.2.5 Bicipite Femorale

Per quanto riguarda questo ultimo muscolo, è stata trovata differenza statistica significativa solamente per la modalità a quattro attivazioni, dove il gruppo A presenta un valor medio, mentre il gruppo B e C sono diversi.

Nelle modalità ad una e due attivazioni i gruppi A e B sono simili mentre il gruppo C si distacca dai primi due (prendendo un valore maggiore nella modalità a singola attivazione ed una minore in quella a due attivazioni, come si può vedere in Figura 4.9). Per concludere, nelle modalità a tre ed a cinque attivazioni non è stata riscontrata alcuna differenza grafica.

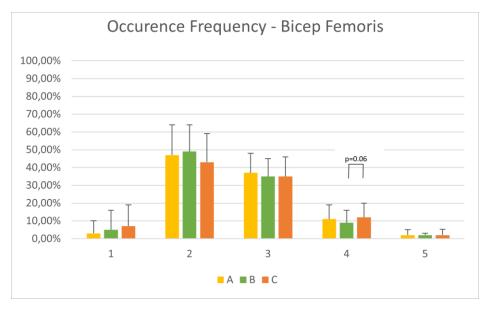


Figura 4.9 – Grafico comparativo OF-Bicipite Femorale

4.3 Dati Basografici

In questo paragrafo andiamo a trattare le varie durate delle fasi del passo (descritte nel paragrafo 4.3 relativo al Signal Processing nel capitolo Materiali e Metodi), quindi durata del **contatto del tallone**, del **contatto della pianta del piede**, della fase di **push off** e della fase di **swing**, relativi ad ogni gruppo.

4.3.1 Heel Contact

Per quanto riguarda la durata del contatto del tallone è stata effettivamente riscontrata una differenza statistica significativa del gruppo A rispetto ai due gruppi B e C (p=0.000523) che hanno valori inferiori rispetto all'altro gruppo. In figura è riportato il grafico relativo ai valori.

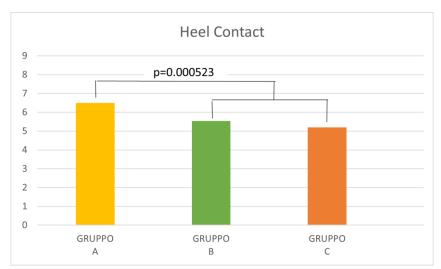


Figura 5.0 – Grafico comparativo Heel Contact

4.3.2 Flat Foot Contact

Nella fase relativa al contatto della pianta del piede si è ripresentata la stessa identica situazione vista per il contatto del tallone, quindi il gruppo A che si discosta significativamente dagli altri due gruppi (p=0.0015). In Figura 5.1 i dettagli relativi ai valori.

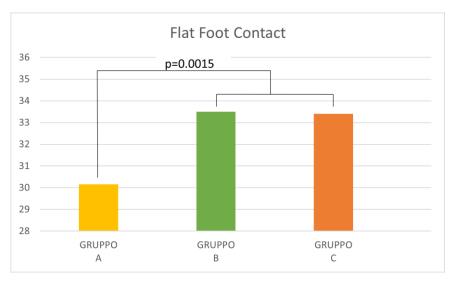


Figura 5.1 - Grafico comparativo Flat Foot Contact

4.3.3 Push Off

Nella fase di push off non è stata riscontrata alcuna differenza fra i vari gruppi, che risultano praticamente identici (come mostra il grafico in Figura 5.2).



Figura 5.2 – Grafico comparativo Push Off

4.3.4 Swing

Concludiamo con la descrizione dei risultati ottenuti per la fase di swing; qui non è stata riscontrata differenza significativa fra i gruppi, tuttavia è comunque interessante vedere che nel grafico (vedi Figura 5.3) c'è una differenza fra il gruppo A ed il gruppo B.

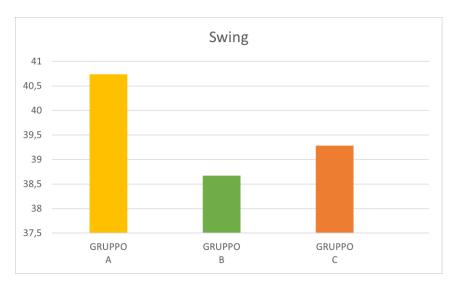


Figura 5.3 – Grafico comparativo Swing

4.4 Caratteristiche del Passo

Come detto prima, sono molteplici le caratteristiche del passo; fra queste riconosciamo: matching cycles ovvero tutti quei cicli che "matchano" con quello standard; cadence, che non è altro che la cadenza del passo, quindi il ritmo relativo ad ogni persona ed espresso come passi/minuto; cycle duration, parametro relativo alla durata dell'intero ciclo del passo; single support duration e double support duration che rappresentano rispettivamente la durata del supporto singolo (relativo all'appoggio di un solo arto) e la durata del doppio supporto (quindi relativo all'appoggio di entrambi gli arti).

