

FACOLTÀ DI INGEGNERIA  
CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN INGEGNERIA  
BIOMEDICA



**VALUTAZIONE DELLA MATURITÀ DEL CAMMINO  
TRAMITE ANALISI DEL SEGNALE EMG**

**EVALUATION OF THE MATURITY OF THE WALK  
THROUGH EMG SIGNAL ANALYSIS**

Relatore:  
Prof. Francesco di Nardo

Presentata da:  
Luca Marziani

Correlatore:  
Prof. Sandro Fioretti

A.A. 2018/2019

# Indice

<b>Introduzione</b> .....	6
<b>1 Analisi del cammino</b> .....	8
1.1 Il cammino.....	8
1.2 Caratteristiche spazio-temporali del cammino.....	11
1.3 Reclutamento muscolare durante il cammino.....	15
<b>2 Elettromiografia</b> .....	19
2.1 Che cos'è l'elettromiografia.....	19
2.1.1 Cenni storici.....	19
2.1.2 Prime distinzioni.....	20
2.1.3 Usi principali dell'EMG.....	21
2.2 Analisi dello strumento.....	21
2.2.1 Schema a blocchi.....	21
2.2.2 Elettrodi.....	22
2.2.3 Preamplificatore.....	25
2.2.4 Filtri.....	26
2.2.5 Amplificatore principale.....	29
2.2.6 Convertitore A/D.....	30
2.2.7 Optoisolatore.....	31
2.3 Il segnale EMG.....	32
2.3.1 Acquisizione del tracciato EMG.....	32
2.3.2 Il tracciato EMG.....	35
2.3.3 Spettro del segnale.....	36
2.3.4 Preparazione della pelle.....	37
2.3.5 Composizione degli elettrodi di superficie.....	38

2.3.6	Posizionamento elettrodi.....	39
2.4	Sorgenti di disturbo EMG.....	40
2.4.1	Azione filtrante dei tessuti.....	40
2.4.2	Altri segnali di disturbo.....	41
<b>3</b>	<b>Materiali e metodi.....</b>	<b>42</b>
3.1	Statistical gait analysis .....	43
3.2	Linear envelope.....	47
3.3	Analisi wavelet.....	48
<b>4</b>	<b>Set-up sperimentale e obiettivo degli studi analizzati.....</b>	<b>51</b>
4.1	“Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking” .....	51
4.2	“ Repeatability of surface EMG during gait in children”.....	52
4.3	“Normative EMG activation patterns of school-age children during gait”.....	54
4.4	“Walking speed effects on the lower limb electromyographic variability of healthy children aged 7–16 years” .....	56
4.5	“Is child walking conditioned by gender? Surface EMG patterns in female and male children” .....	58
<b>5</b>	<b>Risultati.....</b>	<b>59</b>
5.1	“Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking” .....	59
5.2	“ Repeatability of surface EMG during gait in children”.....	67
5.3	“Normative EMG activation patterns of school-age children during gait”.....	69
5.4	“Walking speed effects on the lower limb electromyographic variability of healthy children aged 7–16 years” .....	71
5.5	“Is child walking conditioned by gender? Surface EMG patterns in female and male children” .....	73

<b>Discussione e conclusioni</b> .....	77
<b>Bibliografia e sitografia</b> .....	79

Alla mia famiglia.

## Introduzione

A differenza dell'uomo, la maggior parte delle specie animali sono in grado di camminare a poche ore dalla nascita o comunque sorprendentemente presto. La stazione eretta tipica della specie umana è intrinsecamente instabile: in tale posizione infatti il corpo, lasciato a sé stesso, cadrebbe assecondando la gravità terrestre. Malgrado ciò il corpo tipicamente non cade, perché il nostro corpo dispone di una regolazione fine ed efficace dell'equilibrio, che gli assicura un ampio margine di sicurezza [1]. Tale regolazione attraverso un processo di maturazione del sistema muscolo scheletrico consente all'uomo, già dai primi anni di vita, di acquisire abilità e competenze posturali e motorie. La lenta maturazione che avviene nella nostra specie si pensa collegata alla particolare complessità nello sviluppo del sistema nervoso centrale e all'unicità della sfida del controllo posturale bipede. L'acquisizione della postura eretta è infatti un vincolo critico necessario che deve precedere lo sviluppo del cammino indipendente. Nonostante le impressionanti somiglianze riscontrate nel controllo sensoriale dei movimenti del cammino tra i bambini piccoli e gli adulti, e dei movimenti ritmici in genere, anche un osservatore poco esperto nota che i primi approcci al cammino indipendente fatti da un bambino sono molto lontani dallo schema del passo maturo osservato in un adulto. La questione su quali fattori controllano la maturazione del cammino è da sempre considerata affascinante ed interessante per molti studiosi, tra i quali fisiologi, neuroscienziati, pediatri, fisioterapisti e studiosi della Gait Analysis. In genere i bambini sono in grado di mantenersi in piedi all'incirca a sei mesi, iniziano a gattonare attorno ai nove mesi, a camminare senza alcun supporto circa ad un anno di età e ad acquisire un modello di cammino maturo a tre anni [2]. Ciò viene confermato anche in altri studi come [3] in cui si indica i 14 mesi come tempo mediamente necessario ad un infante affinché la flessione-estensione rudimentale degli arti inferiori possa divenire una vera e propria coordinazione motoria che consenta di stare in piedi e muoversi autonomamente [4].

Superato questo periodo iniziale, si verifica una fase di assestamento, in cui i parametri del passo tendono a raffinarsi in maniera più precisa [5]. È quindi divenuto interesse comune cercare di capire quale o quali fossero i fattori rappresentativi nello sviluppo del cammino. Un' altro esperimento cardine tra gli studi sullo sviluppo motorio è stato condotto sui pattern del cammino in bambini di età differenti per periodi variabili tra un mese e oltre due anni di osservazioni, nel quale è stato riscontrato che la cadenza e la lunghezza del passo sono indipendenti da età e velocità di andatura, ed il fattore determinante è stato individuato nella crescita del peso dei segmenti corporei [6]. L'età di stabilizzazione dei pattern adulti è stata trovata essere intorno al quinto anno, mentre è risultata esserci ancora molta variabilità a 4 anni. A seguito di queste considerazioni lo scopo del presente lavoro di tesi è stato quello di ricercare, analizzare e raccogliere le posizioni formulate dalla letteratura, metterle a confronto e valutare attraverso l'analisi del segnale elettromiografico lo sviluppo del cammino maturo in soggetti sani, cercando anche di definire una fascia di età in cui si arriva al raggiungimento di tale sviluppo motorio. Il progetto si inserisce nell'ambito dell'analisi del cammino o Gait Analysis, essendo la locomozione il movimento maggiormente utilizzato al fine di una valutazione quantitativa del movimento di soggetti con limitazioni motorie e funzionali. Per valutare i cambiamenti che si verificano durante il processo di maturazione del passo, occorre esaminare i dati di misura della Gait Analysis. L'analisi del cammino permette di valutare simultaneamente tre tipi di dati: dati relativi alla cinematica del corpo, cioè posizione e orientamento dei segmenti anatomici durante il movimento, dati dinamici, relativi cioè a forze e momenti angolari correlati al movimento e i dati elettromiografici, ovvero segnali elettrici muscolari acquisiti per mezzo di elettrodi durante il cammino. Concentreremo l'attenzione sui dati elettromiografici, i quali sono associati all'attivazione neuromuscolare del muscolo, quindi all'attivazione delle unità motorie muscolari. Normalmente durante il cammino l'attività elettrica dipende sia dalla capacità di reclutamento di unità motorie da parte del muscolo, sia dalla sua capacità di eccitare ciascuna unità motoria. Gli articoli presi in considerazione hanno portato a risultati interessanti che verranno sviluppati nel corso del presente lavoro.

# Capitolo 1

## **Analisi del cammino**

### 1.1 Il cammino

“Qualunque aspetto del movimento umano si voglia studiare, per prima cosa occorre osservarlo” (Galileo Galilei). A questo scopo si sfruttano i sistemi di analisi del movimento, i quali permettono lo studio quantitativo del movimento umano. In principio l'analisi del movimento veniva utilizzata esclusivamente in ambito medico, in particolare per lo studio della fisiopatologia dell'apparato muscolo scheletrico. Col tempo si è poi cominciato ad utilizzarla anche in altri ambiti, quali l'ergonomia (progettazione di attrezzi e protesi secondo i principi della biomeccanica), lo sport (analisi quantitativa del gesto atletico, miglioramento delle prestazioni, prevenzione degli infortuni), o altro (animazione digitale, videogames, realtà virtuale). Dal punto di vista metodologico, l'analisi del movimento richiede l'utilizzo simultaneo di diversi strumenti. Tramite la stereofotogrammetria, quindi l'uso di telecamere e markers, è possibile ottenere parametri cinematici, quali gli angoli di flessione-estensione, abduzione-adduzione, rotazione interna-esterna alle articolazioni della caviglia, ginocchio ed anca, velocità ed accelerazione. Oltre a questi dati, la ripresa video ci permette di avere informazioni qualitative di supporto all'indagine clinica, come ad esempio le traiettorie dei markers. L'impiego di pedane di forza e di solette di pressione permette di ottenere le coordinate del centro di pressione, le forze e i momenti di reazione al suolo. Aggiungendo questi dati a quelli ricavati tramite le riprese video è possibile calcolare importanti variabili dinamiche: momenti e potenze alle articolazioni della caviglia, del ginocchio e dell'anca. Sempre grazie ai sensori di pressione possono essere valutati parametri temporali, quali il periodo del ciclo del passo e gli intervalli di appoggio e oscillazione. L'elettromiografia permette infine di misurare l'attività dei muscoli durante il movimento utilizzando dati registrati con elettrodi di superficie (sEMG). Riassumendo, l'analisi del movimento comprende tutte le metodiche strumentali atte a fornire misure quantitative del movimento



(cinematica: angoli di movimento), cause dello stesso (dinamica: forze e momenti articolari), parametri spazio-temporali e dati elettromiografici del paziente. Un'applicazione importante dell'analisi del movimento è la Gait Analysis, la quale permette una valutazione delle caratteristiche della postura e del movimento, nonché delle loro variazioni rispetto ad una situazione di normalità, che possono essere molto utili in campo clinico per la diagnosi di patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti. La deambulazione in passato veniva registrata da un sistema di telecamere che consentiva di ottenere una misura qualitativa della locomozione del soggetto analizzato, interpretabile unicamente in modo soggettivo dal clinico. Molto spesso però tale tipo di rilevazione si è dimostrata troppo qualitativa ed incompleta. Infatti, l'analisi video non fornisce informazioni legate allo scambio di forze tra piede e terreno (dinamica) ed alla attività muscolare (elettromiografia) durante il movimento analizzato. Questi limiti sono superabili mediante l'utilizzo della Gait Analysis che consente di affiancare alle valutazioni qualitative bidimensionali delle valutazioni quantitative tridimensionali, relative alla cinematica, alla dinamica ed all'attivazione muscolare. La semplicità dell'esame e l'assoluta non invasività permettono di monitorare anche pazienti poco collaborativi o caratterizzati da deambulazioni particolari. I principali aspetti positivi di questa tecnologia sono la tridimensionalità (3D), la non invasività, la possibilità di fornire informazioni quantitative con elevata precisione, la possibilità di acquisire contemporaneamente dati relativi alla cinematica, alla dinamica ed all'attivazione muscolare ed il facile utilizzo. Per analizzare il cammino, ovvero la modalità di locomozione più utilizzata che consente all'uomo di spostarsi da un punto all'altro dello spazio mantenendo la posizione verticale senza eccessiva fatica e con un ridotto dispendio energetico è necessaria una sua definizione preliminare. Esso è il movimento determinato da una serie di attività motorie cicliche degli arti inferiori che permette di trasferire il peso corporeo sull'arto di supporto e quindi di avanzare l'arto controlaterale [7].

Durante la camminata le principali funzioni svolte dall'apparato locomotore sono:

- generazione di una forza propulsiva;
- mantenimento dell'equilibrio, nonostante il continuo cambiamento della situazione posturale;
- assorbimento delle forze di impatto degli arti inferiori sul suolo;
- conservazione dell'energia necessaria al movimento al fine di minimizzare lo sforzo da parte dei muscoli.

Durante l'avanzamento del corpo, un arto funge da sostegno mentre l'altro procede fino al successivo appoggio. In seguito i due arti si scambiano di ruolo ed entrambi i piedi sono in contatto con il terreno durante il trasferimento del peso del corpo da un arto all'altro. Un'attività locomotoria adeguata e finalizzata al raggiungimento di specifici scopi è il risultato di una complessa integrazione tra circuiti riflessi spinali, capaci di generare movimenti ritmici degli arti [8], afferenze sensoriali e sistemi di controllo discendenti provenienti dai centri sovraspinali, come il tronco encefalico, i gangli della base, il cervelletto e la corteccia sensorimotoria. Il risultato finale di questa complessa organizzazione neuronale è rappresentato dall'attivazione dei motoneuroni spinali alfa che determina la consequenziale contrazione sinergica dei gruppi muscolari coinvolti, il cui pattern elettromiografico può essere registrato mediante l'elettromiografia di superficie. Per le finalità di questo studio vengono descritte di seguito le principali caratteristiche spazio-temporali e di reclutamento muscolare del cammino.

## 1.2 Caratteristiche spazio-temporali del cammino

Durante il cammino un arto inferiore funge da sostegno mentre il controlaterale avanza fino all'appoggio successivo, in seguito i due arti invertono il proprio ruolo ed entrambi i piedi sono in contatto con il suolo durante il trasferimento del peso del corpo da un arto all'altro. Tale serie di eventi viene ripetuta da ogni arto in modo alternato. Ciascuna sequenza di queste funzioni identifica il “**ciclo del passo**” definito come intervallo tra due appoggi consecutivi del tallone di uno stesso lato. L'intervallo compreso tra il contatto iniziale di un arto e il contatto iniziale dell'arto controlaterale identifica il semipasso (o “step”).

Da un punto di vista spazio-temporale e funzionale il ciclo del passo può essere suddiviso in 2 periodi principali, la fase di **appoggio** e la fase di **oscillazione**.



Figura 1.1: Fasi del passo.

La **fase di appoggio** identifica l'intero periodo in cui il piede è a contatto con il terreno, inizia con il contatto iniziale del tallone (heel-contact) e termina quando il piede si stacca dal suolo (toe-off), e presenta una durata media di circa il 60% della durata dell'intero ciclo. La **fase di oscillazione** corrisponde al tempo in cui il piede è sollevato in avanzamento, inizia quando il piede si stacca dal

suolo e termina con il contatto successivo del tallone al terreno e presenta una durata media di circa il 40% del ciclo del passo.

In base alla sequenza del contatto con il suolo dei 2 piedi è possibile individuare, sia all'inizio che alla fine del periodo di appoggio, un periodo di contatto bilaterale (**doppio appoggio** "double support") e un intervallo intermedio durante il quale il contatto con il terreno avviene con un solo piede (**appoggio singolo**).

L'intervallo di **doppio appoggio iniziale** coincide con il primo 10% della fase di appoggio e rappresenta il tempo in cui entrambi i piedi si trovano a contatto con il suolo, ed è compreso tra l'appoggio del tallone omolaterale e il distacco del piede controlaterale. L'intervallo di **singolo appoggio** rappresenta la fase centrale del periodo di appoggio (tra il 10% e il 50% dell'appoggio) ed è compreso tra il distacco delle dita del piede controlaterale e l'appoggio del tallone controlaterale; in questa fase l'intero peso corporeo grava su un solo arto, la sua durata costituisce il miglior indice della capacità di supporto dell'arto (tende a ridursi in caso di instabilità e tende ad aumentare con l'aumentare della velocità del cammino). Il periodo di **doppio appoggio finale** rappresenta l'ultimo 10% del periodo di oscillazione e inizia con l'appoggio del tallone controlaterale nella fase intermedia del passo e termina con il distacco delle dita del piede omolaterale [7].

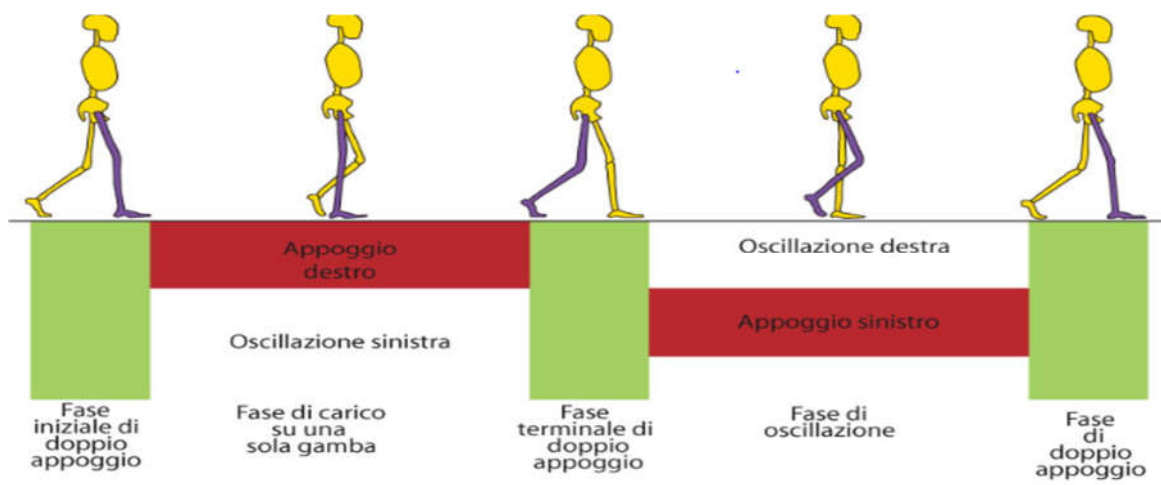


Figura 1.2: Suddivisione della fase di appoggio.

Le fasi di appoggio e di oscillazione sono a loro volta suddivisibili in **8 sottofasi** funzionali, la cui combinazione sequenziale è in grado di far effettuare all'arto tre compiti di base:

- l'accettazione del carico,
- l'appoggio singolo
- l'avanzamento dell'arto

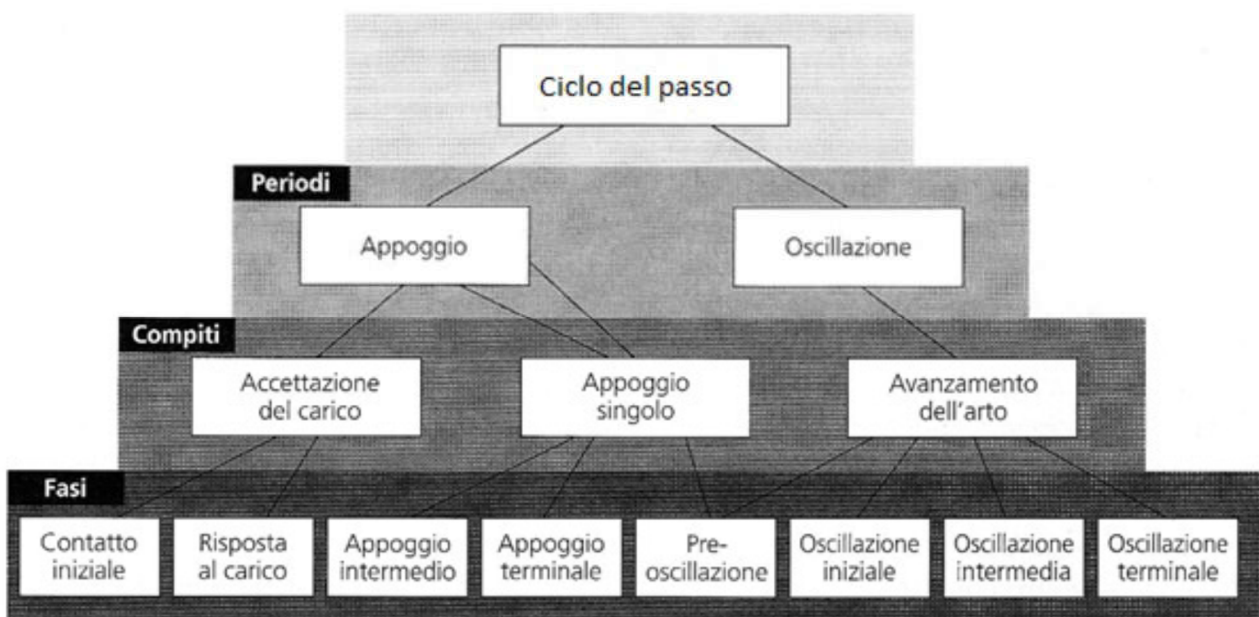


Figura 1.3: Descrizione del ciclo del passo.

1. **Accettazione del carico**- compito caratterizzato dalle più elevate richieste funzionali e caratterizzato da 3 schemi funzionali: assorbimento dell'impatto, stabilità iniziale dell'arto e conservazione della progressione. Comprende 2 sottofasi:

Sottofase 1 - **Contatto iniziale** – intervallo 0-2% del ciclo del passo- coincide con il momento in cui il piede entra in contatto con il terreno, le posizioni articolari presenti in questo momento condizionano la modalità di risposta al carico dell'arto – obiettivo: l'arto è orientato in modo da iniziare l'appoggio con il rotolamento del calcagno;

Sottofase 2 – **Risposta al carico**- intervallo 0-10% del ciclo del passo- coincide con il doppio appoggio iniziale; inizia con il contatto iniziale e termina con il distacco del piede controlaterale – obiettivo: assorbimento dell’impatto, la stabilità in carico e la conservazione della progressione.

2. **Singolo appoggio** - il distacco del piede controlaterale determina l’inizio dell’intervallo di appoggio singolo che dura fino all’appoggio al terreno dell’arto controlaterale, consta di 2 sottofasi:

Sottofase 3 - **Appoggio intermedio** - intervallo 10-30% del ciclo del passo – coincide con la prima metà dell’intervallo di singolo appoggio e inizia con il sollevamento dell’arto controlaterale e termina quando il peso del corpo è allineato sull’avampiede – obiettivo: progressione sul piede in appoggio e stabilità dell’arto e del tronco;

Sottofase 4 - **appoggio terminale** - intervallo 30-50% del ciclo del passo - seconda parte dell’intervallo di appoggio singolo; inizia con il sollevamento del tallone omolaterale e termina con l’appoggio del tallone controlaterale – obiettivo: progressione del corpo oltre l’avampiede.

3. **Avanzamento dell’arto** attraverso i movimenti di sollevamento, avanzamento e preparazione per il successivo appoggio. Comprende 4 sottofasi:

Sottofase 5 - **preoscillazione** - intervallo 50-60% del ciclo del passo - coincide con il secondo doppio appoggio o doppio appoggio terminale del ciclo del passo, inizia con il contatto iniziale dell’arto controlaterale e termina con il distacco delle dita del piede omolaterale. In questa fase il trasferimento del peso corporeo controlaterale scarica l’arto che si prepara alla richiesta funzionale dell’oscillazione – obiettivo: posizionamento dell’arto per l’oscillazione.

