



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in
Ingegneria Biomedica

**ANALISI DEL SEGNALE EMG PER LO STUDIO DELLA
SIMMETRIA NEL CAMMINO DEL BAMBINO
AFFETTO DA PARALISI CEREBRALE
EMG-BASED ANALYSIS OF WALKING SYMMETRY IN CEREBRAL-PALSY
CHILDREN**

Relatore:
Prof. Francesco Di Nardo

Tesi di:
Samuele Tonelli

Correlatore:
Prof. Sandro Fioretti

Anno Accademico 2019/2020

INDICE

INTRODUZIONE	5
1 PARALISI CEREBRALE INFANTILE ED EMIPLEGIA	7
1.1 PARALISI CEREBRALE INFANTILE	7
1.1.1 DEFINIZIONE	7
1.1.2 EPIDEMIOLOGIA ED EZIOLOGIA	7
1.1.3 CLASSIFICAZIONI	9
1.2 EMIPLEGIA	11
2 GAIT ANALYSIS	13
2.1 CICLO DEL PASSO	13
2.1.1 INTRODUZIONE	13
2.1.2 FASI DEL PASSO	15
2.2 ATTIVAZIONI MUSCOLARI DURANTE IL CICLO DEL PASSO	18
2.2.1 MUSCOLI DELL'ARTO INFERIORE	18
2.2.2 TESSUTO MUSCOLARE SCHELETRICO	21
2.2.3 FISILOGIA DELLA CONTRAZIONE MUSCOLARE	23
2.2.4 ELETTROMIOGRAFIA	26
2.2.5 ATTIVAZIONI MUSCOLARI DURANTE IL CICLO DEL PASSO	31
2.3 CAMMINO EMIPLEGICO	33
3 MATERIALI E METODI	34
3.1 CASISTICA SCELTA	34
3.2 AQUISIZIONE DEL SEGNALE EMG	34
3.3 PROCESSAMENTO DEI SEGNALI	36

3.4 STATISTICAL GAIT ANALYSIS	36
4 RISULTATI	38
4.1 GAMBA PATOLOGICA	38
4.1.1 PS	38
4.1.2 PFPS	41
4.2 GAMBA CONTROLATERALE	43
4.3 CONFRONTO	47
4.3.1 TIBIALE ANTERIORE	47
4.3.2 GASTROCNEMIO LATERALE	51
DISCUSSIONE E CONCLUSIONI	56
BIBLIOGRAFIA	58
RINGRAZIAMENTI	60

INTRODUZIONE

La paralisi cerebrale infantile è un disordine neurologico che consiste in una compromissione della funzione psico-motoria dovuta ad una lesione persistente del sistema nervoso centrale che influisce, quindi, sull'evoluzione neuromotoria e cognitiva [1]. La paralisi cerebrale comprende un gruppo di disturbi motori non progressivi che causano disabilità fisica nello stadio precoce dello sviluppo, principalmente in aree relative al movimento corporeo. L'emiplegia, in particolare, è un specifico caso di paralisi cerebrale che provoca un controllo motorio alterato, stanchezza e spasticità; è di tipo unilaterale, che interessa cioè una sola metà del corpo, mentre il lato controlaterale pare mantenere una completa funzionalità [2]. Questa asimmetria influisce su molte attività della vita quotidiana, come il cammino. Di conseguenza, la possibilità di caratterizzare la deambulazione del bambino emiplegico in base a caratteristiche in grado di quantificare le asimmetrie nel reclutamento degli arti inferiori, dovrebbe essere considerata al fine di descrivere le strategie di controllo e supportare medici e fisioterapisti nella pianificazione degli approcci terapeutici. Una classificazione riconosciuta, in questo senso, è quella proposta da Winters et al. che analizza i modelli di deambulazione più frequenti nei bambini emiplegici [3]. Sono state distinte quattro classi differenti in base al progressivo coinvolgimento dell'arto inferiore emiplegico. I tipi I e II di Winters sono le forme più lievi e più frequenti osservate nella paralisi cerebrale infantile che sono caratterizzate da una ipoattivazione dei dorsiflessori della caviglia, del lato plegico, durante la fase di oscillazione, per il tipo I, mentre il tipo II provoca una mancata dorsiflessione della caviglia per tutto il ciclo del passo. Inoltre, queste forme più lievi, sono anche le più frequentemente studiate. In particolare, un recente studio [4] ha tentato di quantificare l'attività mioelettrica dei muscoli della caviglia, il tibiale anteriore e il gastrocnemio laterale, in una popolazione di bambini di tipo I e II di Winters durante il cammino. Lo studio [4] si è concentrato sul lato emiplegico, rivelando un'ampia variabilità nei modelli di attivazione muscolare, un'attività ridotta del tibiale anteriore (TA) durante l'oscillazione terminale, una mancanza di attività alla risposta al carico nel lato emiplegico (nel tipo I e II) e un'iperattivazione del gastrocnemio intorno al contatto iniziale (solo nel tipo II).