4.4.1 Matching Cycles

Per questo parametro è stata riscontrata differenza statistica significativa fra i primi due gruppi A e B e il terzo gruppo C (p=7.53*10⁻⁷), che presenta valori minori.

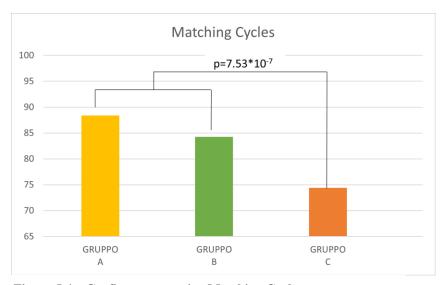


Figura 5.4 – Grafico comparativo Matching Cycles

4.4.2 Cadence

La cadenza anche ha mostrato una variazione significativa tra tutti e tre i gruppi con andamento perfettamente decrescente (p=1.24*10⁻¹⁰). Risultano, dunque, tutti completamente differenti, come mostra il grafico in Figura 5.5.

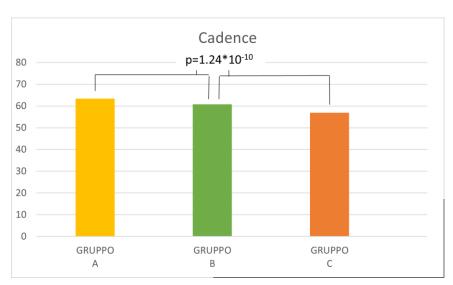


Figura 5.5 – Grafico comparativo Cadence

4.4.3 Cycle Duration

In questo caso la differenza principale è stata notata nel gruppo C che risulta particolarmente discostato (p=1.01*10⁻⁹) rispetto ai valori riscontrati per il gruppo A ed il gruppo B, che sono comunque diversi tra loro anche se non significativamente. Si riporta qui sotto il grafico relativo che descrive un tipico andamento crescente.

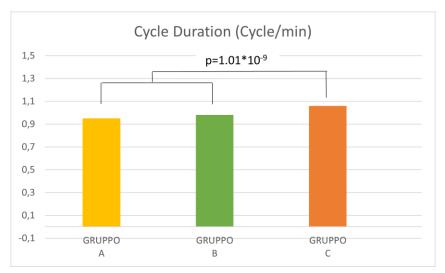


Figura 5.6 – Grafico comparativo Cycle Duration

4.4.4 Single Support Duration

Anche per questo parametro vi è differenza significativa fra i vari gruppi; più in particolare tra il gruppo A ed il gruppo B (p=0.026), il C si colloca esattamente come valor medio fra gli altri due gruppi (anche se si avvicina più al valore del gruppo B).

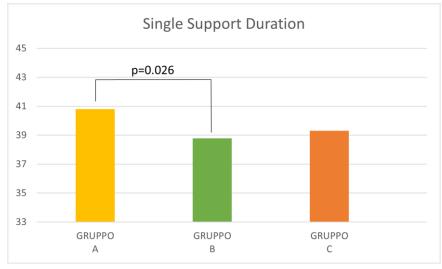


Figura 5.7 - Grafico comparativo Single Support Duration

4.4.5 Double Support Duration

Concludiamo con il descrivere i risultati relativi a questo ultimo parametro, che, come tutti gli altri, presenta differenza statistica significativa fra i vari gruppi; in particolare fra il gruppo A e i due rimanenti (p=0.002), che risultano molto simili (come mostrato in Figura 5.8).



Figura 5.8 - Grafico comparativo Double Support Duration

5 Discussione e conclusioni

In questo capitolo andremo a discutere i risultati elencati nel capitolo precedente cercando di mettere in evidenza i punti più significativi che abbiamo ottenuto con questo lavoro.