Sottofase 6 – **oscillazione iniziale** – intervallo 60-73 % del ciclo del passo – coincide approssimativamente al primo terzo del periodo dell’oscillazione e inizia con il sollevamento del piede dal suolo e termina quando l’arto oscillante è parallelo al piede in appoggio – obiettivi: sollevamento dell’arto dal suolo e avanzamento dell’arto in oscillazione;

Sottofase 7 – **oscillazione intermedia** – intervallo 73-87% del ciclo del passo - coincide con la seconda fase dell'oscillazione e inizia quando l'arto oscillante è parallelo all'arto in appoggio e termina quando l'arto oscillante avanza e la tibia si presenta verticale rispetto al terreno – obiettivo: avanzamento dell'arto e sollevamento del piede dal suolo;

Sottofase 8 – **oscillazione terminale** – intervallo 87-100% del ciclo del passo- coincide con la fase finale dell'oscillazione e inizia con la tibia in posizione verticale e termina con il contatto del piede al suolo, corrisponde alla fase di decelerazione dell'arto oscillante, l'avanzamento è completo quando la gamba si trova davanti alla coscia – obiettivo: completamento dell'avanzamento e preparazione dell'arto per un corretto contatto con il suolo [8].

### 1.3 Reclutamento muscolare durante il cammino

Il modello di attivazione muscolare ottenuto durante il cammino è il risultato dell'attività integrata dei centri generatori di pattern motori a livello spinale che sono responsabili delle principali sinergie motorie inter-segmentarie e dei sistemi di controllo discendenti provenienti dal tronco encefalico, dal cervelletto e da strutture corticali e sottocorticali [9].

Seppur con differenze inter-individuali, è possibile definire un pattern di attivazione muscolare comune nei soggetti sani rappresentativo del cammino fisiologico e caratterizzarne lo sviluppo. Di seguito vengono descritti i pattern di attivazione di alcuni dei principali muscoli degli arti inferiori che verranno presi in considerazione negli articoli selezionati. I momenti di attivazione vengono descritti facendo riferimento alla classica suddivisione del ciclo del passo in fasi e sottofasi e in percentuale (0-100%) dell'intero ciclo del passo proposta da Perry e fanno riferimento a dati ricavati da gruppi di soggetti sani riportati in letteratura [10]:

- **Quadricipite femorale** – L'attività dei capi vasto mediale-laterale-intermedio (capi mono articolari con funzione estensoria del ginocchio) inizia nell'oscillazione terminale (90% del ciclo del passo) con un'intensità che aumenta rapidamente fino alla fase precoce di risposta al

carico (5% del ciclo del passo), tale livello di intensità viene mantenuto per tutta la durata della risposta al carico e si riduce fino a cessare intorno al 15% del ciclo del passo. Durante la fase di risposta al carico l'attivazione dei tre capi è finalizzata a contrastare la flessione del ginocchio (contrazione eccentrica), quindi l'attività prosegue in modalità concentrica per estendere il ginocchio e supportare il peso del corpo nella fase di appoggio intermedio. Lo schema di attivazione del retto femorale (muscolo biarticolare con funzione di estensore di ginocchio e flessore dell'anca) presenta caratteristiche differenti a seconda che l'attività venga registrata con elettrodi a filo o con elettrodi di superficie. Attraverso l'impiego di elettrodi a filo il retto femorale presenta un'attività solo nella fase di transizione dall'appoggio all'oscillazione (dalla fase terminale della preoscillazione alla prima fase dell'oscillazione iniziale, 56-64% circa del ciclo del passo), mentre con elettrodi di superficie il pattern di attivazione del retto femorale presenta caratteristiche variabili - monofasico, bifasico o trifasico – le più frequenti delle quali ricalcano uno schema trifasico con una prima attivazione nella fase iniziale del ciclo (0-15% circa), una seconda attivazione nella fase di transizione dall'appoggio all'oscillazione (47-60% circa del ciclo del passo) con funzione di controllo dell'estensione del ginocchio e flessione dell'anca, e una terza attivazione nella fase terminale dell'oscillazione (88- 100% circa del ciclo del passo) [11].

- **Ischiocrurali** - Gli ischio-crurali mediali (semimembranoso, semitendinoso, capo lungo del bicipite femorale con caratteristiche di muscoli biarticolari estensori d'anca e flessori del ginocchio) presentano due schemi di azione: tutti e tre presentano un'attivazione alla fine dell'oscillazione intermedia (75% del ciclo del passo) e raggiungono un picco di attività nell'oscillazione terminale (80% del ciclo del passo) fino alla fase di appoggio; mentre il capo lungo del bicipite femorale termina la sua attività nella fase precoce di risposta al carico (5% del ciclo del passo), il semimembranoso e il semitendinoso possono continuare la propria attività fino all'appoggio intermedio (25-30% del ciclo del passo). Nella fase di risposta al



carico gli ischiocrurali sono attivi al fine di assistere l'estensione dell'anca e contribuire alla stabilità del ginocchio in co-contrazione con il quadricipite femorale.

- **Tibiale anteriore** – Il tibiale anteriore rappresenta il più potente dorsiflessore del piede coadiuvato dai muscoli estensore lungo delle dita ed estensore lungo dell'alluce. Il tibiale anteriore presenta uno schema di attività di tipo bifasico con due picchi di intensità in fase di risposta al carico e in fase di oscillazione iniziale. La prima intensa attivazione (contrazione eccentrica) si verifica al contatto del tallone al suolo (fase di risposta al carico 0-10% del ciclo) atta a contrastare la flessione plantare passiva (momento flessorio plantare) causata dal peso del corpo applicato alla parte posteriore del calcagno; in questa fase l'intensità del tibiale anteriore aumenta rapidamente e termina la sua azione entro la fine della risposta al carico (10% del ciclo del passo). La seconda fase di attivazione contribuisce alla dorsiflessione dell'avampiede consentendo il sollevamento del piede durante la fase di oscillazione (55-100% del ciclo): inizia nella fase finale della preoscillazione per intensificarsi nella fase di oscillazione iniziale raggiungendo un picco di attività entro la fine della fase, la sua intensità si riduce nella fase intermedia dell'oscillazione per poi incrementare nuovamente verso la fase finale dell'oscillazione terminale per assicurare la continuazione della flessione dorsale e il posizionamento del piede per l'azione di rotolamento. Una lieve attività degli estensori durante il push-off contribuisce alla stabilità della caviglia attraverso una coattivazione con i flessori plantari.
- **Muscoli plantiflessori** (soleo e gastrocnemio) - Il soleo e il gastrocnemio sono attivi nella maggior parte della fase di appoggio (10-50 % del ciclo del passo) e controllano eccentricamente il movimento anteriore della tibia sul piede (dorsiflessione della caviglia). Il soleo inizia la sua attività alla fine della fase di risposta al carico (10% del ciclo del passo) mantenendo tale livello di attività per tutto l'appoggio intermedio; all'inizio dell'appoggio terminale (30% del ciclo del passo) si verifica un rapido incremento dell'ampiezza dell'attività elettromiografica a partire dal 45% del ciclo del passo, successivamente l'intensità

dell'attività del soleo si riduce con una velocità simile fino a cessare prima dell'inizio della fase di doppio appoggio (preoscillazione, 50% del ciclo del passo). Il capo mediale del gastrocnemio si attiva contemporaneamente al soleo, l'azione del capo laterale può presentare un ritardo fino all'appoggio intermedio. L'attivazione del gastrocnemio segue rapidamente quella del soleo (12% per il gastrocnemio contro 8% del ciclo del passo per il soleo), ma il relativo incremento nella fase di appoggio intermedio risulta più lento e meno intenso. All'inizio dell'appoggio terminale l'intensità del gastrocnemio aumenta, per poi ridursi rapidamente fino alla cessazione dopo l'inizio della preoscillazione (50% del ciclo del passo). Si verifica frequentemente una breve contrazione del gastrocnemio nell'oscillazione iniziale e intermedia, verosimilmente finalizzata a sostenere la flessione del ginocchio. In merito allo scarto temporale dell'attività dei 2 muscoli non vi è unanimità di riscontri in letteratura. L'attività dei muscoli soleo e gastrocnemio sembra presentare una relazione lineare con l'incremento della lunghezza del passo e della velocità del cammino.

## Capitolo 2

### **Elettromiografia**

#### 2.1 Che cos'è l'elettromiografia

L'elettromiografia è lo studio della fisiopatologia muscolare mediante la misura dei segnali elettrici del muscolo.

Questa disciplina permette di indagare:

- Meccanismi di produzione dello stimolo contrattile.
- Meccanismi di affaticamento.
- Meccanismi di generazione delle forze.
- Strategie motorie.

Le applicazioni sono molteplici e vanno dall'ambito clinico (diagnosi di patologie neuromuscolari), all'ambito riabilitativo (stimolazione elettrica funzionale, studio della fatica muscolare) ed infine all'ambito sportivo (monitoraggio dell'allenamento) [12].

##### 2.1.1 Cenni storici

I primissimi cenni all'esistenza di una relazione tra attività elettrica e contrazione muscolare si trovano nei lavori di F. Redi nel 1666, ma solo due secoli più tardi, nel 1844, C. Matteucci ne diede una spiegazione e una prova. A cinque anni di distanza, nel 1849, risale la prima registrazione di un segnale elettromiografico realizzata dal francese Emil du Bois-Raymond, sebbene solo dal 1890 da Marey fu effettivamente introdotto il termine elettromiografia. Gasser ed Erlanger, nel 1922, mediante l'impiego di uno dei primi tubi a raggi catodici, riuscirono per la prima volta a visualizzare su uno schermo oscillografico il segnale EMG. A questi studiosi venne assegnato, nel 1944, il premio Nobel per le interpretazioni che essi diedero a tale attività elettrica. I miglioramenti più significativi

di rilevazione del segnale sono stati a cavallo tra gli anni '30 e '50, grazie alla crescita dell'elettronica, che offrì strumenti sempre più affidabili. Ciò permise a neurologi, chinesologi e ortopedici di fare un uso sempre più ampio e frequente dell'elettromiografia. I primi usi clinici dell'elettromiografia di superficie per il trattamento delle patologie risale agli anni '60. Con gli elettrodi ad ago e cutanei (di argento - cloruro di argento, poiché elettricamente stabili e poco rumorosi) si sviluppò, da un lato, lo studio sulla morfologia dei cosiddetti "*potenziali d'azione di unità motoria*" per una diagnosi di patologia neuromuscolare e, dall'altro, quello relativo al cammino e in generale all'attività globale del muscolo. Negli anni '80, con il progredire tecnologico e grazie alla nascita del computer ed al passaggio dal sistema analogico a quello digitale, si verificò un innovativo apporto di informazioni quantitative e qualitative circa le tecniche elettrodiagnostiche, con derivante miglioramento dello studio della fisiologia dell'unità motoria a favore delle diagnosi, del decorso e della prognosi delle patologie neuromuscolari.

### 2.1.2 Prime distinzioni

A seconda di come il segnale viene registrato, in generale, si parla di elettromiografia di superficie (sEMG) o elettromiografia interstiziale ("ad ago"). L'EMG interstiziale prevede l'utilizzo di aghi sottocutanei posti in diretto contatto con il muscolo di interesse (l'ago sarà tanto più lungo quanto più il muscolo è profondo), permettendo lo studio di muscoli sia superficiali che profondi ma risulta essere invasiva e di non semplice applicazione. La sEMG prevede il prelievo del segnale tramite degli elettrodi posti sulla cute sovrastante il muscolo permettendo uno studio non invasivo in grado di fornire informazioni più globali inerenti al muscolo in esame. In sostanza offre importanti vantaggi: informazioni sul momento, sulla durata, sull'entità dell'attivazione di un muscolo durante un movimento; indicazioni riguardo all'attività globale di un muscolo o gruppo muscolare; informa il paziente del grado di contrazione o di rilassamento di un suo muscolo o gruppo muscolare; il segnale mioelettrico può essere usato per controllare un dispositivo esterno (es. protesi) e analisi per pazienti che non accettano l'inserimento di aghi (pediatria).

### 2.1.3 Usi principali dell'EMG

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

- *Ricerca medica*, per ortopedia, chirurgia (analisi pre-chirurgica), neurologia (deficit periferico di forza o sensibilità);
- *Riabilitazione*, post-operatoria, post-incidente, fisioterapia;
- *Ergonomia*, prevenzione del rischio (risposta dei muscoli), design ergonomico;
- *Sport*, biomeccanica, analisi del movimento, allenamento degli atleti (performance muscolare, tecniche e regimi di allenamento), riabilitazione sportiva [12].

## 2.2 Analisi dello strumento

### 2.2.1 Schema a blocchi

Un possibile schema a blocchi riassuntivo di un elettromiografo può essere rappresentato come in figura 2.1.

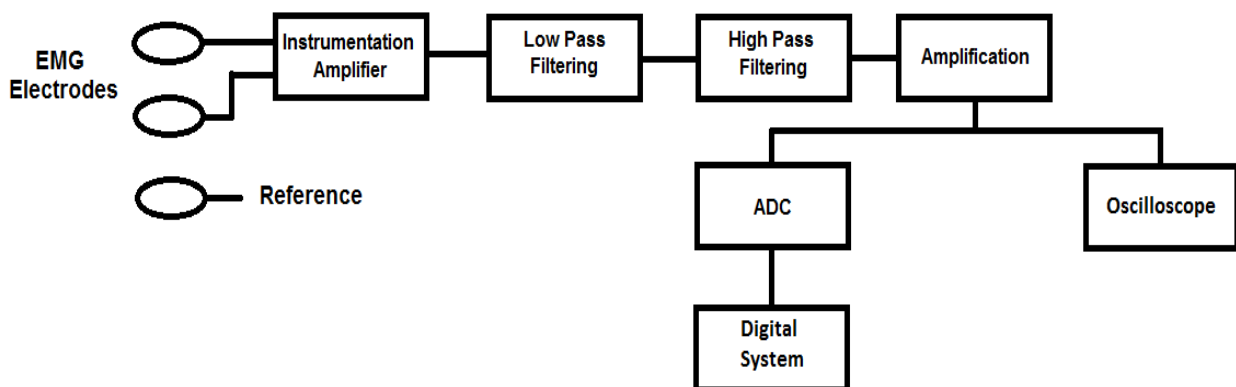


Figura 2.1: Schema a blocchi di un elettromiografo

Più in generale il soggetto dello studio rappresenta la sorgente del segnale; gli elettrodi sono i sensori;

filtri, amplificatori e sistemi di conversione A/D appartengono al blocco di manipolazione del segnale; l'oscilloscopio o sistemi digitali quali PC o microcontrollori costituiscono il blocco di visualizzazione.

### 2.2.2 Gli elettrodi

A seconda dell'indagine che si vuole fare vengono utilizzati differenti tipi di elettrodi: gli elettrodi di superficie per muscoli superficiali, a diretto contatto con la pelle e non invasivi; per muscoli più profondi sono necessari elettrodi ad ago o a filo, per permettere il diretto contatto col gruppo muscolare d'interesse e quindi effettuare un'indagine invasiva. Gli elettrodi di superficie più comunemente utilizzati sono quelli di tipo Ag-AgCl, in gel, adesivi e usa e getta. Presentano tipicamente una forma circolare a singolo bottone (figura 2.2, 1) o duali (figura 2.2,2), a seconda della distanza a cui si vogliono posizionare. L'area conduttiva, costituita dal disco argentato ricoperto di AgCl, deve essere di circa 1 cm o minore. Possono essere ulteriormente divisi in elettrodi passivi ed attivi: gli elettrodi passivi necessitano di un circuito di amplificazione esterna; mentre gli elettrodi attivi (figura 2.3) hanno già integrato il circuito di pre-amplificazione, i quali già permettono di ridurre il rumore in ingresso, come tensioni parassite dovute ad accoppiamenti capacitivi o al movimento degli elettrodi.



Figura 2.2: Elettrodi passivi. 1) Elettrodo singolo 2) elettrodo duale, con elettrodi a distanza fissa (tra 1.5 e 2 cm)



Figura 2.3: Elettrodi attivi

Gli elettrodi ad ago sono costituiti da fili sottili, resistenti e flessibili, tipicamente in leghe di platino, argento, nichel e cromo. A seconda del muscolo che si vuole analizzare avranno una punta più o meno lunga (da 25 a 70 mm) e spessa (diametro medio che varia tra 0,30 e 0,45 mm).

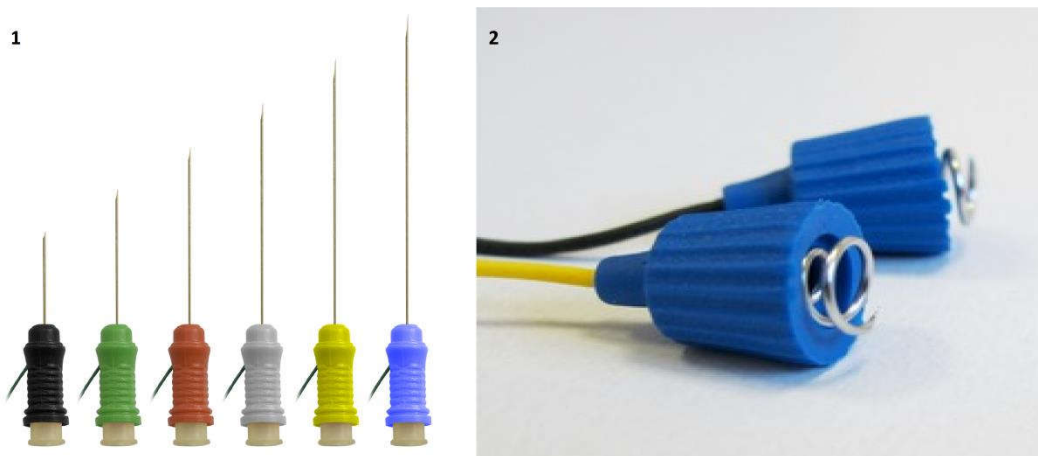


Figura 2.4: Elettrodi ad ago: 1) Elettrodi ad ago concentrico; 2) Elettrodi ad ago subdermali a vite

In base alla superficie di posizionamento si possono osservare tre configurazioni:

- **monopolare**, in cui si usa un singolo elettrodo di detezione del segnale ed uno di riferimento. Questo metodo è usato per la sua semplicità, ma è sconsigliato in quanto rileva tutti i segnali elettrici nelle vicinanze della superficie di detezione [13];

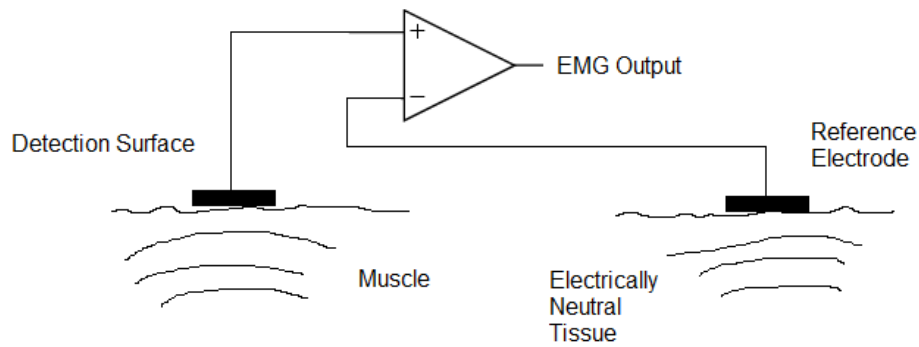


Figura 2.5: Configurazione di acquisizione monopolare

- **bipolare**, in cui si usano due elettrodi di detezione, sulla superficie di interesse, ed un terzo di riferimento, in un'area non attiva rispetto l'indagine. È la configurazione più frequente;

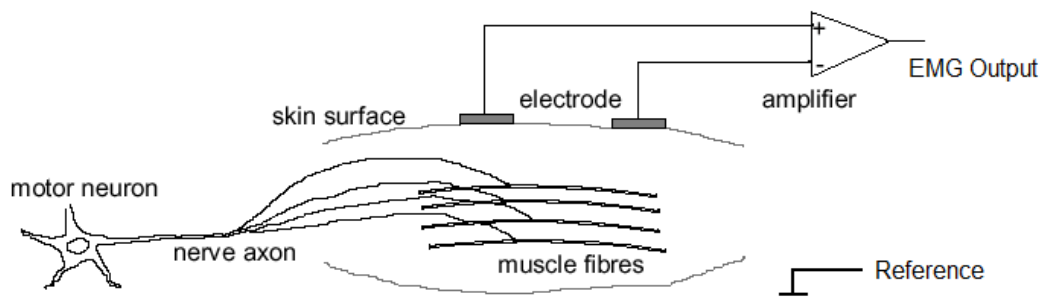


Figura 2.6: Configurazione di acquisizione bipolare

- **multipolare**, usa più elettrodi di detezione equidistanti più quello di terra. È utilizzata per ridurre maggiormente il crosstalk tra i segnali e il rumore, quindi ottenere un segnale EMG più significativo.



### 2.2.3 Preamplificatore

Lo stadio amplificatore è una delle parti più complesse di una macchina diagnostica, ma il concetto su cui si basa è molto semplice: un amplificatore ha il compito di amplificare il segnale in modo tale da renderlo visualizzabile. Il preamplificatore rende il segnale utilizzabile per i dispositivi a valle (i filtri in primo luogo) e migliorare il rapporto segnale rumore. Il segnale EMG viene posto in ingresso ad un amplificatore per strumentazione. L'amplificatore da strumentazione deve avere una alta impedenza di ingresso (idealmente tendente a infinito) ed una bassa impedenza di uscita (idealmente tendente a zero) ed è, tipicamente, realizzato tramite 3 amplificatori operazionali (figura 2.7).

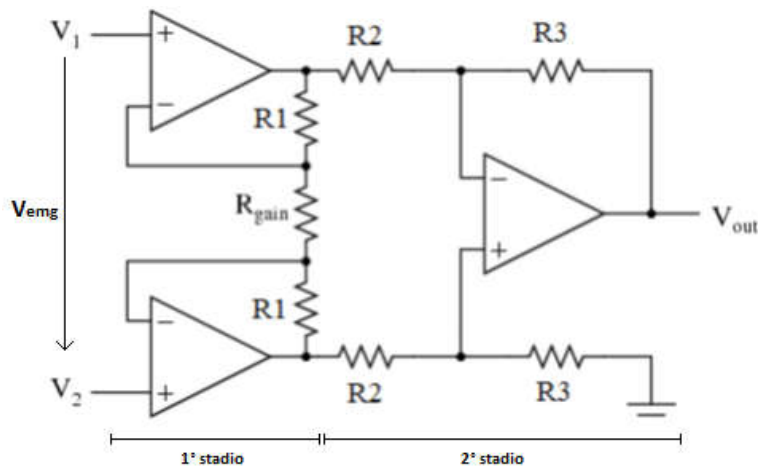


Figura 2.7: Amplificatore per strumentazione a tre operazionali

Il primo stadio costituisce lo stadio separatore ed ha l'obiettivo di ridurre l'errore di interconnessione con gli elettrodi e lo sbilanciamento di elettrodo tramite un'altissima impedenza di modo comune e differenziale. Il secondo stadio è lo stadio differenziale e introduce un guadagno differenziale ( $G$ ) la cui espressione è:

$$G = \left(1 + \frac{2R1}{R_{gain}}\right) \frac{R3}{R2} \quad (1)$$

La tensione in uscita  $V_{out}$  è pari a:

$$V_{out} = G * (V_2 - V_1) \quad (2)$$

Questa configurazione, inoltre, permette di eliminare (o fortemente ridurlo, si parla di meno di 1 mVRMS in una banda 10–400 Hz [14]) il rumore di modo comune degli ingressi (artefatti di acquisizione). Il rapporto di reiezione di modo comune (CMRR) dell'amplificatore viene considerato accettabile dai 95 dB in su, sebbene le tecnologie più moderne permettano valori superiori a 120 dB. Il guadagno raccomandato nel processo di acquisizione del segnale dal pre-amplificatore è relativamente basso, intorno alle 5 o 6 unità [13], per non amplificare un eventuale rumore residuo o saturare i componenti a valle. Un'ulteriore amplificazione verrà poi effettuata negli stadi successivi. L'impedenza d'ingresso suggerita varia tra 1 e 10 M $\Omega$  (MegaOhm).