L'obiettivo del presente studio è la quantificazione del comportamento asimmetrico del reclutamento dei muscoli tibiale anteriore e gastrocnemio laterale durante il cammino di bambini emiplegici di tipo II, secondo la classificazione di Winters, attraverso un'accurata analisi del segnale elettromiografico (EMG). L'asimmetria è stata quantificata non solo in termini di caratteristiche

classiche estratte dall'elettromiografia superficiale, come gli istanti di inizio/fine delle singole attivazioni, ma anche in termini di parametri come la modalità di attivazione che definisce il numero di volte che il muscolo si attiva durante un singolo ciclo del passo e la frequenza di reclutamento che è definita come la frequenza con cui si verifica ogni attivazione muscolare. L'approccio utilizzato a tal fine è stata l'analisi statistica del cammino (Statistical Gait Analysis) [5]. La Statistical Gait Analysis permette di caratterizzare l'ampia variabilità presente nel cammino umano tramite lo studio di un numero molto elevato di passi per soggetto. La registrazione dell'attività elettromiografica per un lungo periodo di tempo consente al paziente di realizzare una camminata più spontanea di quella che si otterrebbe da un numero limitato di passi acquisiti nell'arco di pochi secondi e, quindi, fornisce un maggiore contenuto informativo. La mole consistente di dati raccolti, infatti, si presta ad analisi differenziate, che contestualizzano i dati EMG con quelli raccolti da sensori basografici, permettendo di caratterizzare tutti i pattern di reclutamento dei muscoli in analisi. In questo modo si riesce a descrivere l'attività muscolare includendo la variabilità tipica espressa durante il cammino, cosa che può aiutare a migliorare l'interpretazione del segnale EMG sia nel caso fisiologico che patologico.

1 PARALISI CEREBRALE INFANTILE ED EMIPLEGIA

1.1 PARALISI CEREBRALE INFANTILE

1.1.1 DEFINIZIONE

La paralisi cerebrale infantile (PCI) è una condizione clinica di difficile definizione a causa della grande varietà di condizioni che tradizionalmente vi vengono fatte rientrare.

Si attribuisce la prima definizione della PCI ad un ortopedico inglese, William John Little, che correlò un parto difficile, l'ipossia neonatale, con una spasticità degli arti e con deformità muscoloscheletriche consequenziali [6]. Successivamente, Sigmund Freud descrisse i possibili quadri clinici della PCI cercando di individuare quadri anatomo-patologici cerebrali riconoscibili e correlabili alle diverse manifestazioni cliniche. Un'ulteriore definizione arrivò da M. Bax che descrisse la PCI come un disordine persistente, ma non immutabile, della postura e del movimento dovuta a un difetto o ad una lesione non progressiva del cervello non maturo [7]. Secondo la definizione attuale, sviluppata da un gruppo internazionale di esperti, la paralisi cerebrale è una disabilità permanente legata a disordini dello sviluppo dei movimenti e della postura, a causa della quale si ha una limitazione delle attività attribuibile ai disturbi non progressivi derivati da uno sviluppo non regolare del cervello del feto o dell'infante [8].

La diagnosi di paralisi cerebrale si basa principalmente sulla funzione motoria e sui disturbi della postura che si verificano nella prima infanzia che persistono per tutta la vita; sono tuttavia possibili dei cambiamenti migliorativi o peggiorativi, spontanei o indotti. I disturbi della funzione motoria, che sono i sintomi principali della PCI, sono spesso accompagnati da altre disfunzioni: sensoriale, percettiva, cognitiva, di comunicazione, disturbi comportamentali, epilessia e disturbi muscoloscheletrici secondari.