5.1 Occurrence Frequency

Come si può evincere dai risultati, le differenze più marcate e statisticamente significative che abbiamo notato nelle frequenze di reclutamento sono state a livello del **Retto del Femore**, dove quattro modalità di attivazione su cinque risultano influenzate dalla variazione dell'età preadolescenziale. In particolare i nostri risultati evidenziano come i due gruppi di età più giovane (gruppo A e B) abbiano una frequenza di reclutamento del retto femorale (Figura 4.8) statisticamente minore al gruppo con età più elevata (gruppo C) in quelle modalità di attivazione con un numero basso di attivazioni (1 e 2), mentre la tendenza si inverte per le quelle modalità di attivazione con un numero più elevato di attivazioni (3 e 4). Questo suggerisce che con l'aumentare dell'età, il bambino cominci a ridurre la frequenza di reclutamento muscolare, avvicinandosi sempre di più a

quello che avviene nell'adulto (come anche confermato dal lavoro svolto in [12]). Questa tendenza è confermata, anche se non statisticamente, anche dagli altri muscoli (in particolare il **Gastrocnemio Laterale**, Figura 4.6).

5.2 Dati Basografici

Per quanto riguarda le fasi del passo, le principali differenze sono state trovate durante la prima fase di **contatto del tallone** e il successivo **contatto della pianta del piede.** Nella prima notiamo come la fase di Heel strike diminuisca significativamente all'aumentare dell'età. Conseguentemente, la durata della fase di Flat Foot Contact aumenta con l'età. Questo evidenzia come i bambini di maggiore età siano in grado di ridurre i tempi di transizione tra i vari passi (e cioè la fase di heel strike) e di prolungare le fasi di contatto con il terreno dove c'è maggiore necessità di stabilità e cioè di avere il piede ben piantato in terra, visto che l'altro controlaterale è staccato dal terreno in fase di oscillazione. Dopo queste prime fasi del passo la situazione si stabilizza nelle fasi di **push off** e **swing**, dove non sono state riscontrate differenze legate all'età.

5.3 Caratteristiche del Passo

Le più grandi differenze riscontrate con questo lavoro sono state trovate per quanto riguarda le caratteristiche spazio/temporali del passo, ottenendo ottimi risultati.

Andando nello specifico vediamo come soggetti di età più avanzata tendono ad avere una percentuale di **matching cycles** più bassa rispetto a soggetti di età inferiore.

Per quanto riguarda la **cadence** tende a diminuire con l'aumentare dell'età, quindi possiamo affermare che la cadenza del passo è inversamente proporzionale all'aumentare dell'età. Strettamente legato alla cadenza è la durata totale del ciclo di un passo, quindi la **cycle duration**, i cui risultati sono ampiamente giustificati da quelli ottenuti per la cadenza; risulta dunque che individui di età più avanzata hanno una durata totale del ciclo del passo maggiore rispetto ad individui di età inferiore.

Concludiamo la discussione dei risultati parlando delle differenze riscontrate nelle durate delle modalità di supporto a singolo arto e a doppio arto, quindi per **single support** duration e double support duration.

Nella modalità a singolo supporto vediamo che le principali differenze sono fra i primi due gruppi, in questo caso l'aumentare dell'età si traduce in una diminuzione della durata del supporto a singolo arto; mentre nella modalità a doppio supporto la situazione è esattamente opposta a quella precedente, quindi un aumento dell'età in questo caso causa

un aumento significativamente differente della durata del supporto a due arti; quindi soggetti di età maggiore tendono a rimanere in supporto singolo per minor tempo e maggior tempo in supporto doppio.

Possiamo dunque concludere l'elaborato dicendo che, nonostante siano già note le variazioni del cammino che vengono a presentarsi durante l'età adolescenziale [12], in realtà piccole anticipazioni di queste modifiche funzionali vengono a presentarsi anche in età scolare, seppur in maniera ovviamente meno marcata come anticipo di ciò che avverrà negli anni dell'adolescenza.