Figura 2.8: Preamplificatore per EMG

## 2.2.4 Filtri

Una volta che gli elettrodi sono stati correttamente posizionati ed il segnale acquisito, l'elemento che maggiormente deteriora il segnale EMG rimane il rumore. Successivamente allo stadio amplificatore differenziale vengono quindi aggiunti degli elementi di filtraggio. Il rumore ad alte frequenze può

essere causato dalla conduzione del segnale nei nervi e da interferenze dovute a strumenti elettronici come radio, computer o cellulari e può essere rimosso con un filtro passa basso. Il rumore a basse frequenze può essere causato dal DC offset dell'amplificatore, movimenti del sensore sulla pelle e variazioni di temperatura e può essere rimosso tramite un filtro passa alto [13]. La frequenza di taglio  $f_c$  per i filtri passa-basso (PB) si attesta intorno ai 400-450 Hz.

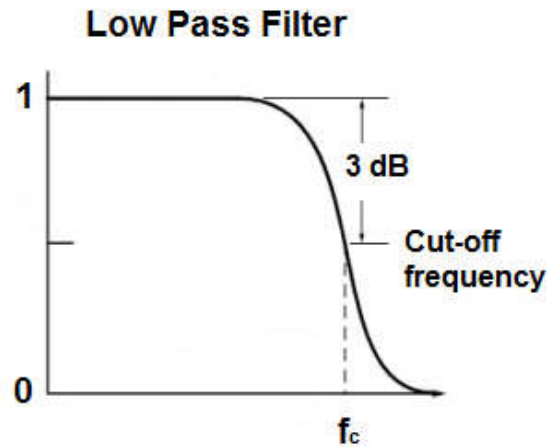


Figura 2.9: Risposta di un filtro passa basso

Per avere una migliore risposta del sistema si preferiscono sistemi del 2° ordine piuttosto che del 1° (circuito RC), in quanto permettono una banda di attenuazione molto più stretta.

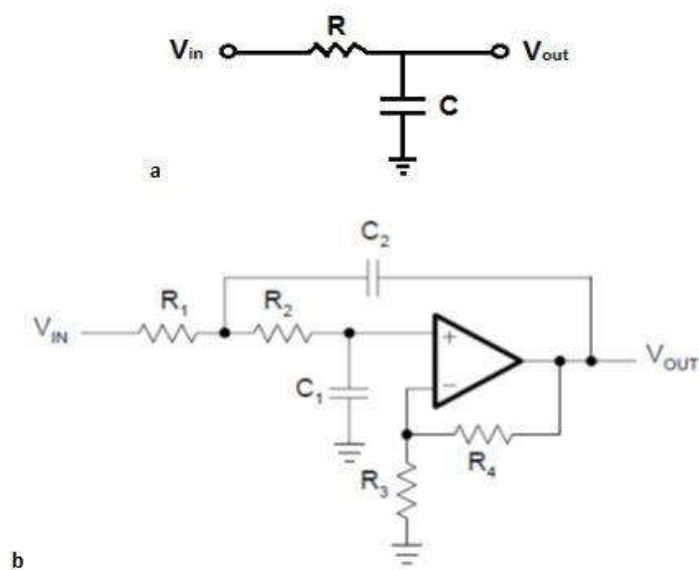


Figura 2.10: Filtri passa-basso (PB). a) Filtro PB del 1° ordine, b) filtro PB del 2° ordine

La frequenza di taglio  $f_c$  per i filtri passa-alto (PA), invece, si attesta intorno ai 15-20 Hz. Se inoltre dal segnale EMG si vogliono eliminare informazioni riguardo alla frequenza di firing dell'unità motoria, la frequenza di taglio può essere spostata tra i 25 e 30 Hz. [14]

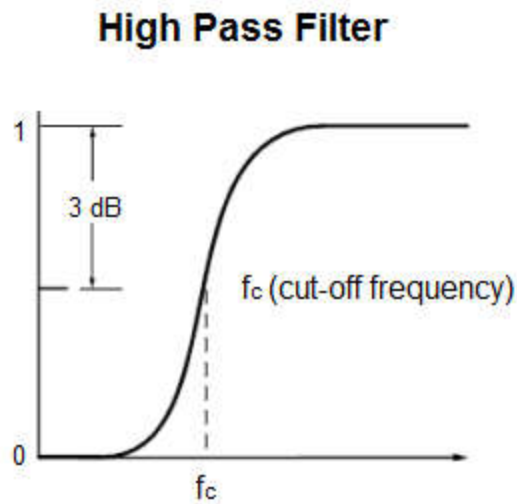


Figura 2.11: Risposta di un filtro passa-alto

Analogamente ai filtri PB, si preferiscono filtri del 2° ordine piuttosto che del primo (circuito CR).

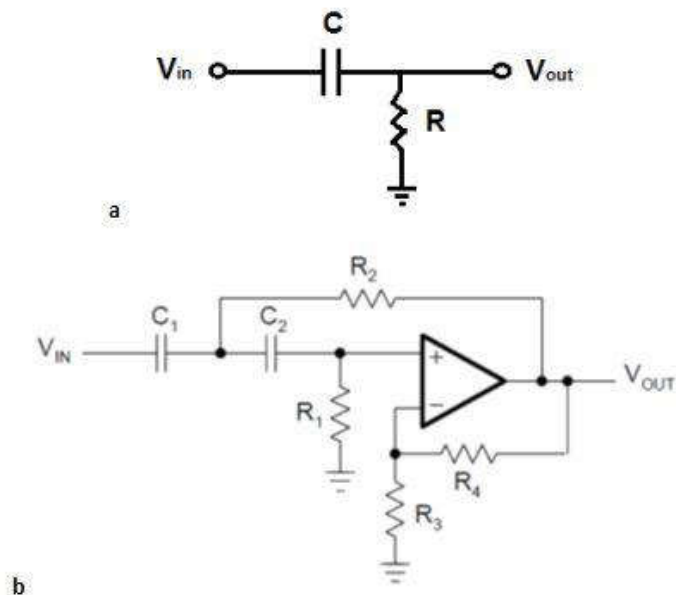


Figura 2.12: Filtri passa-alto. a) Filtro PA del 1° ordine, b) filtro PA del 2° ordine

Qualsiasi filtro elimina-banda (filtro Notch) non dovrebbe essere utilizzato in quanto distruggerebbe troppe componenti significative del segnale [12], ad esempio nel caso si volesse filtrare la componente della tensione di rete, che si attesta tra i 50 e 60 Hz, ossia all'interno della banda significativa del segnale.

### 2.2.5 Amplificatore principale

Questo stadio di amplificazione introduce un ulteriore guadagno a quello ottenuto precedentemente, che si attesta mediamente intorno alle 500 unità se con l'ausilio di elettrodi passivi o di 1000 unità nel caso di elettrodi passivi [12]. La scelta di quanto amplificare dipende anche dai muscoli che si analizzano, per muscoli con una risposta intrinsecamente alta, per esempio il bicipite brachiale, basta quanto detto precedentemente; mentre per muscoli con risposta molto debole, per esempio in corrispondenza delle dita, possono servire guadagni intorno alle 10000 unità [13]. Un amplificatore per EMG può essere realizzato semplicemente con un amplificatore in configurazione non invertente (figura 2.13), dove il guadagno può essere regolato mediante un rapporto fra due resistenze.

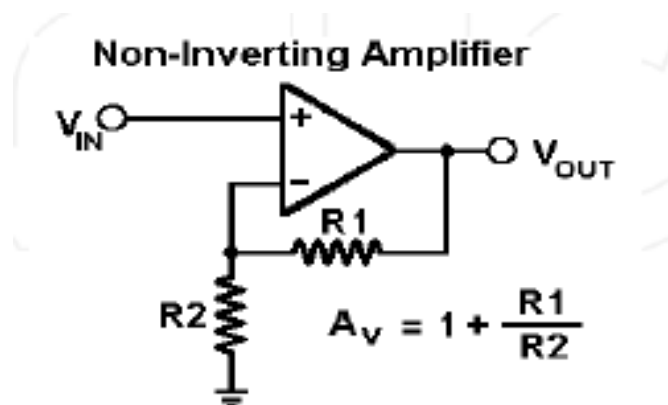


Figura 2.13: Amplificatore in configurazione non invertente.  $A_V$  è il guadagno che introduce

## 2.2.6 Convertitore A/D

L'indagine elettromiografica moderna è effettuata tramite personal computer e l'hardware e software ad esso integrati, per questo il segnale EMG va convertito in segnale digitale in modo tale da renderlo compatibile ai dispositivi digitali a cui si collega, sia che siano dispositivi di visualizzazione del segnale, sia microcontrollori per dispositivi robotici.



Figura 2.14: Un moderno EMG

Lo strumento usato per questo processo è il convertitore analogico-digitale (ADC). L'ADC non fa altro quindi che convertire il segnale analogico in dei bit attraverso due processi: il campionamento e la quantizzazione. Il campionamento consiste nel trasformare il segnale dal dominio tempo-continuo al dominio tempo-discreto. La frequenza di campionamento deve essere scelta in modo tale da rispettare il teorema di Nyquist ( $f_c \geq 2f_{max}$ ,  $f_c$ =frequenza di campionamento,  $f_{max}$ = frequenza massima contenuta nel segnale), perciò tipicamente si attesta intorno ai 1000 Hz o anche, per evitare perdita di segnale, 1500 Hz. Nel caso ciò non si verificasse nel dominio delle frequenze andrebbe a verificarsi il fenomeno di "aliasing", ovvero di sovrapposizione dello spettro (figura 2.15).

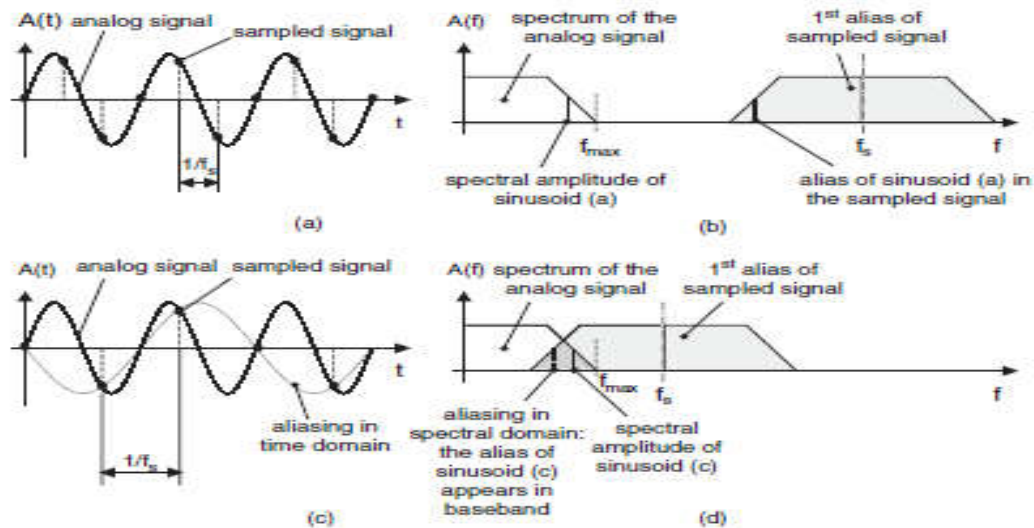


Figure 2.15: Descrizione del fenomeno di alising. In a) e b) si può notare come il segnale campionato nel dominio dei tempi, secondo il teorema di Nyquist, non presenta sovrapposizione nel dominio delle frequenze. Cosa che non succede in c) e d), dove una frequenza di campionamento troppo bassa causa una sovrapposizione (aliasing) dello spettro.

La quantizzazione provvederà a suddividere il segnale analogico campionato in un insieme di livelli che identificano ognuno un range diverso (di tensione), dove ad ogni livello è associata una codifica binaria. Il numero di bit di quantizzazione utilizzato si chiama *risoluzione* e per la maggior parte delle applicazioni EMG è di 12 bit.

### 2.2.7 Optoisolatore (isolatore ottico)

L'isolamento galvanico si rende necessario per isolare elettricamente il dispositivo EMG e altri dispositivi non medicali ad esso connessi. L'isolamento può essere ottenuto tramite un optoisolatore, ossia un componente elettronico che permette di trasferire un segnale fra due circuiti mantenendo l'isolamento galvanico fra gli stessi. Alcuni dispositivi presentano la possibilità di indurre delle contrazioni per verificare il funzionamento delle unità motorie. Nel caso di contrazioni indotte elettricamente, tutte le unità motorie reclutate sono attivate alla stessa frequenza degli stimoli elettrici (frequenze significative tra 10 e 400 Hz); il segnale ottenuto è deterministico e di forma ripetibile (onda M). Anche in questa tipologia di dispositivi si rende necessario un blocco di separazione elettrica.

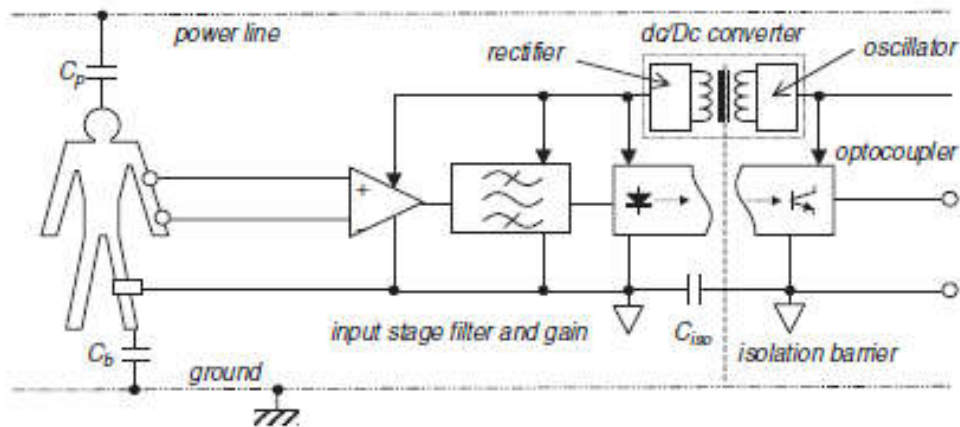


Figura 2.16: Schema a blocchi di un EMG optoisolato

## 2.3 Il segnale EMG

### 2.3.1 Acquisizione del segnale elettromiografico

Il segnale EMG si basa sulla raccolta dei potenziali d'azione in corrispondenza della membrana della fibra muscolare dovuto ai processi di depolarizzazione e ripolarizzazione. La zona di depolarizzazione ha un'area tra 1 e 3 mm. Dopo l'eccitazione iniziale questa zona di depolarizzazione viaggia lungo la fibra ad una velocità di 2-6 m/s per poi passare al lato degli elettrodi [12].

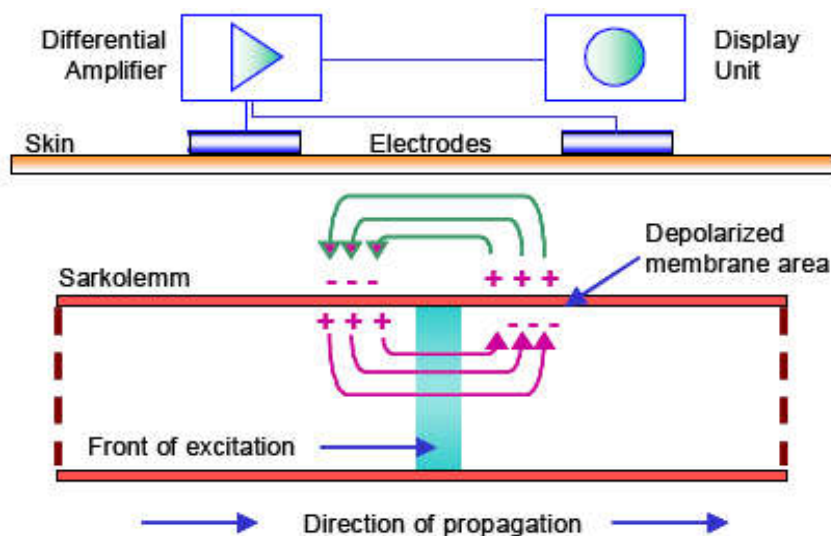


Figura 2.17: La zona di depolarizzazione sulla membrana delle fibre



Gli elettrodi sono in grado di acquisire i segnali provenienti dall'unità motoria e quindi da tutte le fibre che innerva. Questa somma di potenziali è detto MUAP (Motor Unit Action Potential, tradotto in "potenziale d'azione dell'unità motoria") e dipende in forma e dimensione dall'unità motoria e dalle fibre muscolari che innerva, dal tipo di queste ultime e dal loro orientamento rispetto gli elettrodi (figura 2.18).

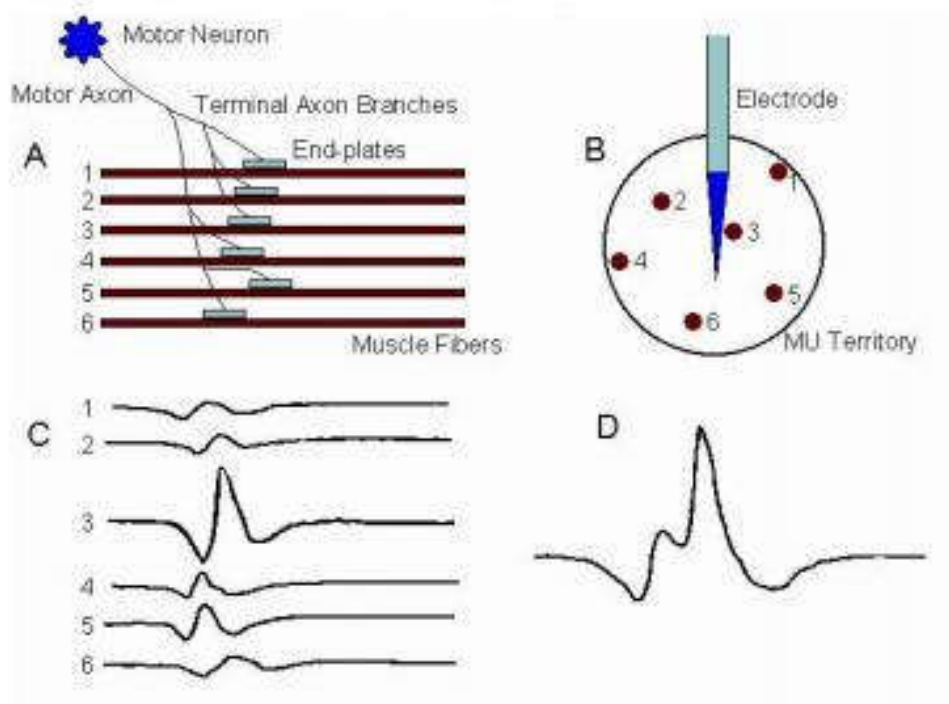


Figura 2.18: Rilevamento del MUAP: A) Il motoneurone e le terminazioni sulle fibre; B) Rappresentazione dell'elettrodo sulla pelle; C) Potenziali d'azione delle singole fibre; D) Segnale MUAP di tutta l'unità motoria

Un treno di MUAP appartenenti alla stessa unità motoria è detta MUAPT. Il segnale EMG superficiale rilevato dagli elettrodi è dato dalla sovrapposizione dei MUAPT delle varie unità motorie (figura 2.19).

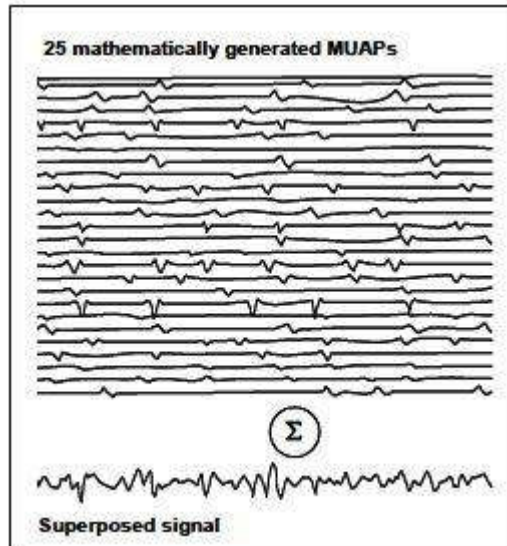


Figura 2.19: Segnale EMG superficiale ottenuto come sovrapposizione tra 25 MUAPs

“I due meccanismi più importanti che influenzano ampiezza e densità del segnale osservato sono il reclutamento dei MUAP (‘recruitment of MUAPs’) e la frequenza di firing (‘firing frequency’)” [12] e permettono di controllare l’attività muscolare in termini di forza e frequenza di contrazione. Ogni segnale EMG può essere suddiviso in più armoniche, significative tra i 10 e 400 Hz, le quali dipendono dai meccanismi di controllo appena elencati (figura 2.20).

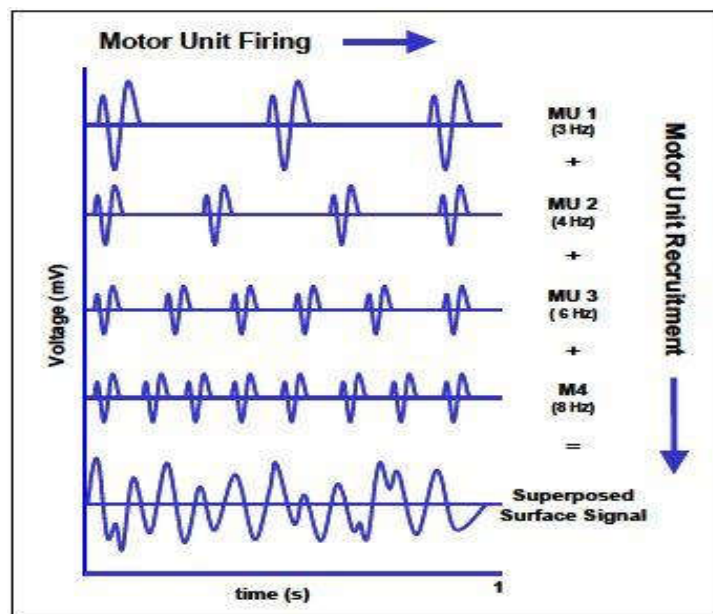


Figura 2.20: Reclutamento e frequenza di firing e la loro influenza sul segnale EMG

### 2.3.2 Il tracciato EMG

L'insieme dei MUAP sovrapposti costituisce il segnale che verrà visualizzato ed è chiamato *linea EMG*. La linea EMG è una misura dell'andamento nel tempo dell'attività contrattile del muscolo, visualizzando gli istanti di attività (contrazione) e di riposo.

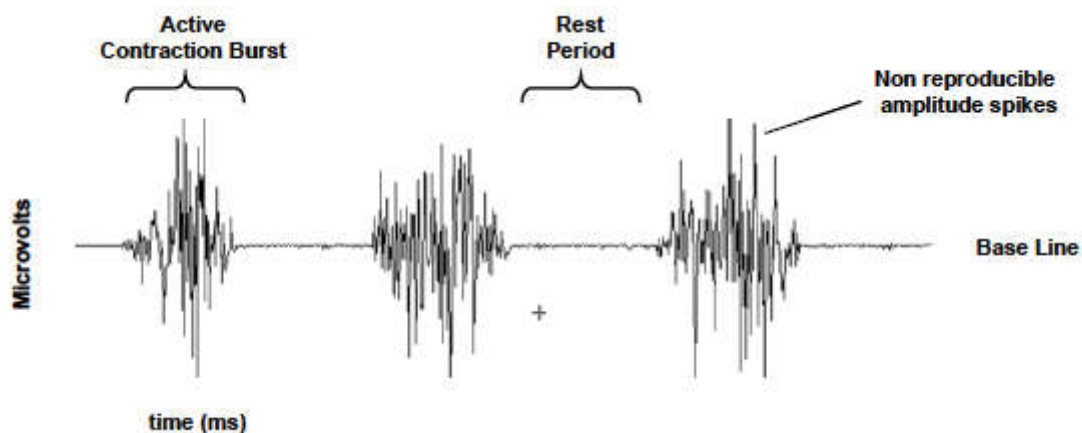


Figura 2.21: Tracciato EMG rappresentante tre contrazioni nel dominio dei tempi

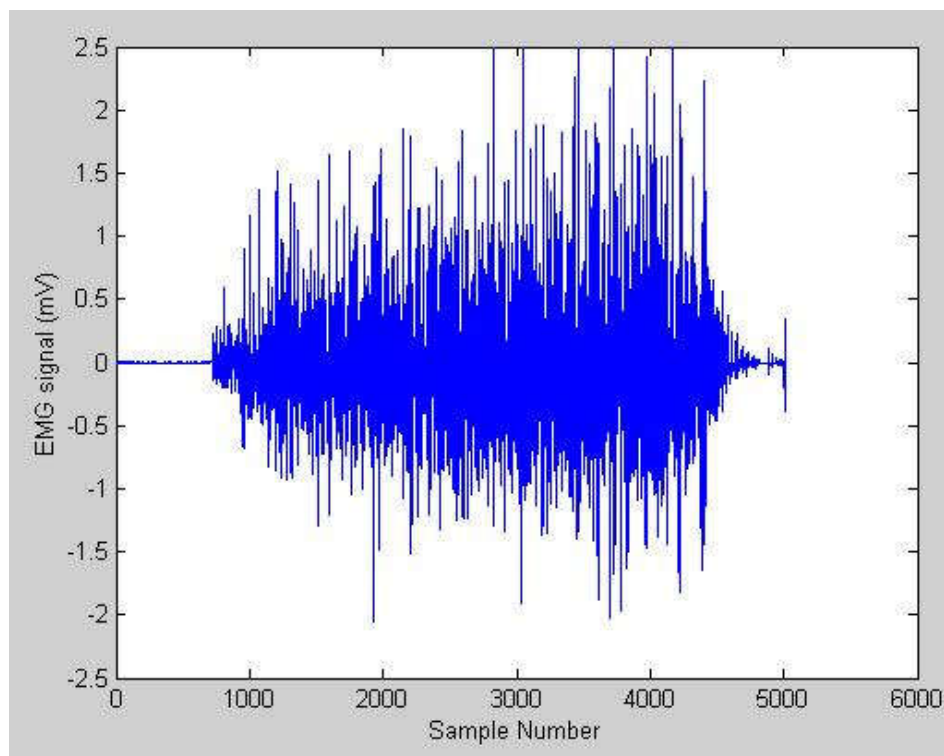


Figura 2.22: Tracciato EMG di una contrazione

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

### 2.3.3 Spettro del segnale

Le potenzialità dei computer moderni permettono un'analisi facile e veloce della distribuzione di frequenza del segnale EMG. Questa distribuzione può essere calcolata tramite la trasformazione di Fourier (FFT, Fast Fourier Transformation). La componente significativa del segnale è localizzata tra 20 e 250 Hz. Caratteristiche significative sono: il picco in frequenza tra i 50 e 80 Hz, tendenza a zero del segnale tra i 200 e 250 Hz e possibili picchi (dominanti) dovuti alla tensione di rete a 50 Hz (EU) o 60 Hz (USA).

Lo spettro del segnale EMG è composto da due parti:

- una dovuta alle frequenze di firing delle unità motorie (UM) più grandi e reclutate per ultime; queste contribuiscono con picchi nello spettro, in bassa frequenza, attorno alla frequenza media di firing delle UM, cioè sui 10-40 Hz;
- la seconda parte è dovuta alla forma dei MUAP, e va dai 50 fino a circa 100 Hz, in funzione di vari fattori, quali la forma e la disposizione degli elettrodi, la distanza delle fibre e la fatica muscolare. Ad esempio quest'ultima, tanto più aumenta, si traduce in un minore contenuto in frequenza (traslazione verso sinistra dello spettro) oltre ad una minore forza espressa dal muscolo [14]. Si può fare un'ulteriore suddivisione a seconda del tipo di fibre coinvolte:
  - per le unità motorie a contrazione lenta, di tipo I, le frequenze sono sui 20-125 Hz;
  - per le unità motorie a contrazione veloce, di tipo II, le frequenze sono sui 126- 250 Hz.

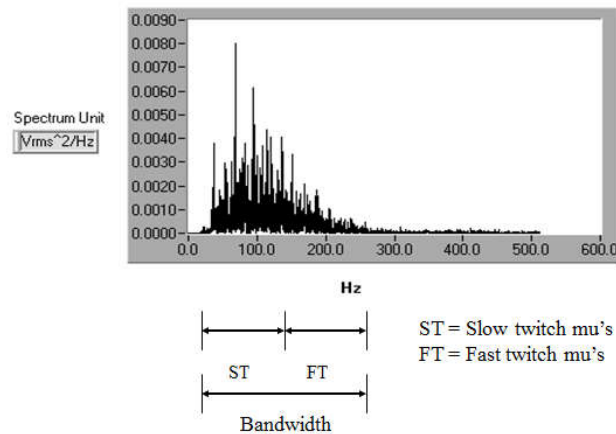


Figura 2.23: Spettro del segnale EMG (ST=fibre a contrazione lenta, FT=fibre a contrazione veloce)

### 2.3.4 Preparazione della pelle

Un'appropriata preparazione della pelle prima del posizionamento degli elettrodi è essenziale per ottenere un'acquisizione EMG di buona qualità, ciò viene fatto per andare a minimizzare l'impedenza di contatto elettrodo-cute. La preparazione della pelle normalmente inizia con la rimozione della peluria attorno al sito in cui verrà fatto aderire l'elettrodo. Successivamente a ciò si passa alla pulizia della pelle che può essere svolta con modalità diverse:

- uso di una speciale pasta abrasiva per rimuovere la pelle morta e diminuire l'impedenza della pelle;
- utilizzo di una fine carta abrasiva combinata con l'uso di alcool per pulire la pelle e diminuire l'impedenza;
- applicazione di tamponi imbevuti di alcool per pulire la superficie della pelle, ciò spesso è sufficiente per la misura dell'EMG.

Odiernamente gli elettromiografi sono costruiti per lavorare correttamente con un'impedenza nel range di 5-50 kOhm, quindi prima di svolgere l'acquisizione del segnale sarebbe opportuno una misura dell'impedenza della pelle.

### 2.3.5 Composizione degli elettrodi di superficie

Gli elettrodi più comunemente usati possono essere suddivisi in due categorie:

1. **Elettrodi “a secco”** a diretto contatto con la pelle. Questi vengono utilizzati quando la forma o la dimensione dell’elettrodo non permettono l’uso di gel. Un esempio di questo genere sono gli elettrodi ad array. Pertanto essi presentano in genere un pre-amplificatore presso l’elettrodo a causa dell’alta impedenza che si viene ad ottenere senza l’uso di gel. Questi elettrodi risultano essere più pesanti degli elettrodi gelificati e ciò provoca problemi nel mantenimento della fissazione;
2. **Elettrodi gelificati** che utilizzano un gel elettrolitico come interfaccia tra la pelle e la parte metallica dell’elettrodo. Per la parte metallica dell’elettrodo i materiali più usati sono l’argento oppure il cloruro d’ argento. La scelta dello strato di AgCl permette alla corrente di passare più liberamente attraverso la giunzione tra l’elettrolita e l’elettrodo. Questo introduce meno rumore elettrico nella misura, rispetto agli equivalenti elettrodi metallici di solo Ag. Elettrodi gelificati possono essere monouso o riutilizzabili. Quelli monouso sono i più comuni poiché sono molto leggeri e sono disponibili in una vasta gamma di forme e dimensioni. Inoltre una corretta applicazione di questi elettrodi monouso minimizza il rischio di spostamento di essi, anche durante i movimenti rapidi.



Figura 2.24: Esempio di elettrodo a gel e ad array.

### 2.3.6 Posizionamento elettrodi

Il segnale EMG, come abbiamo visto, fornisce una visione dell'attività elettrica in un muscolo durante la contrazione. Tale misura dipende molto dalla posizione dell'elettrodo al di sopra del muscolo d'interesse. E' importante dunque avere un protocollo chiaro e ripetibile relativamente alla posizione degli elettrodi rispetto ai muscoli, in modo che i segnali ottenuti siano i più simili possibili anche in più sessioni di registrazioni consecutive e tra soggetti diversi. La posizione del sensore è definita come la posizione dei due siti bipolari sovrastanti un muscolo in relazione alla linea tra due punti di repere anatomici. L'obiettivo nella fase di posizionamento del sensore è quello di ottenere un segnale EMG il più buono e stabile e possibile. Esistono principalmente due strategie generali per il posizionamento degli elettrodi. Dalla superficie cutanea, gli elettrodi possono essere disposti longitudinalmente o trasversalmente rispetto all'asse lungo del muscolo.

**1. Longitudinalmente:** i due elettrodi bipolari devono essere posizionati a metà strada tra il tendine distale e la zona di innervazione. L'obiettivo principale è quello di evitare il posizionamento del sensore esattamente sopra la zona di innervazione o al di sopra del tendine.

**2. Trasversalmente:** gli elettrodi sono posti in modo che essi siano lontano dal confine del muscolo d'interesse in modo che non vengano rilevati contributi provenienti dai muscoli vicini.

Quando necessario, il posizionamento dell'elettrodo di riferimento deve essere tale da essere il più lontano dagli elettrodi differenziali e preferibilmente su tessuti elettricamente neutri (ossa).

Infine è importante che i cavi ai quali sono collegati gli elettrodi siano anch'essi fissati. Questo punto può essere meno importante per test statici o dove i movimenti vengono eseguiti molto lentamente, ma in studi dinamici aiuta a evitare il movimento del cavo e la produzione di artefatti nel segnale e minimizza il rischio di distacco degli elettrodi dalla pelle.

A questo scopo possono essere usati nastri, cinghie elastiche o bendaggi ed è importante evitare tensioni troppo strette. E' consigliato di non applicare direttamente il fissaggio sopra agli elettrodi, ciò in modo da mantenere una pressione bassa sui sensori [15].

## 2.4 Sorgenti di disturbo sEMG

Nel suo percorso dalla membrana muscolare fino agli elettrodi, il segnale EMG può essere influenzato da diversi fattori esterni che alterano la forma e le caratteristiche del segnale misurato. E' importante saper riconoscere le diverse sorgenti di disturbo cosicché sia possibile fare un'analisi del segnale la più accurata possibile. Le principali cause di disturbo sono:

- azione filtrante dei tessuti;
- altri segnali di disturbo: esterni, elettrodi, cross-talk.

### 2.4.1 Azione filtrante dei tessuti

Il segnale EMG è influenzato da tutti i tessuti che si interpongono tra la sorgente del segnale (motoneurone) e l'elettrodo, si ha quindi un effetto filtrante nello spazio ed in frequenza. Infatti il segnale proveniente dai diversi muscoli attraversa diversi tipi di tessuto prima di venire rilevato dall'elettrodo, cos'ì viene influenzato in modo diverso dall'azione dei tessuti.

La figura 2.25 mostra come la presenza di un maggiore strato di tessuto adiposo riduce l'ampiezza del segnale, portando cos'ì ad un'errata interpretazione del segnale ottenuto. I tessuti incontrati dal segnale lo filtrano diversamente alle diverse frequenze (comportamento passa-basso).

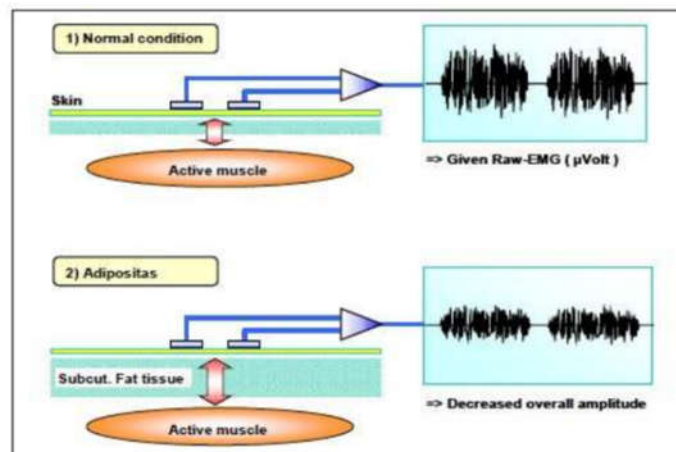


Figura 2.25: Segnale EMG in condizioni normali dei tessuti e segnale EMG in presenza di uno strato di tessuto adiposo.



Inoltre, a causa dell'anisotropia dei tessuti si ha che l'impedenza di essi in direzione perpendicolare è maggiore rispetto all'impedenza ottenuta in direzione parallela. Per questo motivo è meglio prelevare il segnale in direzione parallela alle fibre.

#### 2.4.2 Altri segnali di disturbo: esterni, elettrodi, cross-talk

Tra i segnali di disturbo esterni vi è il rumore ambientale generato dai dispositivi elettromagnetici quali computer, piattaforme di forza e linee elettriche. Essenzialmente qualsiasi dispositivo che è collegato alla corrente emette rumore ambientale. Questo rumore ha una vasta gamma di frequenze, tuttavia, quella più frequente è intorno ai 50 Hz o 60 Hz, corrispondente alla frequenza della A /C alimentazione (cioè presa a muro). Anche gli stessi elettrodi influenzano il segnale EMG: il filtraggio in frequenza è una caratteristica di tutti gli elettrodi, e tale filtraggio è di tipo passa alto. Inoltre gli elettrodi introducono anche un filtraggio spaziale, dovuto al fatto che i potenziali che raggiungono gli elettrodi provengono da regioni diverse, cioè hanno una diversa distribuzione spaziale. Un altro disturbo da tenere in considerazione è il cosiddetto cross-talk. Infatti è importante riconoscere che il segnale EMG bipolare non è sempre una rappresentazione selettiva dell'attività elettrica di un singolo muscolo direttamente sottostante gli elettrodi di registrazione. Il segnale prelevato mediante gli elettrodi può contenere segnali del muscolo di interesse ma anche segnali dei muscoli circostanti. I muscoli responsabili del cross-talk possono essere agonisti, antagonisti o con funzioni completamente diverse. Tale fenomeno è più rilevante quando i muscoli sotto osservazione sono di piccole dimensioni e sono circondati da altri muscoli molto vicini. Il cross-talk può essere evitato scegliendo dimensioni appropriate dell'area dell'elettrodo e appropriate distanze tra gli elettrodi [15].

## Capitolo 3

### **Materiali e metodi**

Inizialmente vedremo le principali tecniche usate negli articoli presi in esame sia dal punto di vista dell'acquisizione del segnale sia per quanto riguarda il suo processamento. Lo studio dell'attività mioelettrica durante l'esecuzione del movimento richiede il contemporaneo rilievo di eventi, come la registrazione di parametri temporali, cinetici e/o cinematici, che consentano di delimitare le diverse fasi funzionali del gesto in esame. Vengono utilizzate tecniche come la stereofotogrammetria, che ha lo scopo di fornire le coordinate nello spazio di un corpo rispetto al sistema di riferimento del laboratorio, o dei sensori di pressione plantari (footswitch) a livello di alcuni punti di contatto piede-suolo che si verificano durante il rotolamento del piede come osserviamo negli studi riportati in seguito. Tali sensori vengono generalmente posizionati a livello del tallone (heel-contact), della quinta testa metatarsale (external-contact), della prima testa metatarsale (internal-contact) e dell'alluce (toe-off), in tal modo è possibile definire le fasi di appoggio e di oscillazione e le relative sottofasi del ciclo del passo. Più semplicemente, due soli interruttori posti a livello del calcagno e dell'alluce sono sufficienti per determinare gli istanti di contatto e di distacco del piede. Si ottiene così un insieme di tracciati, uno per muscolo, in cui l'ampiezza del segnale aumenta quando il muscolo viene reclutato in rapporto alle varie fasi del passo indicate dai segnali on-off dei footswitch. [16]. Per misurare escursioni angolari sui piani sagittale o frontale delle articolazioni, possono essere usati dei goniometri. L'elettrogoniometro è realizzato con un potenziometro ad alta linearità montato su una struttura a parallelogramma articolato: questa consente un semplice posizionamento del sensore, dal momento che il parallelogramma è in grado di compensare la variabilità del posizionamento del centro di rotazione articolare. Inoltre, la struttura a parallelogramma consente un'accuratezza e ripetibilità migliori di  $\pm 0,5$  gradi.

Esistono due tipi di sensori:

- Uno piccolo, adatto all'articolazione della caviglia nell'adulto o ad una qualunque articolazione nel bambino
- Uno normale, adatto a misurare l'articolazione di ginocchio o anca nell'adulto [17].

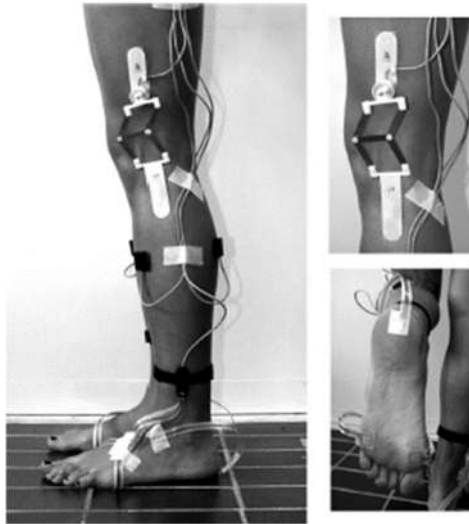


Figura 3.1: set-up sperimentale.

### 3.1 Statistical gait analysis (SGA)

L'analisi statistica del cammino è una metodologia sviluppata di recente, che esegue una caratterizzazione statistica del cammino calcolando la media dei parametri spazio-temporali ed EMG su un numero elevato di cicli del passo, della stessa prova [18]. La SGA fa affidamento sul fatto che il numero di attivazioni muscolari dipende dal ciclo, quindi la media deve essere eseguita solo sugli intervalli di inizio e fine dell'attivazione muscolare appartenenti alla stessa modalità di attivazione, la quale viene definita mediante il numero di volte in cui un muscolo viene reclutato durante un singolo ciclo del passo, ad esempio la modalità di attivazione  $n$  è la modalità di reclutamento muscolare che consiste in  $n$  intervalli attivi per il muscolo considerato, durante un singolo ciclo.

L'SGA viene eseguita mediante strumenti statistici inclusi nel sistema Step32 per l'analisi dell'andatura che analizza i segnali prelevati dai soggetti in esame, ai quali vengono applicati footswitch, elettrogoniometri al ginocchio e sonde EMG di superficie su entrambi gli arti inferiori. I segnali dei sensori plantari vengono convertiti in quattro livelli, Heel contact (H), Flat foot contact (F), Push off (P), Swing (S) ed elaborati per segmentare e classificare i diversi cicli del passo.

Il software STEP32 rimuove i cicli anomali, ovvero quelli che non rispettano la sequenza corretta delle fasi (H-F-P-S), relativi ai cambi di direzione, inclusa la decelerazione prima della svolta e l'accelerazione dopo di essa, attraverso un filtro statistico multivariato che utilizza il seguente algoritmo:

- vengono considerate 6 variabili per costruire il set di dati multivariati: durata delle fasi del passo H, F, P e S e angolo dell'articolazione del ginocchio al 70 e al 95% del ciclo del passo;
- viene calcolata la distanza multivariata Mahalanobis [19] tra il valore di ciascun parametro del ciclo del passo e il parametro corrispondente alla media del ciclo del passo;
- i cicli anomali vengono scartati, cioè cicli che presentano una distanza Mahalanobis molto elevata rispetto alla media del ciclo del passo: questo viene determinato utilizzando un t-test Hotelling per dati multivariati, scegliendo un livello di confidenza  $\alpha = 0,05$ ;
- la media del ciclo del passo viene ricalcolato;
- si iterano i passaggi precedenti fino a quando tutti i cicli anomali non vengono rimossi.

Inoltre i segnali sEMG vengono filtrati attraverso un filtro passa-alto, che rimuove gli artefatti da movimento e poi vengono elaborati da un rilevatore statistico a doppia soglia che consente di rilevare gli intervalli di attivazione muscolare [20]. Questa tecnica consiste nel selezionare una prima soglia  $\zeta$  e osservare gli  $m$  campioni successivi, se almeno  $\zeta_0$  (seconda soglia) dei successivi  $m$  campioni sono sopra la soglia  $\zeta$ , la presenza del segnale viene confermata. Per eseguire l'algoritmo a doppia soglia, vengono stimati per ciascun segnale il livello del rumore di fondo e il rapporto segnale-rumore.

Il rumore di fondo viene calcolato su una finestra di 5s all'inizio del segnale sEMG, in cui non sono presenti movimenti volontari degli arti inferiori, mentre il rapporto segnale-rumore (SNR) viene calcolato come rapporto tra la varianza del segnale sEMG ( $\sigma_s^2$ ) e la varianza del segnale al tempo in cui è presente solo il rumore di fondo ( $\sigma_n^2$ ):

$$\text{SNR} = 10 \log_{10} \frac{\sigma_s^2}{\sigma_n^2} \quad (3)$$

Gli intervalli di attivazione medi per ciascuna modalità di attivazione sono ottenuti attraverso le seguenti fasi: in primo luogo, vengono identificate le attivazioni muscolari relative a ciascun ciclo del passo, calcolando gli intervalli di attivazione muscolare nello spazio temporale, come descritto in precedenza. In seguito gli intervalli vengono raggruppati in base alla loro modalità di attivazione e infine vengono calcolate la deviazione standard e l'errore standard. Per fornire intervalli di attivazione medi in percentuale del ciclo del passo gli intervalli medi vengono normalizzati rispetto al ciclo del passo.