Bibliografia

- [1] J. Perry, «Gait analysis. Normal and pathological function», SLACK Incorporated, 1992.
- [2] D. A. Winter, «Biomechanics and motor control of human movement», 2nd edizione, Wiley, 1990.
- [3] Y. Blanc, C. Balmer, T. Landis, F. Vingerhoets, «Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: normative data for healthy adults», Gait Posture, 1999.
- [4] D. H. Sutherland, «The evolution of clinical gait analysis part II-Kinematics», Gait Posture, 2002.
- [5] D. H. Sutherland, «The evolution of clinical gait analysis part III-Kinetics and energy assessment», Gait & Posture, 2005.
- [6] S. J. Hillman, «Development of temporal and distance parameters of gait in normal children», Gait & Posture, 2009, 29.1: 81-85.
- [7] D. H. Sutherland, «The development of mature gait», The Journal of Bone and Joint Surgery, 1980, 62.3: 336-353.
- [8] W. Chang, «Kinesiological surface electromyography in normal children: range of normal activity and pattern analysis», Journal of Electromyography and Kinesiology, 2007, 17.4: 437-445.
- [9] M. H. Schwartz, A. Rozumalski, J. P. Trost «The effect of walking speed on the gait of typically developing children», Journal of biomechanics, 2008, 41.8: 1639-1650.
- [10] R. G. Shiavi, «Normative childhood EMG gait patterns», Journal of orthopaedic research, 1987, 5.2: 283-295.
- [11] S. C. Dusing, D. E. Thorpe, «A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite® electronic walkway», Gait & Posture, 2007, 25.1: 135-139.
- [12] F. Di Nardo, G. Laureati, A. Strazza, A. Mengarelli, L. Burattini, V. Agostini, A. Nascimbeni, M. Knaflitz, S. Fioretti, «Is child walking conditioned by gender? Surface EMG patterns in female and male children», Gait & Posture, 2017.

- [13] F. Perna, «Il Muscolo Scheletrico: Anatomia e Fisiologia Della Contrazione Muscolare», 22 settembre 2016. Available at: http://chinesiogroup.it/fisiologia-della-contrazione-muscolare/.
- [14] L. P. Gartner, J. L. Hiatt, «Istologia», EdiSES, terza edizione, 2010.
- [15] N. Campbell, J. B. Reece, «Biology», Pearson, 1987.
- [16] M. Maffia, «Contrazione Muscolare», Dispense del corso di laurea in Biotecnologie, Università Del Salento
- [17] S. Grassi, «Il Muscolo Liscio», Dispense del corso di Fisiologia, Università degli studi di Perugia.
- [18] «Analisi del Cammino 1° parte», a cura di Scienze Motorie, 29 giugno 2016. Available at: https://www.scienzemotorie.com/analisi-del-cammino/.
- [19] R. Paparella Treccia, «Il Piede dell'uomo», Verduci, 1978.
- [20] J. Padulo, K. Chamari, L. P. Ardigò, «Walking and running on treadmill: the standard criteria for kinematics studies», Muscle Ligaments Tendons J, 2014.
- [21] E. Latour, M. Latour, J. Arlet, Z. Adach, A. Bohatyrewicz, «Gait functional assessment: Spatio-temporal analysis and classification of barefoot plantar pressure in a group of 11-12-year-old children», Gait Posture, 2011.
- [22] N. Vanello, «Elettromiografia (EMG) dalle lezioni del Prof. Landini Integrate con le lezioni del Prof. Tognetti», Dispense del corso di laurea magistrale in Ingegneria Biomedica, Research Center E. Piaggio, Università di Pisa, 2018/2019.
- [23] A. V. Oppenheim, R. W. Schafer, «Discrete-Time Signal Processing», Prentice Hall, 1989.
- [24] «Segnali», Descrizione a cura del sito Elemania. Available at: http://www.elemania.altervista.org/sensori/segnali/segnal.html.
- [25] «Filtri Tipi di filtro e classificazione» , Available at: http://www.elemania.altervista.org/filtri/filtri/filtri1.html.
- [26] V. Agostini, A. Nascimbeni, A. Gaffuri, P. Imazio, M. G. Benedetti, M. Knaflitz, «Normative EMG activation patterns of school-age children during gait», Gait & Posture, 3 giugno 2010.

Ringraziamenti

Ritengo infine doveroso dedicare questo spazio dell'elaborato a chi ha contribuito alla realizzazione dello stesso.

Un ringraziamento particolare va al mio relatore Prof. Francesco Di Nardo, che con infinita pazienza, disponibilità e professionalità mi ha seguito durante tutto il percorso, fornendomi le conoscenze ed il materiale necessari per la stesura di questo elaborato.

Ulteriore ringraziamento va anche al mio correlatore Prof. Sandro Fioretti, dimostratosi sempre disponibile e cordiale.

Concludo con il ringraziare infinitamente mia madre e mio padre, per il sostegno dimostratomi in ogni situazione affrontata in questi anni, e tutta la mia famiglia, con particolare riferimento a mia nonna, per avermi supportato e motivato durante tutto il mio percorso universitario.