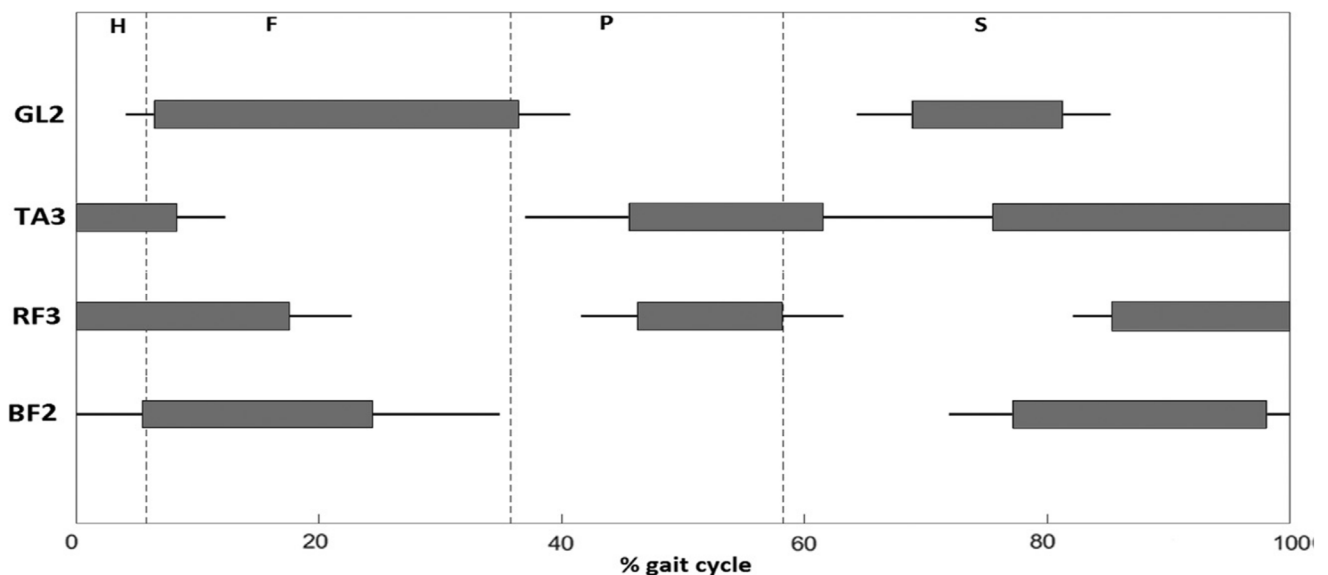


Figura 3.2: media degli intervalli di attivazione ( $\pm$ SD) vs. percentuale del GC della modalità di attivazione più ricorrente per ciascun muscolo. Le fasi di Heel contact (H), Flat foot contact (F), Push off (P), Swing (S) sono delimitate da linee verticali.

Infine grazie a questa tecnica, si ottiene un nuovo parametro definito frequenza di reclutamento muscolare associata ad una modalità di attivazione ed è definita come [21]:

$$\text{frequenza di reclutamento}(n) = \frac{\text{numero di cicli del passo con n intervalli di attivazione}}{\text{numero totale di cicli del passo}} \quad (4)$$

Per quanto riguarda i vantaggi principali, la SGA ci consente di gestire una grande quantità di dati da un singolo soggetto, di estrarre una grande quantità di informazioni sulla variabilità del segnale EMG e di riportare i risultati riassunti in un modo user-friendly, ma richiede un numero molto elevato di passi da eseguire e, di conseguenza, la procedura di acquisizione del segnale potrebbe essere più ardua rispetto alle metodologie classiche.

### 3.2 Linear envelope (LE)

L'involuppo lineare del segnale sEMG è la tecnica di elaborazione più comune per illustrare i modelli di attivazione muscolare durante il ciclo del passo. Viene generato applicando, inizialmente, la tecnica di rettificazione del segnale FWR (Full Wave rectification) che si ottiene prendendo il valore assoluto del segnale EMG grezzo, eliminando così la parte negativa; in seguito livellando il segnale con un filtro passa-basso, con un valore inferiore a 10 Hz, per descrivere le caratteristiche nel dominio del tempo del muscolo, come riflesso nelle variazioni dell'ampiezza della curva. L'involuppo, oltre a fornire informazioni sul reclutamento muscolare, risulta utile per effettuare medie e normalizzazioni e per trovare la posizione ed il valore dei picchi di attivazione.

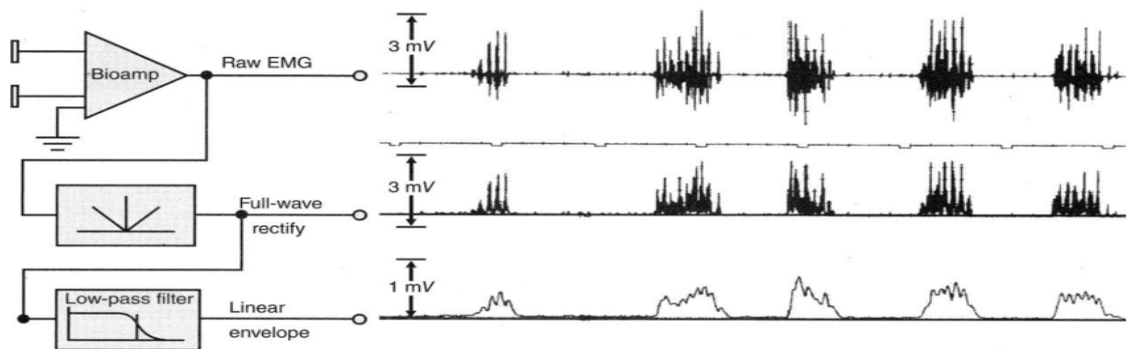


Figura 3.3: passaggi coinvolti nel rilevamento dell'involuppo lineare del segnale EMG. L'area in alto mostra il segnale EMG non elaborato, grezzo. Il primo passo è la FWR (al centro). Il passo finale è il filtraggio passa-basso (in basso).

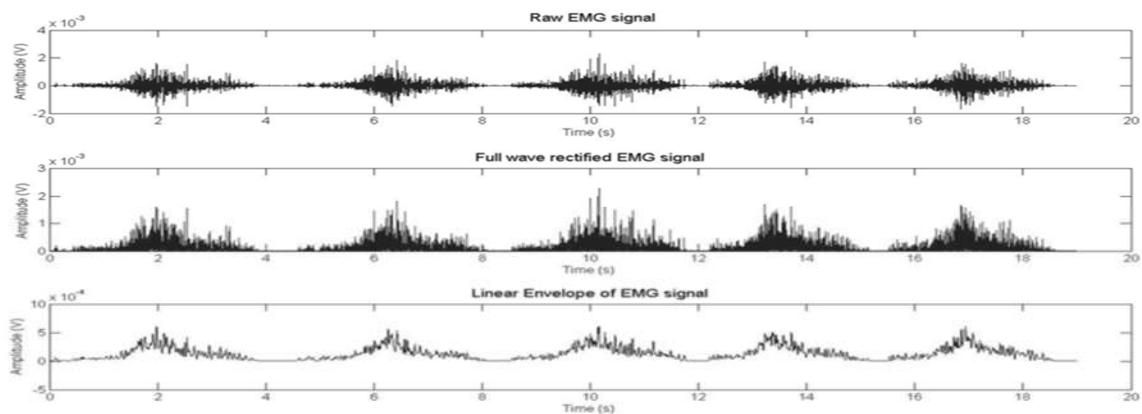


Figura 3.4: trasformazione di un segnale EMG acquisito dal gastrocnemio laterale durante il sollevamento del polpaccio.

### 3.3 ANALISI WAVELET

L'approccio classico adottato per lo studio del segnale EMG nel dominio della frequenza è l'analisi di Fourier che consente di studiare un segnale lineare nel dominio della frequenza, diverso dal suo dominio naturale, il tempo [22]. Tuttavia la trasformata di Fourier definita come:

$$FT_f(v) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)e^{-j2\pi vt} dt \quad (5)$$

oltre a trattare efficientemente solo problemi lineari, nasconde l'informazione relativa al tempo, così come un segnale nel dominio del tempo, nasconde l'informazione in frequenza che porta con sé.



Figura 3.5: analisi di fourier

In seguito per superare le difficoltà che l'analisi di Fourier trova nel rappresentare segnali non lineari, si arrivò alla definizione della Short Time Fourier Transform (STFT):

$$STFT_f(\tau, v) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)g^*(t - \tau)e^{-j2\pi vt} dt \quad (6)$$

questa tecnica consente, attraverso la moltiplicazione del segnale con una funzione “finestra”  $g(t)$  dal supporto compatto  $\delta$ , (dove  $*$  rappresenta l'operazione di complesso coniugato e  $\tau$  rappresenta il parametro di traslazione sull'asse dei tempi), di considerarlo lineare a tratti e di ottenere una rappresentazione del segnale contemporaneamente nel tempo e in frequenza. Anche questo tipo di approccio possiede tuttavia una limitazione importante: una volta fissata la “finestra”, sia la risoluzione temporale sia quella in frequenza rimangono fisse per tutto il corso dell'analisi, precludendo così la possibilità di modificarle durante l'analisi ed inoltre, a causa del Principio di



Indeterminazione, una migliore risoluzione temporale fa diminuire quella in frequenza e viceversa, ovvero si manifesta una inversa proporzionalità tra l'incertezza  $\Delta t$  sull'asse dei tempi e quella  $\Delta \nu$  sull'asse delle frequenze e tutto ciò porterebbe questo metodo a non essere utile per un'analisi a risoluzione variabile.



Figura 3.6: analisi con Short Time Fourier Transform

Per risolvere questa ulteriore limitazione viene utilizzata, come negli articoli presi in esame, **l'analisi wavelet**, che a differenza delle STFT, opera con una funzione “finestra” avente l'ampiezza del supporto variabile nel corso dell'analisi; inoltre, non viene calcolata la trasformata di Fourier del prodotto tra il segnale e la funzione, come fatto, invece nella STFT e non vengono più utilizzati gli assi tempo-frequenza, ma tempo-scala. La Trasformata Wavelet Continua (CWT), è così definita:

$$CWT_f[(a, b)] \equiv C(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi_b^a(t) dt \quad (7)$$

Con:  $\psi_b^a(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$  wavelet madre

dove  $a \in \mathbb{R}^+ - \{0\}$  è il parametro di scala e  $b \in \mathbb{R}$  il parametro di traslazione;

in particolare la  $\psi_b^a(t)$  deriva il suo nome di “wavelet madre”, dal fatto che è una funzione oscillatoria supportata compattamente (“wavelet”) e dalla quale, al variare di  $a$  e  $b$ , vengono derivate le funzioni – o wavelets – con diverse regioni di supporto. In sostanza, una wavelet è una forma d'onda oscillante di lunghezza finita che ha un valore medio uguale a zero.

Per il parametro di scala  $a$ , valgono le seguenti considerazioni:

- valori del parametro di scala alti equivalgono ad allungare la wavelet, quindi il suo supporto, lungo l'asse dei tempi, ed a diminuire, conseguentemente, la frequenza della wavelet stessa.
- valori del parametro di scala bassi equivalgono a comprimere la wavelet, quindi il suo supporto, lungo l'asse dei tempi, e ad aumentare la frequenza della wavelet stessa.

In conclusione l'analisi tramite CWT opera per successive traslazioni e scalamenti della wavelet: nella fattispecie, per ogni valore del parametro di scala  $a$ , il parametro di traslazione  $b$  viene fatto variare su tutto  $\mathbb{R}$ , consentendo così un'analisi dell'intero segnale a risoluzioni diverse.

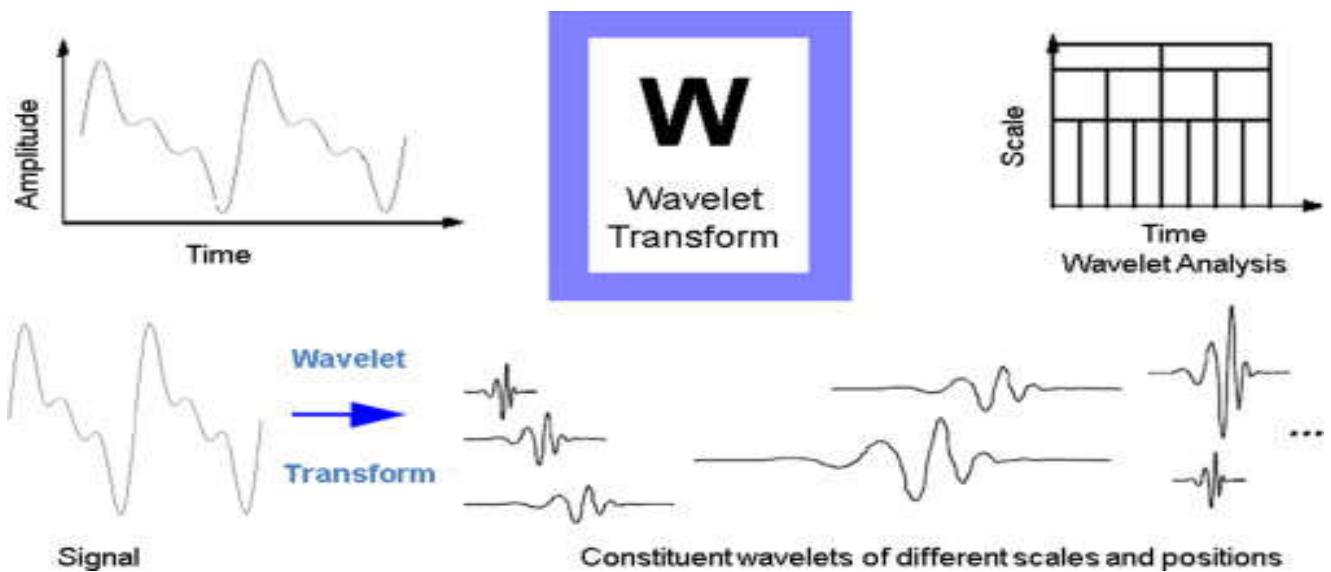


Figura 3.7: analisi con trasformata wavelet

## Capitolo 4

### **Set-up sperimentale e obiettivo degli studi analizzati**

In questo capitolo vedremo nel dettaglio le tecniche e gli obiettivi dei singoli studi presi in considerazione per le finalità della tesi.

#### **4.1 “Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking”**

Nell’articolo [23] lo scopo è quello di osservare longitudinalmente i cambiamenti della locomozione umana in termini di attività muscolare dell’arto inferiore attraverso l’uso del segnale elettromiografico. In questo lavoro il soggetto di studio è costituito da una bambina di tre settimane, tenuta sotto osservazione fino a sette anni di età ed inizialmente, per indurre il passo, mantenuta in posizione verticale dall’esaminatore in modo tale da toccare la superficie del terreno con le piante dei piedi.



Figura 4.1: Neonatal stepping a 3 settimane dalla nascita

Per quanto riguarda il signal-processing, da 3 settimane dalla nascita, i segnali EMG sono stati registrati 38 volte a intervalli che vanno da 2 settimane a 2 mesi, e dai 3 ai 7 anni, 10 volte ogni 6 mesi. Per la registrazione del segnale elettromiografico sono stati utilizzati elettrodi di 5 mm di diametro tramite elettrodi di argento rivestiti con cloruro d'argento posizionati sui muscoli BF (bicipite femorale), GM (grande gluteo), LG (gastrocnemio laterale), RF (retto femorale), TA (tibiale anteriore), VM (vasto mediale). Su ognuno di essi sono stati collocati due elettrodi, posti a 5 mm di distanza tra loro, in direzione delle fibre muscolari, per la registrazione del segnale, mentre l'elettrodo di riferimento è stato posto sulla rotula. La pelle sul luogo del posizionamento degli elettrodi è stata graffiata leggermente con un ago per ridurre l'impedenza di contatto elettrodo-cute a meno di 500 Ohm. I segnali sono stati amplificati un milione di volte con amplificatori biologici e registrati sul sistema scrivente con velocità di carta di 60 mm/s e una ampiezza di 12mm con una variazione di tensione di 0,5 mV. Inoltre il cammino della bambina è stato registrato con una videocamera a 6 montaggi al secondo, sincronizzata con i dati EMG, per determinare come e quando il piede entra in contatto con il terreno, quindi il momento di inizio e fine delle fasi del passo e sono state fatte anche osservazioni qualitative sui movimenti delle articolazioni.

#### **4.2 “ Repeatability of surface EMG during gait in children”**

L'sEMG studia il comportamento neuromotorio e nel caso dell'analisi del cammino studia l'attività muscolare degli arti inferiori che può essere variabile intra-soggetto e inter-soggetto. Risulta importante conoscere la naturale variabilità associata a questo segnale fisiologico durante il cammino normale, al fine di migliorare l'interpretazione dell'attività elettromiografica. Nell'articolo [24] viene analizzata appunto la variabilità del segnale sEMG durante il cammino. Allo studio hanno partecipato 11 bambini, senza alcuna patologia, di  $6,5 \pm 2,3$  anni.

I quali sono stati istruiti a camminare su una passerella a velocità normale in 10 prove registrate all'interno di un'unica sessione sperimentale nello stesso giorno, e ripetute in più giorni alla distanza di sette giorni l'una dall'altra proprio per studiare le differenze intra-sessione e inter-sessione. Inoltre sono stati raccolti anche dati di 10 adulti che hanno effettuato questo tipo di test allo scopo di essere confrontati con i risultati ottenuti dall'osservazione presente. Sono state registrate le attività di RF (retto femorale), MH (bicipite femorale mediale), TA (tibiale anteriore) e GM (gastrocnemio mediale) per gamba destra e sinistra con elettrodi di superficie bipolari. I dati EMG sono stati filtrati con filtro passa banda da 15 a 450 Hz con elaboratore software e campionato a 100 Hz. Per quantificare la ripetibilità della curva EMG, ottenuta dalla registrazione degli elettrodi, è stato usato il rapporto di varianza VR. Esso calcola la varianza tra giorno in giorno ad ogni incremento di tempo normalizzato su tutto il ciclo del passo. L'equazione rappresentativa del rapporto di varianza descritta da Hershler e Milner (1978) è data da:

$$VR = \frac{\sum_i \sum_j (E_{ij} - \bar{E}_j)^2 / m(n - 1)}{\sum_i \sum_j (E_{ij} - \bar{E})^2 / (mn - 1)} \quad (8)$$

- $i = 1, \dots, m$  è il numero del giorno;
- $j = 1, \dots, n$  è il tempo all'interno di ogni ciclo;
- $E_{ij}$  è il valore della prova nel giorno  $i$  e al tempo  $j$ ;
- $\hat{E}_j$  è il valore medio della prova al tempo  $j$  per ogni giorno  $i$ ;
- $\hat{E}$  è il valor medio della prova;

VR può variare da 0 a 1: un valore di VR pari a 0 indica la massima ripetibilità, mentre un VR pari a 1 suggerisce una massima variabilità del segnale.

### 4.3 “Normative EMG activation patterns of school-age children during gait”

L'articolo [25] presenta i modelli di attivazione muscolare durante il ciclo del passo, ottenuti da un gran numero di passi, da 100 bambini sani (51 maschi e 49 femmine) di età tra i 6 e gli 11 anni, attraverso lo studio del segnale elettromiografico.

Age groups (years)	N	Gender (M/F)	Age (months)	Height (cm)	Weight (kg)	Cadence (steps/min)	Velocity/ $\sqrt{(\text{height} \times g)}$
6-7	10	7/3	80.3±2.1	122.2±7.1	24.2±5.8	125.5±8.3	0.28±0.03
7-8	19	6/13	90.7±3.7	126.3±6.9	27.1±5.3	123.5±9.0	0.29±0.04
8-9	22	12/10	102.9±2.9	130.4±5.5	28.8±4.1	121.2±12.1	0.27±0.04
9-10	22	11/11	115.4±3.2	138.7±7.7	34.5±7.8	116.1±10.5	0.29±0.06
10-11.5	27	15/12	127.4±4.6	140.8±5.9	34.0±5.0	110.1±7.1	0.27±0.03

Tabella 4.1: Dati di descrizione dei soggetti dello studio.

I segnali EMG sono stati acquisiti per mezzo del sistema di registrazione multicanale per l'SGA e ad ogni soggetto sono stati applicati interruttori a pedale, goniometri al ginocchio e sonde sEMG. I tre foot-switches (di  $10 \times 10 \times 0.5$  mm) sono stati attaccati sotto il tallone, sul primo e quinto metatarso di entrambi i piedi dei soggetti in osservazione. Un goniometro (accuratezza:  $0,5^\circ$ ) è stato attaccato sul lato di ogni arto inferiore per misurare gli angoli di articolazione del ginocchio sul piano sagittale. Gli elettrodi per EMG costituiti da dischi di Ag (produttore: Domitalia, diametro: 4 mm, distanza interelettrodica: 12 mm, guadagno 1000, filtro passa alto 10 Hz, 2 poli) sono stati attaccati sui muscoli TA (tibiale anteriore), GL (gastrocnemio laterale), VM (vasto mediale), RF (retto femorale), LH (bicipite femorale laterale). I segnali EMG sono stati amplificati e filtrati con un filtro passa basso (450Hz, 6 poli). Con un guadagno complessivo da 1000 a 50.000 in base alle esigenze del muscolo (ingresso di cui rumore: 1mVrms). Per evitare crosstalk, ovvero quando due muscoli nella stessa sezione dell'arto mostrano attività simultanea con analogo modulazione di ampiezza sottoposta ad un controllore visivo, vengono utilizzate sonde a doppio differenziale (DD) per migliorare ulteriormente la selettività spaziale e il segnale viene confrontato con quella a singolo differenziale (SD). Se l'ampiezza del segnale DD è significativamente più bassa, la diafonia viene confermata e il segnale scartato. Le sonde DD sono sonde a tre barre (diametro della barra: 1 mm, lunghezza barre: 10 mm,

distanza interelettroica: 10 mm) con guadagno e filtraggio uguali a quelle delle sonde a singolo differenziale. I segnali sono stati campionati a 2 kHz e convertiti in 12 bit words. I bambini vengono istruiti a camminare a piedi nudi per 2,5 minuti, al loro ritmo naturale, avanti e indietro su un binario rettilineo di 10 metri. Viene scelto il ritmo naturale poiché camminare ad una velocità auto-selezionata migliora la ripetibilità dei dati EMG. Poiché vengono considerate solo le fasi del passo che consistono nelle 4 sequenze: H, F, P e S, per ogni bambino è stata considerata una media di  $125,1 \pm 21,0$  passi per ogni arto inferiore e dopo la rimozione dei valori anomali si ha una media di  $83.2 \pm 15.6$ . Le 4 fasi sono state calcolate in durata. Per ogni cammino è stata calcolata la frequenza relativa dei passi che mostra da 1 a 5 intervalli di attivazione e una media di istanti di on e off per ogni modalità di attivazione.

#### 4.4 “Walking speed effects on the lower limb electromyographic variability of healthy children aged 7–16 years”

Nell’articolo [26] lo scopo è stato quello di studiare l'effetto di età e di velocità della camminata sulla variabilità tra prove in forme d’onda in LE (involuppo lineare) e forme d'onda in IMNF (frequenza media istantanea) che ci permette di quantificare le caratteristiche tempo-frequenza dell’attività muscolare, attraverso il rapporto di varianza (VR). La variabilità tra le prove è stata quantificata usando il metodo della varianza (8) in cui:

- $i = 1, \dots, m$  è il numero di punti temporali (un punto per % ciclo del passo);
- $j = 1, \dots, n$  è il numero di cicli del passo (una per ogni prova) su cui viene valutata la VR;
- $E_{ij}$  è il valore della forma d'onda sEMG  $j$  al tempo  $i$ ;
- $\hat{E}_j$  è la media dei valori EMG al tempo  $i$  per il ciclo del passo  $j$ ;
- $\hat{E}$  è il valor medio del segnale EMG determinato da:

$$\hat{E} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m \hat{E}_j \quad (9)$$

Il punteggio VR varia da 0 a 1, dove 0 indica nessuna variabilità e 1 indica la massima variabilità.

Gruppo	n	Sesso (M/F)	Fascia di età	Età (anni)	Peso (kg)	Altezza (cm)
I	12	8/4	7-9	8.3 (0,9)	29,3 (6.1)	130,7 (7.5)
II	12	6/6	10-12	10.7 (0.8)	37.5 (6,5)	143,9 (8.3)
III	12	7/5	13-16	14,7 (1,4)	56,9 (14,5)	164,4 (10.1)

Tabella 4.2: media (SD) per età, peso e altezza dei soggetti in esame.



Per lo studio sono stati analizzati 36 bambini senza alcuna patologia di età  $11,6 \pm 3,1$  anni e sono stati divisi in tre gruppi in base all'età: gruppo I (7-9 anni), gruppo II (10-12 anni) e gruppo III (13-16 anni). Viene richiesto ai partecipanti di camminare a tre diverse condizioni di camminata: lenta, comoda e veloce con 5 minuti di riposo tra una condizione e l'altra. I muscoli presi in esame per l'attività elettromiografia sono il tibiale anteriore (TA), vasto laterale (VL), gastrocnemio mediale (MG), bicipite femorale (BF) e retto femorale (RF) e prima dell'applicazione degli elettrodi su entrambi gli arti, la pelle viene abrasa con carta vetrata e pulita con alcool. I markers riflettenti sono attaccati al piede del partecipante e campionati con il sistema Vicon MX (Vicon, Oxford, UK) a 100 Hz. I dati riguardanti l'attività muscolare sono stati campionati contemporaneamente tramite un sistema ZeroWire EMG (Aurion s.r.l.) utilizzando un inter-elettrodo fisso da 20 mm (Ag-AgCl) (Myotronics Inc. kent WA), impedenza di ingresso di 10 MOhms, un rapporto di reiezione di modo comune di 90 dB e rapporto segnale-rumore  $> 50$  db. I segnali grezzi sEMG sono stati campionati su 1000 Hz e amplificati con un guadagno di 1000. I segnali ottenuti vengono prima filtrati attraverso un filtro passa banda (20-500Hz), in seguito per generare il LE viene applicato un filtro passa-basso a 6 Hz utilizzando un filtro Butterworth; invece la forma d'onda in IMNF viene generata applicando una trasformata wavelet continua (CWT) a ciascun segnale sEMG utilizzando la funzione morlet "madre".

#### 4.5 “Is child walking conditioned by gender? Surface EMG patterns in female and male children”

Nell'ultimo studio preso in esame [27] l'obiettivo è stato la quantificazione delle possibili differenze legate al genere nell'attività mioelettrica di gastrocnemius lateralis (GL) e tibialis anterior (TA) durante la deambulazione a velocità e cadenza auto-selezionata nei bambini, in termini di pattern di attivazione muscolare e frequenza di reclutamento muscolare dei segnali EMG. Inoltre è stato anche fornito un confronto di genere con gli adulti per ottenere una nuova visione della maturazione del cammino. Vengono presi in considerazione 133 soggetti sani, divisi in due gruppi: gruppo-C composto da un centinaio di bambini (49 femmine e 51 maschi, 6-11 anni) e gruppo-YA composto da 33 adulti (17 femmine e 16 maschi, 20-30 anni). I soggetti vengono istruiti a camminare a piedi nudi per 2,5 minuti, al loro ritmo naturale, avanti e indietro su un binario rettilineo di 10 metri ed è stato scelto il ritmo naturale poiché camminare ad una velocità auto-selezionata migliora la ripetibilità dei dati sEMG. I segnali EMG sono stati acquisiti per mezzo del sistema di registrazione multicanale per l'SGA e ad ogni soggetto sono stati applicati foot-switch, goniometri al ginocchio e sonde sEMG. I tre foot-switch (di  $10 \times 10 \times 0.5$  mm) sono stati attaccati sotto il tallone, sul primo e quinto metatarso di entrambi i piedi dei soggetti in osservazione. Un goniometro (accuratezza:  $0,5^\circ$ ) è stato attaccato sul lato di ogni arto inferiore per misurare gli angoli di articolazione del ginocchio sul piano sagittale. I segnali EMG di superficie sono stati rilevati con sonde sEMG a singolo differenziale (SD) con geometria fissa costituita da Ag-disk (Produttore: Medical Technology, diametro: 4 mm; Inter-electrode distanza: 12 mm, guadagno: 1000 passa-alto filtro: 10 Hz, 2 poli). Vengono amplificati e filtrati con un filtro passa basso (450Hz, 6 poli). Con un guadagno complessivo da 1000 a 50.000 in base alle esigenze del muscolo (ingresso di cui rumore: 1mVrms). Per evitare il crosstalk, vengono utilizzate sonde a doppio differenziale (DD) per migliorare ulteriormente la selettività spaziale. Inoltre vengono filtrati da un filtro passa-alto (filtro FIR, 100 taps, frequenza di taglio di 20 Hz) consentendo così all'utente una valutazione indipendente degli intervalli di attivazione.

## Capitolo 5

### Risultati

#### 5.1 “Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking”

Dal primo studio [23] analizzato è emerso che lo sviluppo iniziale del cammino è stato diviso in 4 fasi definite come:

- Stepping neonatale (fino a 4 settimane dalla nascita);
- Inizio dello stepping infantile (da 1 a 2 mesi di età);
- Stepping infantile (da 3 a 5 mesi di età);
- Passi supportati (da 6 a 12 mesi di età);

E la successiva maturazione del cammino in altre 4 fasi:

- Primi passi (fino a 4 settimane dopo aver imparato a camminare);
- Cammino iniziale (da 1 a 2 mesi dopo aver imparato a camminare);
- Cammino immaturo (da 3 mesi a 2 anni dopo aver imparato a camminare);
- Cammino maturo (2 anni dopo aver imparato a camminare);

Ognuna di queste fasi mostra un comportamento elettromiografico differente che caratterizza lo sviluppo del passo dal punto di vista del segnale EMG.

Analizziamo nel dettaglio, il comportamento delle quattro fasi dell'inizio del cammino e delle successive riguardanti la sua maturazione.

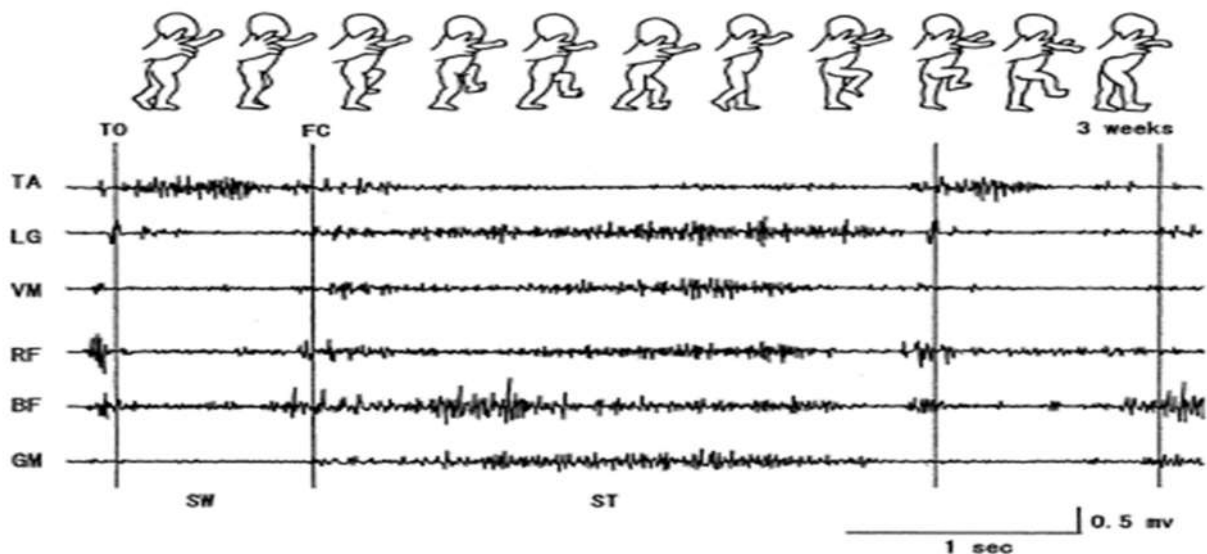


Figura 5.1: EMG della fase di stepping neonatale (fino a 4 settimane dalla nascita). TO: toe-off, FC: contatto del piede (foot-contact), SW: oscillazione (swing phase), ST: appoggio (stance phase).

**Stepping neonatale:** in questa fase il passo è caratterizzato da una flessione veloce di anca e ginocchio in cui la coscia assume una posizione orizzontale durante l'oscillazione. Il piede, quando è portato in avanti, è dorsi-flesso e si avvicina al pavimento molto lentamente, mentre il ginocchio si estende in modo passivo rispetto all'estensione dell'anca. In genere il contatto del piede con il terreno avviene per primo con il bordo laterale e la gamba di supporto risulta relativamente flessa nella fase di appoggio. I muscoli TA, RF e BF mostrano una notevole attività mioelettrica nella fase di pre-oscillazione. Il TA continua ad essere attivo per la maggior parte dell'oscillazione, mentre il muscolo RF mostra un'attività debole e sporadica e il BF nulla. I muscoli LG, VM, e GM non mostrano attività rilevante nella fase di oscillazione, mentre nella fase di appoggio si può notare un'attività relativamente continua. VM e RF tendono ad essere attivi nella fase di doppio appoggio.

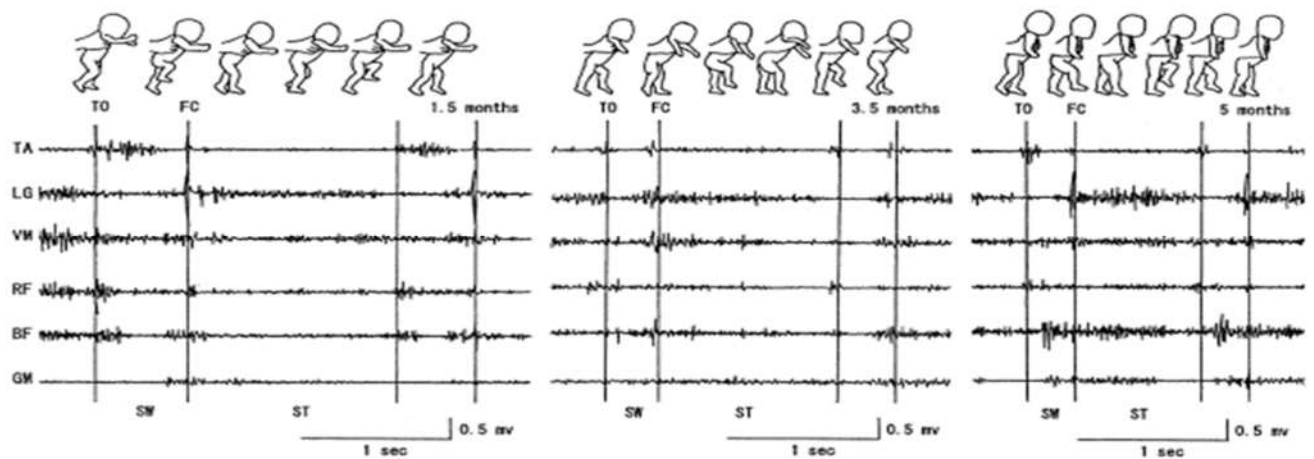


Figura 5.2: EMG delle fasi di inizio dello stepping infantile e dello stepping infantile. A sinistra: a 1,5 mesi dopo la nascita, al centro: a 3,5 mesi dopo la nascita, a destra: a 5 mesi dopo la nascita.

**Inizio dello stepping infantile:** la frequenza del passo in questa fase è più regolare rispetto alla precedente. La flessione dell'anca è ancora pronunciata nella prima parte dell'oscillazione, ma l'estensione della gamba comincia ad essere più rigorosa nella seconda parte della fase. Il contatto con il pavimento avviene con la parte laterale dell'avampiede nella maggior parte dei casi. Per quanto riguarda l'attività muscolare, nella fase di oscillazione l'attività continua del TA tende a finire prima rispetto la fase precedente, mentre i muscoli BF e RF mostrano lo stesso comportamento. LG e VM si attivano prima del contatto con il piede. Nella fase di appoggio VM tende ad essere attivo a intervalli.

**Stepping infantile:** i passi sono eseguiti attivamente ma la flessione dell'anca è ancora presente e l'estensione della gamba è più attiva nella parte finale dell'oscillazione. Il contatto del piede con il suolo avviene, in genere, con l'avampiede. Nella fase di oscillazione i muscoli TA, RF e BF diventano meno attivi rispetto alle fasi precedenti. Nella fase finale dell'oscillazione LG e VM mostrano un aumento di attività elettromiografica. Durante la fase di appoggio, invece, si notano continue «scariche» di intensità variabile dei muscoli VM, LG, GM e BF.

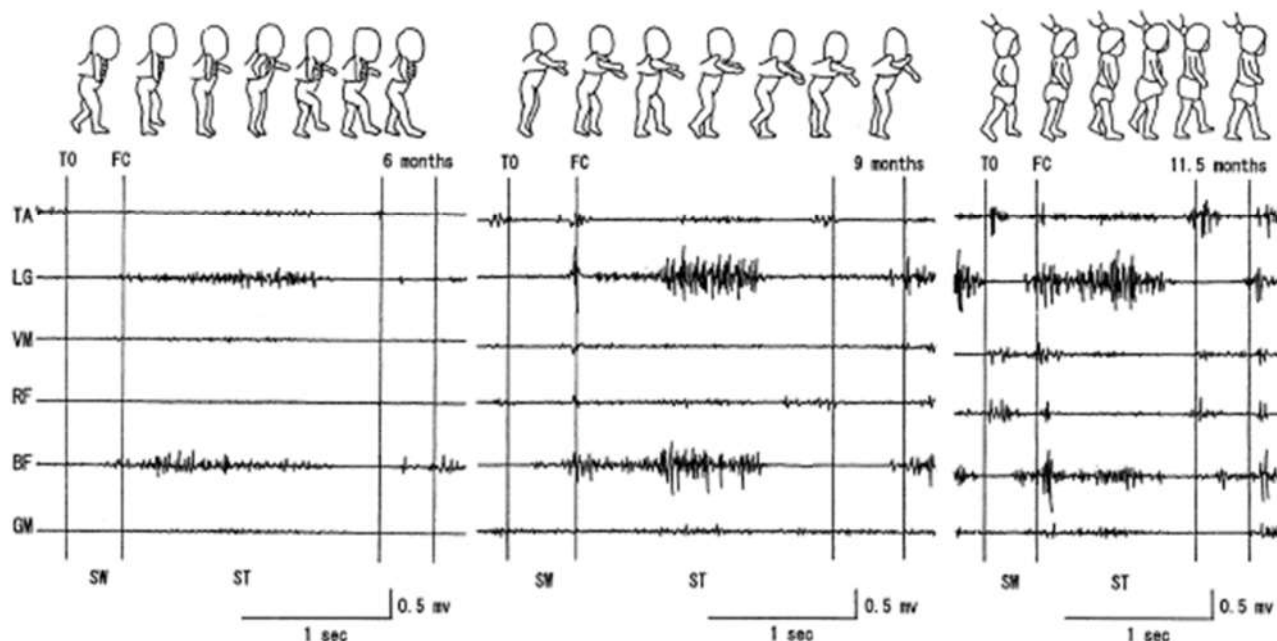


Figura 5.3: EMG durante i passi supportati. A sinistra: a 6 mesi dopo la nascita, Centro: a 9 mesi dopo la nascita, a destra: a 11.5 mesi dopo la nascita.

**Passi supportati:** dopo circa sei mesi dalla nascita i bambini, in genere, iniziano a gattonare, iniziando a mostrare un passo relativamente stabile quando sono supportati. Mentre, a 11 mesi il bambino è capace di mantenersi in piedi da solo e camminare con una sola mano di supporto. In questa fase, la flessione dell'anca, nella prima parte dell'oscillazione, si riduce leggermente e l'estensione della gamba tende a scomparire nella parte finale della fase di oscillazione. Per quanto riguarda l'attivazione dei muscoli nella prima parte dell'oscillazione l'attività del muscolo RF è sporadica e i picchi di attività del muscolo BF scompaiono. Nell'ultima parte dell'oscillazione, LG e VM mostrano la minima attività a 6 e 9 mesi, ma forti attività a 11,5 mesi. Durante la fase di appoggio la continua attività del muscolo VM scompare mentre, LG e BF sono molto attivi.

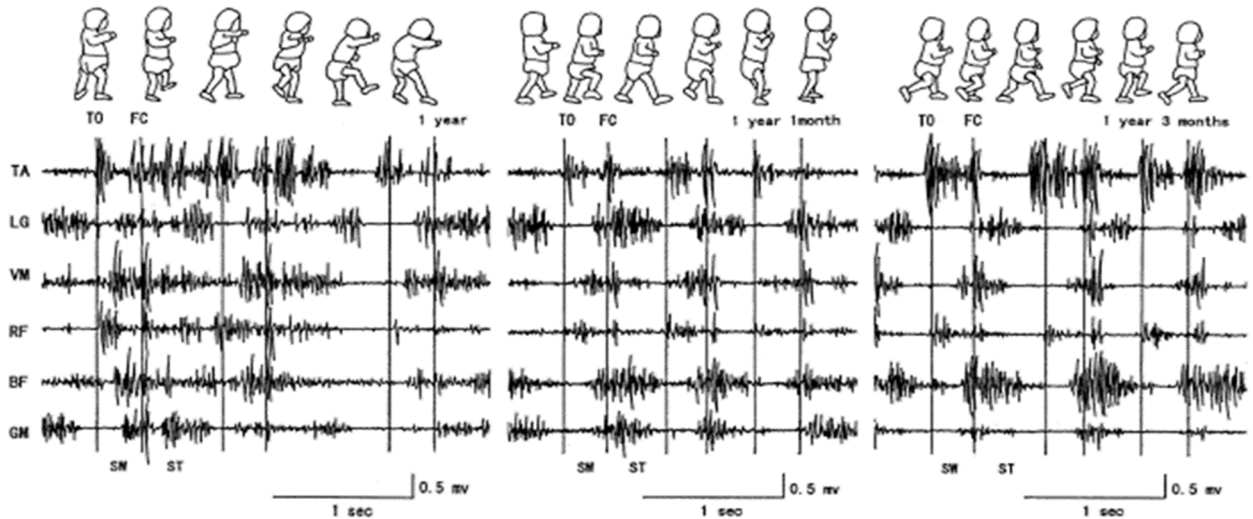


Figura 5.4: EMG delle fasi di primi passi, inizio del cammino infantile e cammino immaturo. A sinistra: 1 settimana dopo aver imparato a camminare ossia a 1 anno di età, al centro: a 1 anno e 1 mese, a destra: a 1 anno e 3 mesi.

**Primi passi:** il bambino risulta capace di eseguire più di dieci passi senza un supporto esterno. La camminata è caratterizzata da una flessione veloce dell'anca, il piede raggiunge velocemente il suolo e il ginocchio si estende attivamente con l'anca. Il contatto iniziale avviene, in genere, con l'avampiede o la parte centrale della pianta del piede. La gamba di supporto mostra una leggera flessione nella fase di appoggio e le braccia del bambino sono alzate e distanziate dal corpo. All'inizio dell'oscillazione, i muscoli TA e RF sono fortemente attivi accompagnati da una attività moderata del BF. Durante l'oscillazione LG, VM, BF e GM sono tutti attivi e prima del contatto del piede con il suolo il TA mostra picchi di attività. Anche la fase di appoggio è caratterizzata dall'attivazione di tutti i muscoli in esame.

**Inizio del cammino infantile:** il bambino comincia ad abituarsi a camminare da solo per un periodo esteso di tempo. Nell'ultima parte dell'oscillazione, l'estensione della gamba è ancora esistente. Il contatto iniziale avviene generalmente con l'avampiede o l'intera pianta del piede. Si osserva una diminuzione leggera nella flessione del ginocchio della gamba di supporto durante l'appoggio, e le braccia cominciano ad avvicinarsi al corpo. Quando inizia la fase di oscillazione tutti i muscoli

mostrano la stessa attività precedente, mentre nell'appoggio le attività muscolari diventano meno sporadiche. Le continue scariche del muscolo VM appaiono sempre meno e le forti attività dei muscoli TA e RF diventano moderate.

**Cammino immaturo** (fino a un anno e tre mesi): il bambino inizia ad avere un modello di cammino più o meno stabile. Durante l'oscillazione la coscia non risulta eccessivamente alzata e l'estensione del ginocchio diventa più passiva. Calcagno e dita toccano simultaneamente il suolo e il bambino mostra più forza nell'avanzamento del corpo poiché la base del piede è stata ristretta alla larghezza delle spalle. Le braccia sono solo leggermente elevate ma sempre lontane dal corpo. I muscoli TA e RF lavorano come nella fase precedente, VM non mostra più la stessa attività nella parte centrale dell'oscillazione mentre LG è totalmente assente. Nella fase di appoggio invece, le attività dei muscoli cambiano di poco tranne per il muscolo GM che ha dimostrato una minore attività.

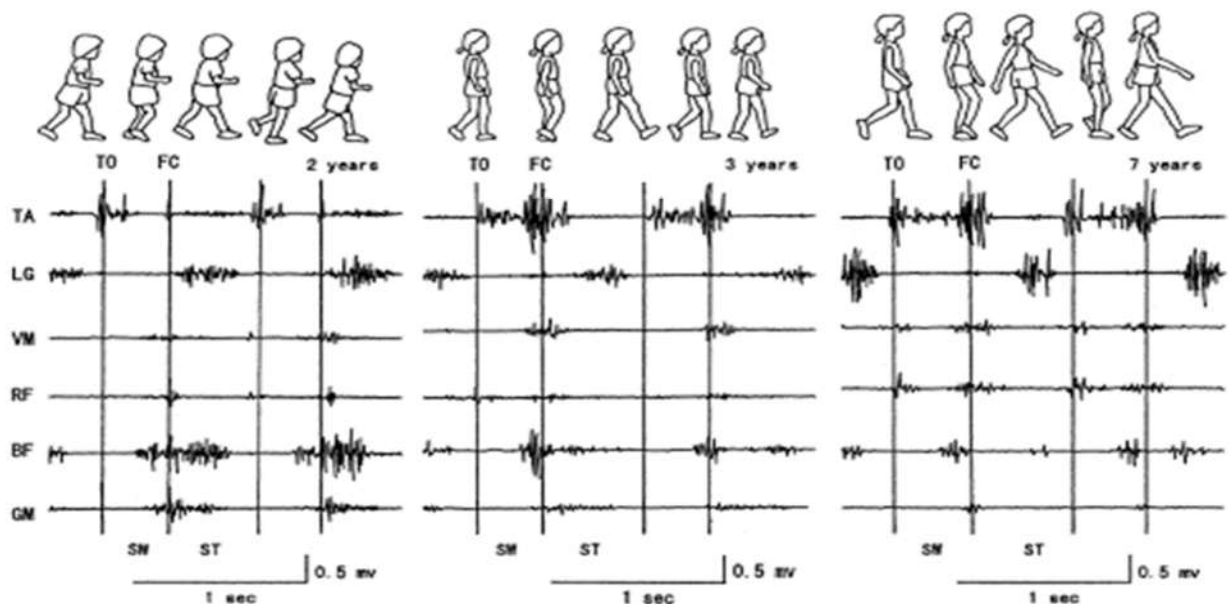


Figura 5.5: EMG per le fasi di cammino maturo e immaturo, rispettivamente a destra e sinistra.



**Cammino immaturo** (a 2 anni): il bambino all'età di 2 anni acquisisce un cammino stabile e il controllo nella camminata veloce e nella corsa. Il muscolo TA è attivo quando l'oscillazione sta per iniziare ma né BF che RF mostrano attività muscolari. Durante l'appoggio le attività dei muscoli LG, BF e VM sono simili alla fase precedente.

**Cammino maturo:** il bambino risulta avere un cammino stabile che ricorda quello di un adulto. La coscia mostra una flessione minima nella parte iniziale dell'oscillazione. Il piede entra in contatto con il suolo con il calcagno e le dita alzate come accade per gli adulti. Mentre esiste una differenza nella posizione del busto durante il passo che consiste in un modello di andatura con corpo inclinato fino ai due anni e in posizione eretta successivamente. Nella fase di oscillazione il muscolo TA è attivo, accompagnato da una lieve attività del muscolo RF. Durante l'appoggio ci sono continue scariche di LG che scompaiono nella prima metà della fase ma ricompaiono verso la fine della fase. I muscoli BF e GM iniziano a diminuire la loro attività assumendo modelli simili a quelli degli adulti.

Lo studio ha portato anche ad osservazioni riguardanti i muscoli agonisti e antagonisti durante lo sviluppo del cammino:

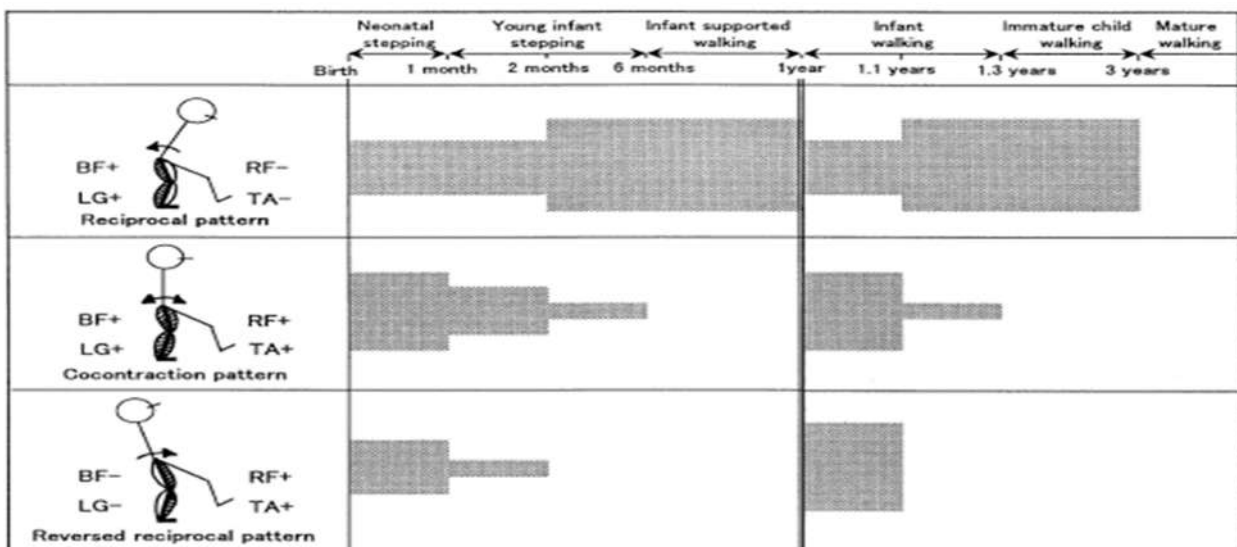


Figura 5.6: cambiamenti evolutivi di modelli EMG nei muscoli antagonisti comuni (TA rispetto LG e RF rispetto BF) durante la fase di singolo appoggio.

La figura mostra il cambiamento evolutivo dei modelli elettromiografici dei muscoli agonisti e antagonisti durante il singolo appoggio da due settimane dalla nascita a sette anni di età. I modelli consistono in:

- Modello reciproco: i muscoli posteriori sono attivi quelli anteriori inattivi
- Modello reciproco inverso: i muscoli anteriori sono attivi quelli posteriori inattivi
- Modello di co-contrazione: i muscoli di entrambi i lati sono attivi contemporaneamente

Nel lavoro, si osservano modelli di co-attivazione muscolare forti fino alle fasi precedenti al cammino maturo.

## - Discussione

Sebbene questo studio presenti alcune limitazioni dovute all'approccio semplificato di analisi del segnale e al fatto che l'osservazione elettromiografica viene effettuato su un singolo soggetto, porta a risultati interessanti e significativi per la caratterizzazione dello sviluppo del cammino maturo. Osserviamo che durante i primi tre anni di vita, i movimenti relativi al cammino sembrano iniziare con modelli complessi che includono frequentemente co-attivazione di muscoli antagonisti mutui. Successivamente, con l'acquisizione di un andamento di cammino maturo, vi è una progressione verso una più efficiente produzione di attività muscolare negli arti inferiori dovuto ad una maggiore forza ed equilibrio. All'inizio della fase di oscillazione, le attività dei muscoli TA e RF restano consistenti nel cammino primitivo, supportato e maturo. L'attività del muscolo BF, invece, nello stesso punto del ciclo del passo, cambia per ogni fase e anche nella stessa fase. Poco prima del termine della fase di oscillazione, i muscoli LG e VM presentano attività a 3 e 4 mesi dopo la nascita e durante i primi mesi di cammino indipendente. Quando il cammino diventa più volontario, le attività di LG e VM non si manifestano più. L'assenza di tale attività sembra riflettere lo sviluppo dell'equilibrio e del controllo della postura.

## 5.2 “ Repeatability of surface EMG during gait in children”

I risultati ottenuti [24] ci permettono di osservare che non esistono variazioni statistiche significative tra i due gruppi di bambini e adulti protagonisti dell’osservazione. Chiaramente, a causa di una lunghezza maggiore del passo, velocità e lunghezza del passo sono maggiori negli adulti rispetto ai bambini. I rapporti di varianza dei bambini, come osservato, variano da 0,328 a 0,657 e i muscoli RF e MH mostrano rispettivamente la massima variabilità e massima ripetibilità.

Table 1  
Mean ( $\pm$  S.D.) spatial temporal parameters

	Children	Adults
Cadence (steps/min)	129.8 $\pm$ 18	115.5 $\pm$ 10
Stride length (cm)	110.0 $\pm$ 19	135.3 $\pm$ 8.2
Velocity (cm/s)	118.9 $\pm$ 31	131.0 $\pm$ 13.1
Single leg support (%)	38.9 $\pm$ 1.6	37.3 $\pm$ 1.1
Stance (%)	58.7 $\pm$ 2.6	60.5 $\pm$ 2.0

Tabella 5.1: Valori di cadenza, lunghezza del passo, velocità, percentuale di singolo appoggio e di appoggio del ciclo del passo effettuato da adulti e bambini.

Table 2  
Within-session and between-session variance ratios (mean  $\pm$  S.D.)

Muscle	Within-session			Between-session		
	Right	Left	Average	Right	Left	Average
RF	0.530 $\pm$ 0.09	0.572 $\pm$ 0.14	0.551 $\pm$ 0.12	0.524 $\pm$ 0.04	0.657 $\pm$ 0.03	0.590 $\pm$ 0.08
MH	0.328 $\pm$ 0.15	0.440 $\pm$ 0.16	0.384 $\pm$ 0.17	0.343 $\pm$ 0.08	0.460 $\pm$ 0.13	0.401 $\pm$ 0.12
AT	0.521 $\pm$ 0.18	0.414 $\pm$ 0.11	0.468 $\pm$ 0.16	0.521 $\pm$ 0.07	0.420 $\pm$ 0.05	0.433 $\pm$ 0.10
MG	0.505 $\pm$ 0.14	0.349 $\pm$ 0.14	0.427 $\pm$ 0.16	0.520 $\pm$ 0.05	0.346 $\pm$ 0.05	0.470 $\pm$ 0.08

Tabella 5.2: Risultati ottenuti dall’osservazione riportando i valori dei rapporti di varianza del segnale EMG di gamba destra e sinistra, intra-sessione e inter-sessione.

Table 3  
Statistical ANOVA of results from separate analyses of within-session VR and between-session VR

	<i>p</i> -value	
	Within-session	Between-session
Muscle	<0.001	<0.001
Side	<0.003	<0.416
Age	<0.001	
Muscle × side	<0.038	<0.001
Muscle × age	<0.679	
Side × age	<0.027	

Table 4  
Comparison of within-session VR from adults and literature values (mean ± S.D.)

Muscle	Adults ( <i>n</i> = 10) within-session	Kadaba et al. ( <i>n</i> = 10) within-session	Kadaba et al. ( <i>n</i> = 10) between-session
RF	0.270 ± 0.13	0.267	0.563
MH	0.203 ± 0.14	0.172	0.503
AT	0.199 ± 0.11	0.255	0.480
MG	0.173 ± 0.15	0.197	0.576

Tabelle 3-4: (a sinistra) i risultati statistici significativi intra e inter- sessione e (a destra) i rapporti di varianza dei segnali EMG degli adulti dei muscoli RF, MH, AT e MG.

La tabella 3 dimostra che le analisi statistiche dei valori VR mostrano differenze statistiche significative per i muscoli considerati e l'età ( $p = p\text{-value} < 0,01$ ). La tabella 4, invece, permette di confrontare i dati tra i bambini in esame e gli adulti che hanno eseguito la stessa prova in un altro e precedente studio.

## - Discussione:

In generale, nonostante alcune limitazioni riguardanti la dimensione dei campioni, la fascia di età dei bambini e degli adulti che comprende principalmente individui di età universitaria, è stato dimostrato che c'è più variabilità in test giornalieri che in test periodici. I segnali sEMG dei bambini con sviluppo normale sono meno ripetibili rispetto a quelli degli adulti, cioè hanno un VR maggiore. In particolare, dai risultati mostrati, i segnali elettromiografici dei bambini mostrano una variabilità approssimativamente doppia di quella dei segnali elettromiografici degli adulti e si rilevano differenze in tutti i muscoli tranne nel muscolo MH, dove viene rilevata una massima ripetibilità del segnale tra bambini e adulti. Inoltre, nei bambini sono state rilevate differenze tra i muscoli della gamba destra e sinistra: i muscoli che controllano la cavaglia TA e MG sono più variabili a destra che a sinistra, il contrario, invece, si verifica per i muscoli dell'anca e del ginocchio RF ed MH.

### 5.3 “Normative EMG activation patterns of school-age children during gait”

Dal terzo articolo preso in considerazione [25], come primo risultato troviamo i diversi numeri di intervalli di attivazione muscolare durante lo stesso cammino.

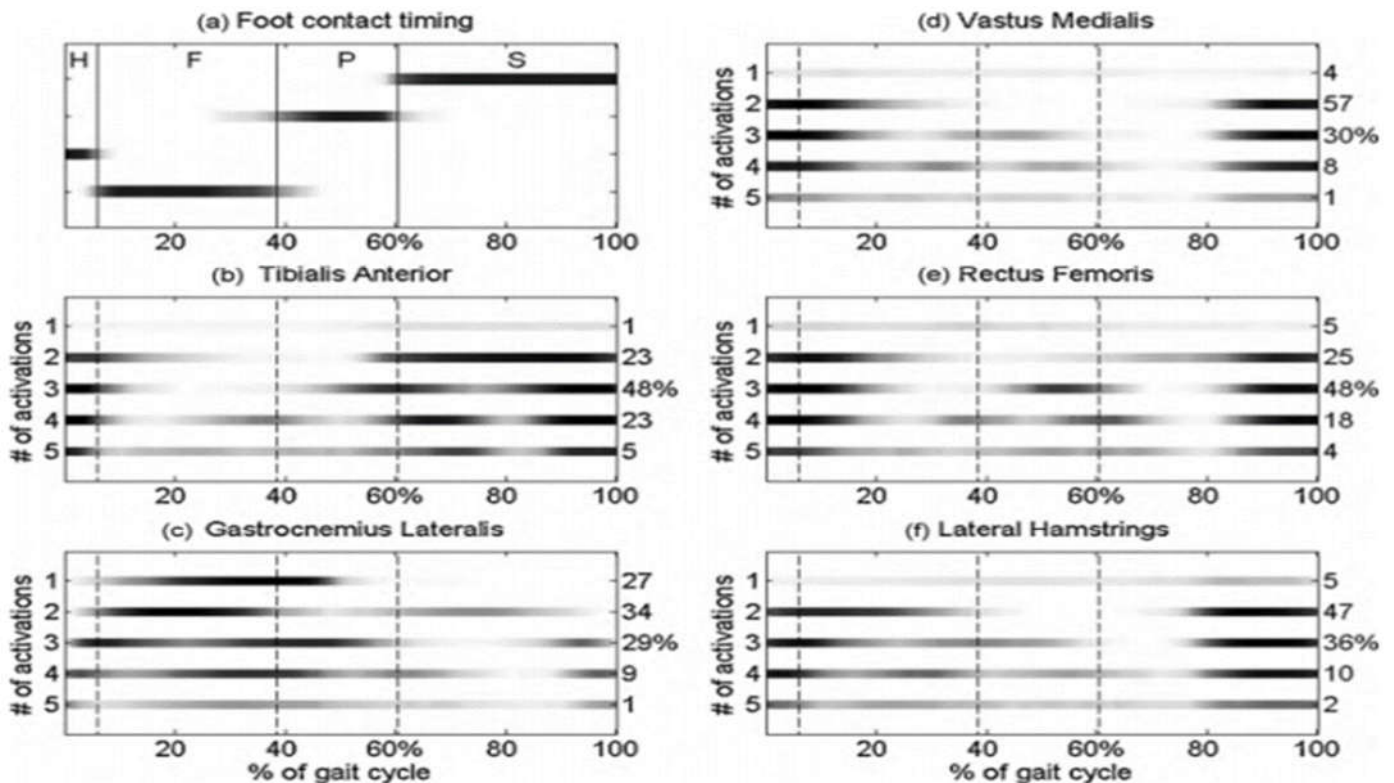


Figura 5.7: Le barre orizzontali sono codificate con diverse tonalità di grigio. In ogni percentuale del ciclo del passo secondo le osservazioni: nero = condizione osservata per tutti i soggetti dello studio, bianco = condizione mai incontrata. Sugli assi verticali troviamo a destra la frequenza relativa ad ogni intervallo e a sinistra gli intervalli da 1 a 5, sull’asse orizzontale la % del ciclo del passo.

La figura (a) mostra la sincronizzazione del contatto del piede, ossia la durata delle quattro fasi H, F, P e S dove la fase H dura  $5.9 \pm 1,8\%$  del ciclo del passo,  $F = 32,5 \pm 5,6\%$ ,  $P = 22,1 \pm 5,4\%$  e S ha una durata del  $39,6 \pm 3,2\%$  del ciclo del passo. Da (b) ad (f) si mostrano gli intervalli di attivazione dei muscoli TA, GL, VM, RF e LH espressi in % di ciclo del passo. Il modello di attivazione più comune del muscolo TA, osservato al 48% del ciclo del passo, consiste in 3 attivazioni: la prima durante il rotolamento del calcagno fino al 9,3% del ciclo, la seconda attivazione inizia prima del toe-off fino

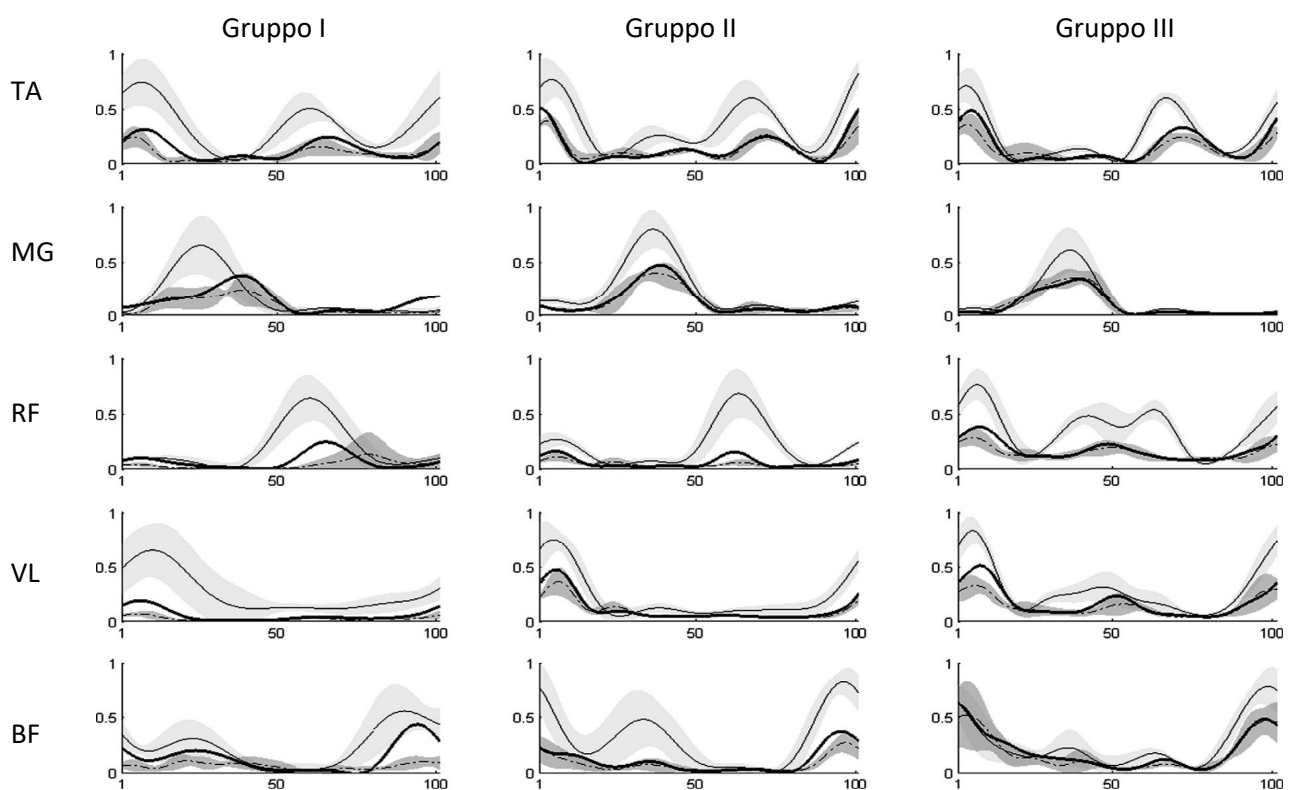
al 65% del ciclo e la terza al 79% del ciclo fino al successivo contatto iniziale. Il muscolo GL mostra nel suo modello più comune, osservato al 34% del ciclo, due attivazioni: la prima inizia dopo la fine del rotolamento del calcagno (7.3%) fino alla fine del suo sollevamento (37.1%) e la seconda dura dall'inizio della fase di oscillazione (66,9%) alla fine di metà fase (80%). Al 57% il muscolo VM mostra due attivazioni: la prima dal rotolamento del calcagno fino a metà della fase di appoggio (19,6%), la seconda dalla fine della fase di oscillazione (83.7%) al successivo contatto iniziale. Il muscolo RF mostra tre attivazioni al 48% del ciclo: all'inizio della fase fino al 17.9% del ciclo del passo, la seconda all'incirca dal 46.4% al 59.2% e nella fase terminale dell'appoggio dall'85.1% fino al successivo contatto iniziale. Infine, il muscolo LH al 48% del ciclo del passo è attivo due volte: inizialmente con il contatto del tallone fino alla sua spinta (27,4%), e poi dalla metà dell'oscillazione (77.5%) fino al successivo rotolamento.

#### - Discussione

Alcune limitazioni sono dovute al fatto che vengono utilizzati solo tre foot-switches su ogni piede (tallone, prima e quinta testa metatarsale) invece di quattro (tallone, prima e quinta testa metatarsale, alluce) e quindi i termini di appoggio e oscillazione non rispettano la loro definizione rigorosa. Inoltre va notato che alcuni schemi di attivazione possono contenere una attività EMG molto bassa, appena sopra il rumore, che può essere trascurata ma bisogna tenerla sotto controllo attraverso la valutazione clinica. In conclusione il presente studio dimostra che sono presenti diverse modalità di attivazione anche in passi successivi dello stesso soggetto, ed inoltre, anche in una gamma di età in cui dovrebbe essersi stabilito un cammino maturo, questo studio, conferma che i bambini, a velocità normale, hanno un'elevata variabilità di attivazione muscolare.

## 5.4 “Walking speed effects on the lower limb electromyographic variability of healthy children aged 7–16 years”

Dall’articolo scientifico [26] si nota innanzitutto che non sono emerse differenze per quanto riguarda gli intervalli di attivazioni muscolari tra arto destro e sinistro. Le forme d'onda in LE sono risultate fortemente influenzate dalla velocità con ampiezze maggiori a velocità maggiori mentre le forme d'onda in IMNF non hanno mostrato effetti della velocità sulla componente frequenza. La velocità di camminata comoda ha mostrato un VR significativamente più basso della velocità lenta e veloce ( $0,30 \pm 0,18$ ;  $0,42 \pm 0,22$  e  $0,37 \pm 0,20$ , rispettivamente,  $F_{2,2070} = 90,730$ ,  $p < 0.01$ ) ed inoltre, si nota che la camminata lenta ha una VR significativamente maggiore rispetto a quella della camminata veloce. Gli effetti dell'età sulla forma d'onda in LE erano più evidenti nei muscoli della coscia. Il gruppo I ha mostrato poca attività per quanto riguarda il RF nella fase iniziale rispetto al gruppo III e allo stesso modo, nel gruppo I il BF viene attivato meno nella posizione iniziale rispetto al gruppo II e gruppo III. Inoltre si è notato una maggiore variabilità nella camminata lenta e veloce rispetto a quella confortevole ed è più evidente nei soggetti giovani.



La figura 5.8 precedente: illustra la variabilità della forma d'onda in LE della gamba sinistra per un partecipante rappresentativo di ogni fascia d'età attraverso le tre velocità di camminata. Media complessiva delle 6 prove a ciascun regime: lento (tratteggiata), confortevole (solido grassetto) e veloce (solido).

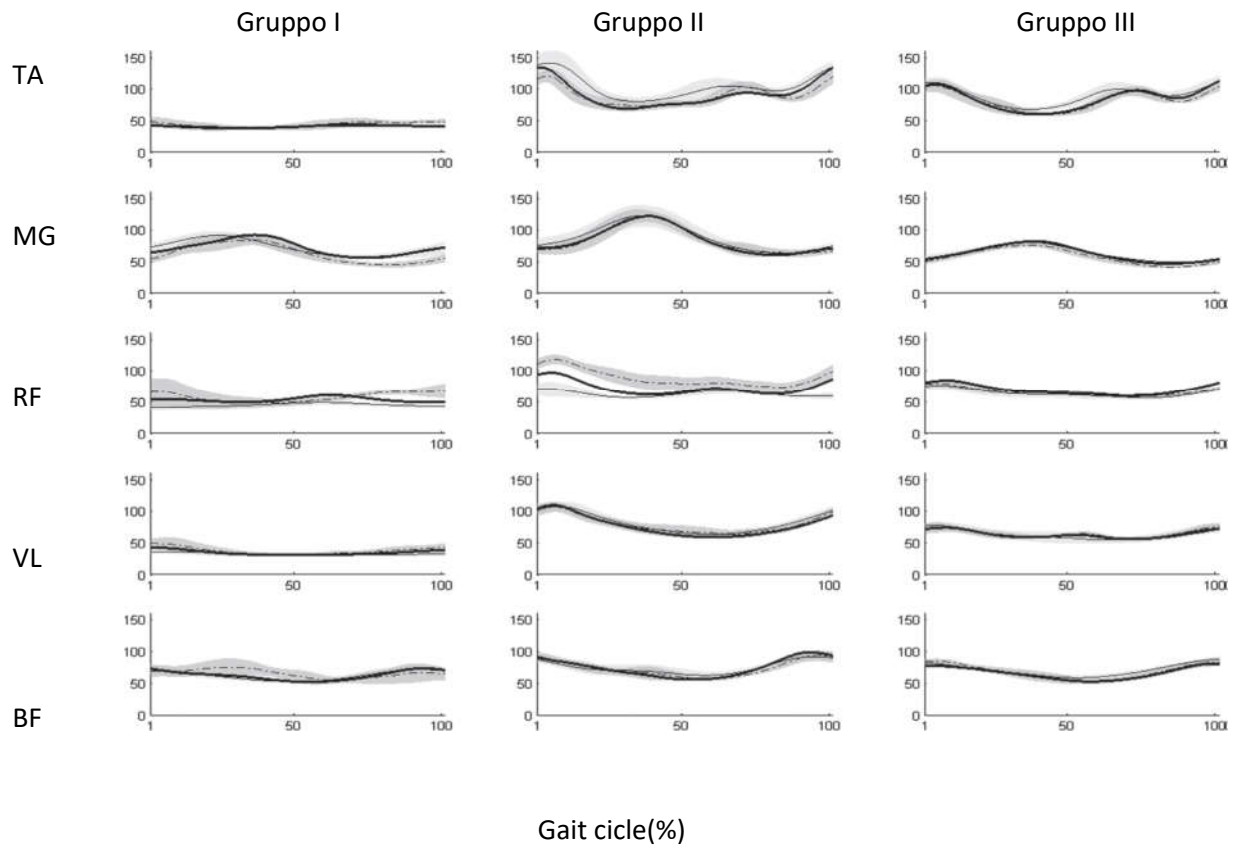


Figura 5.9: illustra la variabilità della forma d'onda in IMNF della gamba sinistra per un partecipante rappresentativo di ciascun gruppo di età attraverso le 3 velocità di camminata.

## - Discussione

In conclusione si è ottenuto che la variabilità del IMNF rispetto a LE tendeva ad essere maggiore, con differenze significative per TA, RF, VL e BF, ma differenze più profonde negli estensori del ginocchio RF e VL e soprattutto che la variabilità degli intervalli di attivazione muscolare nei bambini tra 7 e 16 anni di età aumenta quando si cammina ad una velocità non comoda e nei bambini sotto i 10 anni sono più variabili rispetto a quelli più grandi, dimostrando così che i modelli di un'andatura matura arrivano solo ad una fase successiva all'infanzia.



## 5.5 “Is child walking conditioned by gender? Surface EMG patterns in female and male children”

Nell'ultimo studio [27] è emerso che nel gruppo-C non sono state riscontrate differenze sostanziali tra maschi e femmine per quanto riguarda l'età ( $107,6 \pm 15,5$  vs  $108,8 \pm 17,3$  mesi,  $p=0.72$ ), l'altezza ( $133 \pm 10$  vs  $134 \pm 9$ cm,  $p=0.57$ ) e la massa ( $30.7 \pm 7.2$  vs  $30.6 \pm 6.2$ kg,  $p=0.91$ ). Nel gruppo-YA per quanto riguarda l'età ( $23.5 \pm 1.3$  vs  $24.2 \pm 2.3$  anni,  $p = 0.21$ ) si hanno valori differenti trascurabili, ma si notano valori più bassi nelle donne per quanto riguarda l'altezza ( $164 \pm 3$  vs  $180 \pm 6$ cm,  $p = 0.014$ ) e la massa ( $51.8 \pm 3.2$  vs  $72.5 \pm 8.5$ ,  $p = 3.2 \cdot 10^{-6}$ ). L'SGA del segnale mioelettrico ha dimostrato che i muscoli hanno diversi intervalli di attivazione e che sia nel gruppo C che in quello YA non si hanno differenze sostanziali per quanto riguarda gli istanti on/off di attivazione tra maschi e femmine. Sono state trovate per entrambi i gruppi le durate delle varie fasi: nei bambini si ha che la fase H dura  $5,9 \pm 1,8\%$ , la fase F  $32,5 \pm 5,6\%$ , la fase P  $22,1 \pm 5,4\%$  e la fase S  $39,6 \pm 3,2\%$  del ciclo del passo; invece per gli adulti, la fase H dura  $6,3 \pm 3,0\%$ , F  $26,4 \pm 6,4\%$ , P  $24,1 \pm 4,6\%$  e la fase S  $43,1 \pm 3,0\%$  del ciclo del passo. Nel gruppo C non sono state riscontrate significative differenze per quanto riguarda la cadenza ( $60,1 \pm 6,0$  vs  $60,6 \pm 5,5$  ciclo/min,  $p = 0,53$ ) e la velocità del passo ( $0,99 \pm 0,13$  vs.  $1,00 \pm 0,11$  m/s,  $p = 0,81$ ). Invece nel gruppo YA, si notano valori per la cadenza superiori nelle donne, ( $57,8 \pm 55,3$  vs  $2,5 \pm 3,7$  cicli/min,  $p = 0,002$ ) mentre per la velocità si hanno differenze trascurabili ( $1.19 \pm 0.19$  vs  $1.20 \pm 0.09$  m / s,  $p = 0,42$ ). Inoltre i due gruppi sono stati analizzati anche sotto l'aspetto della frequenza di reclutamento muscolare e per quanto riguarda il gruppo C non sono state riscontrate differenze per entrambi i muscoli in esame. Per quanto riguarda il gruppo YA, i maschi hanno presentato per il GL una maggiore frequenza nella modalità di attivazione 1 e una minore per la 3,4,5; invece per il TA si ha una maggiore frequenza per la modalità di attivazione 2 e una minore per la 4 e 5.

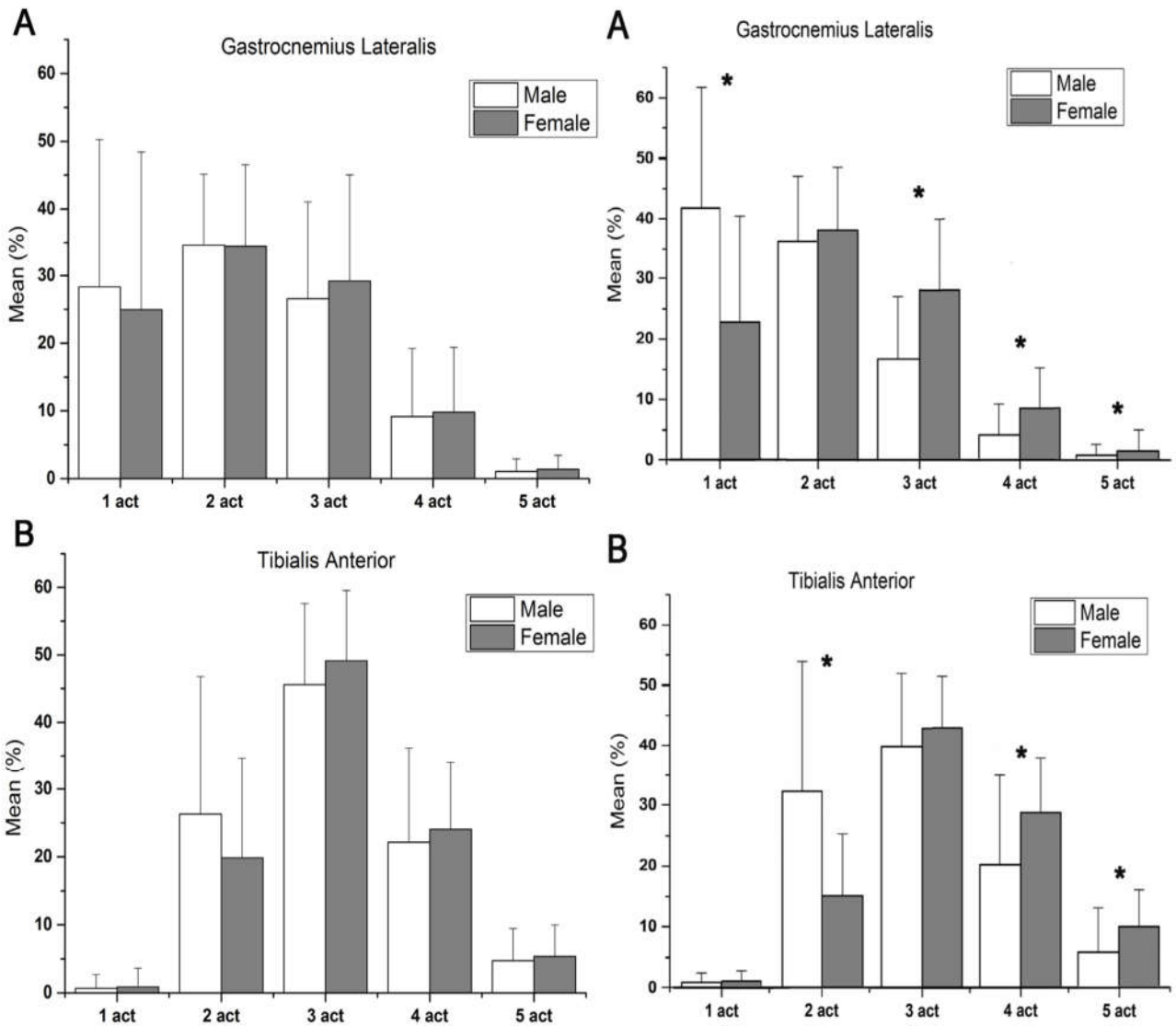


Figura 5.10: media della frequenza di ciascuna delle cinque diverse modalità di attivazione di GL (fig. A) e TA (fig. B) rilevata nel gruppo C (sinistra) e gruppo YA (destra). \* indica differenza significative tra i generi.

In seguito il gruppo-C è stato ulteriormente suddiviso in due sottogruppi: gruppo YC (formato dai bambini più piccoli, 16 femmine e 12 maschi, 6-8 anni,  $86.2 \pm 5.1$  mesi; altezza  $124 \pm 7$  cm; massa  $25.7 \pm 5.8$  kg) e gruppo OC (formato dai bambini più grandi, 15 femmine e 15 maschi, 10-12 anni,  $127 \pm 5$  mesi; altezza  $141 \pm 6$  cm; massa  $34.5 \pm 5.5$  kg).

Da questa ulteriore suddivisione è stato riscontrato che in entrambi in gruppi non si hanno differenze sostanziali per quanto riguarda gli istanti on/off di attivazione per entrambi i muscoli GL e TA; invece per quanto riguarda la frequenza di reclutamento muscolare nel gruppo YC le differenze sono trascurabili mentre nel gruppo OC non si notano differenze per il muscolo TA ma per il muscolo GL si nota che nei maschi la frequenza è maggiore nella modalità di attivazione 1 e minore nella modalità 3 e 4.

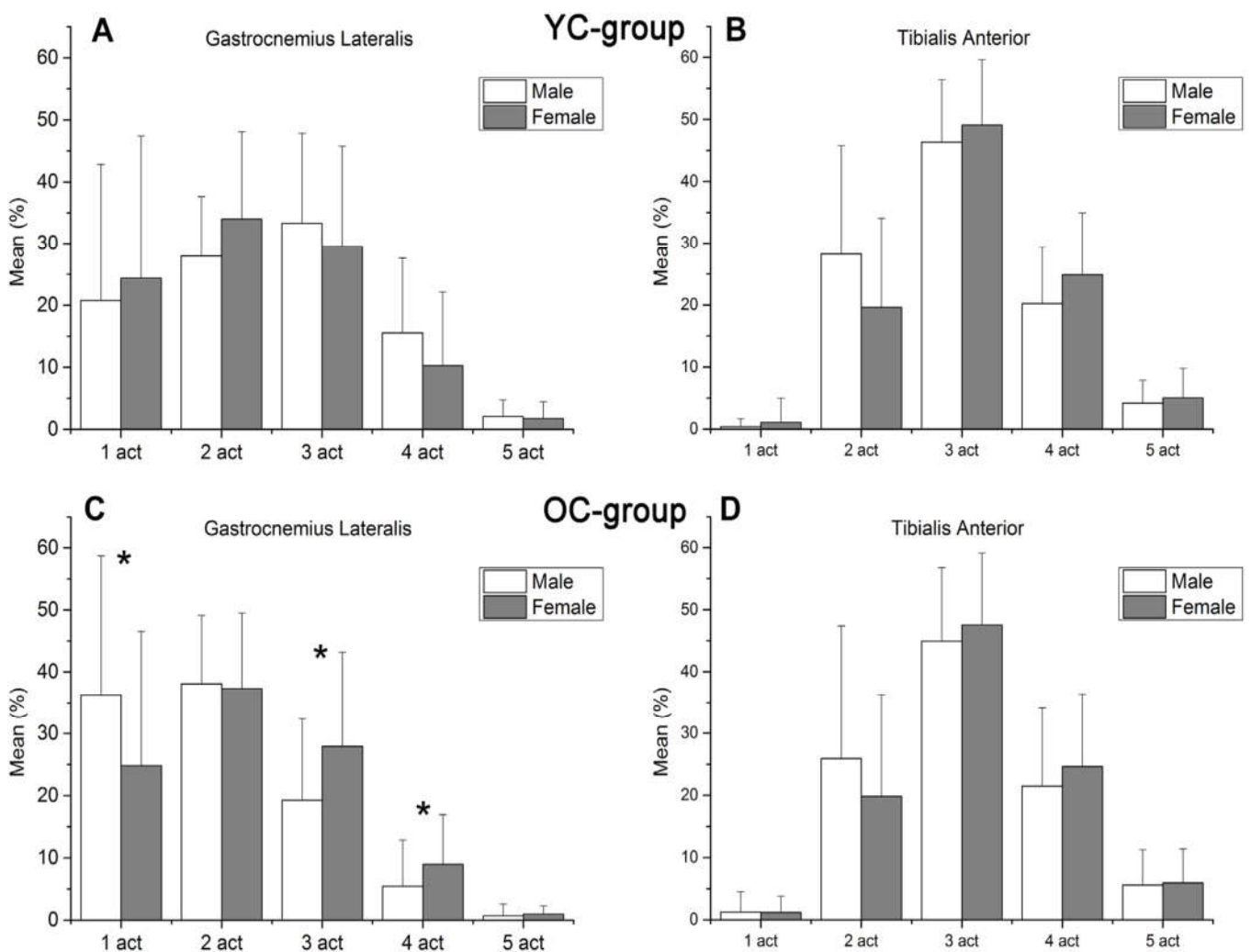


Figura 5.11: media della frequenza di ciascuna delle cinque diverse modalità di attivazione di GL (fig. A) e TA (fig. B) rilevata nel gruppo YC (sopra) e gruppo OC (sotto)

- Discussione:

Dai risultati ottenuti possiamo concludere che non sono state riscontrate differenze significative tra maschi e femmine in età infantile per quanto riguarda la frequenza di reclutamento muscolare e gli istanti on/off di attivazione, invece per quanto riguarda gli adulti è risultato che dagli istanti di attivazione non fuoriescono sostanziali differenze ma per quanto riguarda la frequenza è risultato che nelle femmine è maggiore nelle modalità con maggior numero di attivazione e significativamente minore in quelle con un numero minore di attivazione sia per GL che per TA. Si ritiene che queste differenze siano dovute alle differenze antropometriche tra maschi e femmine. Inoltre grazie all'ulteriore suddivisione del gruppo C si è notato che nei bambini più piccoli (YC, 6-8 anni) non ci sono differenze di genere, invece nel gruppo OC, dei più grandi (10-12), le femmine hanno mostrato un comportamento simile a quello degli adulti portando a concludere che l'intervallo di tempo in cui si arriva ad una maturazione completa corrisponde al periodo dell'adolescenza.

## Discussione e conclusioni

Nel lavoro di tesi presentato fin qui, sono state prese in considerazione e analizzate diverse tecniche per valutare un modello generale di sviluppo del cammino maturo in condizioni normali attraverso lo studio del segnale elettromiografico.

Sono state studiate le attività muscolari degli arti inferiori in diverse fasce di età durante il cammino normale con un approccio statistico, i segnali elettromiografici in un'osservazione di sette anni su uno stesso soggetto, le variabilità dei segnali EMG, le diverse modalità di attivazione muscolare, in diverse velocità di camminata, durante il periodo dell'età scolare e nel periodo adolescenziale e infine si è preso in considerazione anche un confronto tra il genere maschile e femminile.

È emerso che, quando i bambini iniziano a camminare per la prima volta, sono caratterizzati da un controllo immaturo della postura, da grandi fluttuazioni del passo e frequenti cadute poiché non sono ancora in grado di mantenere la posizione eretta [2]. I neonati mostrano un primo modello di andatura caratterizzata da un'estrema flessione dell'anca seguita da un rapido posizionamento dell'avampiede. Durante la fase di appoggio, l'arto non è capace di sostenere il corpo e portarlo in avanti. Infatti le loro risposte elettromiografiche si presentano irregolari e mostrano un altro grado di co-attivazione dei muscoli agonisti e antagonisti [23].

Da quanto osservato, possiamo sintetizzare la caratterizzazione del cammino immaturo attraverso:

- Co-attivazione muscolare durante la fase di appoggio;
- Ampiezza del segnale EMG del muscolo TA durante la fase di oscillazione maggiore di quella del muscolo GL nella fase di appoggio;
- Picchi di attività singoli e di larga ampiezza nel muscolo GL.

Questi comportamenti muscolari sono dovuti al rapido movimento dell'articolazione del ginocchio e alla mancanza di riflessi pronti durante i primi anni di vita dei bambini.

Con il passare del tempo, all'incirca verso i tre anni, il loro cammino risulta relativamente maturo [2,23] e la visibile instabilità comincia ad essere sostituita da un cammino più stabile. Si nota un migliore controllo muscolare e prontezza di riflessi, tale da poter caratterizzare il cammino maturo attraverso:

- Durata del singolo appoggio maggiore;
- Velocità del passo in aumento;
- Attivazione muscolare più controllata.

Nonostante la presenza dei fattori generali osservati, lo sviluppo motorio continua ad evolversi anche dopo i tre anni mostrando variabilità anche negli adulti seppur dimezzata rispetto a quella dei bambini [24]. Inoltre andando ad analizzare il segnale EMG su differenti velocità di camminata si è riscontrato, in conformità con studi precedenti [28], che la maturazione muscolare nei bambini tra i 7 e i 9 anni risulta avere ancora una grande variabilità a velocità differenti da quella comoda auto-selezionata, suggerendo i 10 anni come età in cui si arriva approssimativamente ad avere modelli di un'andatura matura [26]. Infine dalle dimostrazioni riguardanti le differenze legate al genere [27] non sono state riscontrate differenze nei bambini più piccoli, ma per le femmine con età superiore ai 10-12 anni è stato riscontrato un comportamento simile a quello adulto, soprattutto per quanto riguarda la frequenza di reclutamento muscolare. Dimostrando, in conclusione, considerando anche le varie limitazioni riscontrate nei vari studi, che un'andatura matura arriva solo ad una fase successiva all'infanzia, corrispondete al periodo dell'adolescenza.

## Bibliografia e sitografia

- [1] Chiari L., Morasso P. G., Rocchi L., Analisi posturografica. In “Bioingegneria della postura e del movimento”. Pàtron editore, (2003).
- [2] Sutherland D.H., “The development of mature gait”. *Gait & Posture*, 6(2),163-170, (1997).
- [3] Bosch K., Gerss J., ... & Rosenbaum D., “Preliminary normative values for foot loading parameters of the developing child”. *Gait & posture*, 26(2), 238-247, (2007).
- [4] Dominici N., Ivanenko Y. P., Cappellini G., d’Avella A., ... & Lacquaniti F., “Locomotor primitives in newborn babies and their development”. *Science*, 334(6058), 997-999, (2011).
- [5] Bisi M. C., Stagni R., “Evaluation of toddler different strategies during the first six-months of independent walking: A longitudinal study”. *Gait & posture*, 41(2), 574-579, (2015).
- [6] Beck R. J., Andriacchi T. P., Kuo K. N., Fermier R. W., Galante J. O., “Changes in the gait patterns of growing children”. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 63(9), 1452-1457, (1981).
- [7] Perry J., “The Gait cycle, Gait analysis normal and pathological function”, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), 815, (1992).
- [8] Myklebust B. M., “A review of Myotatic Reflexes and the Development of Motor Control and Gait in Infants and Children: A Special Communication”, *Physical therapy* 70(3):188-203 (1990).
- [9] Swash M., Schwartz M. S., “Neuromuscular disease: A Pratical approach to diagnosis and management”, *Journal of the Royal Society of Medicine/volume75* (1982).

- [10] Perry J., “Analisi del movimento”, Edizione italiana a cura di Benedetti MG. Milano: Elsevier, (2005).
- [11] Di Nardo F., Fioretti S., “Statistical analysis of surface electromyographic signal for the assessment of rectus femoris modalities of activation during gait”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 56-61, (2012)
- [12] Konrad P., “A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography”, *The ABC of EMG*, 30-35, (2006).
- [13] Jamal M. Z., “Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis”, in *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, Naik G. R., 428-447, (2012).
- [14] Merletti R., Parker P., A c. di “Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications”. Hoboken: Wiley-Interscience [u.a.], (2004).
- [15] <http://www.seniam.org/>.
- [16] Sutherland D. H., “The evolution of clinical gait analysis Part II Kinematics”, *Gait & Posture*, 16(2), 159-179, (2001).
- [17] <http://www.medicaltec.it/STEP32.html>.
- [18] Agostini V., Knaflitz M., “Statistical gait analysis in distributed diagnosis and home healthcare”, *American Scientific Publishers*, 2, 99-121, (2012).
- [19] De lillo A., Argentin G., ... & Terraneo M., “Analisi multivariata per le scienze sociali”, Pearson Education Italia (2007).



- [20] Bonato P., D'Alessio T., Knaflitz M., "A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 45(3), 287-299 (1998).
- [21] Di Nardo F., Mengarelli A., ... & Fioretti S., "A new parameter for quantifying the variability of surface electromyographic signals during gait: The occurrence frequency", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 36, 25-33, (2017).
- [22] B. Burke Hubbard, "The world according to wavelets: the story of a mathematical technique in the making", A K Peters Ltd, Wellesley, (1998).
- [23] Okamoto T., Okamoto K., Andrew P. D., "Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking", *Gait & Posture*, 17(1), 18-27, (2003).
- [24] Granata K. P., Paduab D. A., Abel M. F., "Repeatability of surface EMG during gait in children", *Gait & Posture*, 22(4), 346-350 (2005).
- [25] Agostini V., Nascimbeni A., Gaffuri A., Benedetti M. G., Knaflitz M., "Normative EMG activation patterns of school-age children during gait", *Gait & Posture*, 32(3), 285-289, (2010).
- [26] Tirosh O., Sangeux M., Wonga M., Thomason P., Graham H., "Walking speed effects on the lower limb electromyographic variability of healthy children aged 7–16 years", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(6), 1451-1459, (2013).
- [27] Di Nardo F., Burattini L., Fioretti S., "Is child walking conditioned by gender? Surface EMG patterns in female and male children", *Gait & Posture*, 53, 254-259, (2017).
- [28] Shiavi R., Green N., McFadyen B., Frazer M., Chen J., "Normative childhood EMG gait patterns" *Journal of Orthopaedic Research*, 5(2), 283–95, (1987).