1.1.2 EPIDEMIOLOGIA ED EZIOLOGIA

La PCI è la causa più comune di disabilità fisica nella prima infanzia. Si stima che l'incidenza media della paralisi cerebrale varia tra 1.5 e 3.0 ogni 1000 nati vivi; questi valori cambiano tra gruppi selezionati di pazienti a seconda di vari fattori di rischio [9].

Lo studio delle cause determinanti una PCI è molto complesso. Una serie di fattori possono causare danni al sistema nervoso centrale nella fase iniziale del suo sviluppo ed è possibile distinguerli in:

- Pre-concepimento:
 - patologie sistemiche della madre;
 - utilizzo di droghe e stimolanti;
 - malnutrizione;
 - disturbi del sistema immunitario precedenti la gravidanza.
- Prenatali
 - infezioni intrauterine materne;
 - agenti tossici teratogeni;
 - complicanze placentari;
 - malformazioni congenite.
- Perinatali
 - parto prematuro o oltre il termine;
 - parto cesareo o con forcipe;
 - travaglio indotto o prolungato;
 - asfissia.
- Neonatali e infantili
 - emorragia endocranica;
 - iperbilirubinemia, ipoglicemia e ipotiroidismo;
 - infezioni;
 - difficoltà respiratorie e supporti respiratori artificiali;
 - convulsioni neonatali.

Uno dei principali fattori di rischio di incidenza della PCI è la prematurità. La frequenza e la gravità dei disturbi del neuro sviluppo sono correlate con la durata della gravidanza: più breve è la gravidanza, più gravi sono i disturbi. Un altro fattore di rischio è il basso peso alla nascita nei bambini prematuri [1].

1.1.3 CLASSIFICAZIONI

Classificare significa individuare e suddividere i soggetti con manifestazioni cliniche simili in categorie. Il quadro clinico della PCI è vario, per cui sono molte le classificazioni di questo gruppo eterogeneo di disturbi motori. A seconda della finalità il metodo di distinzione può variare dal criterio eziologico, al criterio fisiopatologico, a quello sintomatico-descrittivo e infine a quello funzionale. I metodi applicati più frequentemente sono quelli proposti da Ingram e Hagberg.

La classificazione di Ingram fornisce una suddivisione completa rispetto sia al tipo di sindrome neurologica che al luogo in cui si manifesta, nonché alla gravità dei sintomi.

Diplegia la paresi spastica si verifica principalmente negli arti inferiori, i quali sono più compromessi degli arti superiori.

Emiplegia la paresi spastica è unilaterale con la predominanza dell'arto superiore o inferiore.

Tetraplegia tetraparesi spastica che interessa i quattro arti, con prevalenza della paresi di quelli superiori; è il tipo più critico in termini di gravità della disabilità motoria.

Atassia la tensione muscolare è ridotta, accompagnata da disturbi della coordinazione; può manifestarsi in forma bilaterale o con la predominanza di un lato del corpo.

Discinesia di tipo distonico, atetosico e coreico, accompagnati da tremori o da frequenti cambi di tono muscolare; può manifestarsi in uno o più arti contemporaneamente o in un solo lato del corpo.

Forme miste combinazione delle varie forme sopra elencate [10].

A sua volta, la classificazione secondo Hagberg è basata sugli stessi criteri descrittivi della precedente, ma con la finalità di individuare quadri clinici per studi epidemiologici su ampie popolazioni e di definire l'eziopatogenesi di diversi quadri clinici. Essa distingue le PCI in tre macrogruppi in base al disturbo motorio prevalente, ovvero alla tipologia dei segni neurologici (tono muscolare, riflessi, coordinazione ed equilibrio).

Forme spastiche suddivise in base alla distribuzione topografica della paralisi e della spasticità: emiplegia, tetraplegia e diplegia.

Forme discinetiche sono distinte in distoniche e coreo-atetoidi in base alla prevalenza di distonie posturali, nelle prime, o di movimenti involontari parassiti, nelle seconde.

Forme atassiche suddivise in atassia congenita semplice, corrispondente alla maggior parte delle atassie congenite non progressive, e diplegia atassica, in cui prevale un'atassia posturale e della marcia [11].

Le classificazioni diagnostico-descrittive, come quelle sopra riportate, sono usate anche a fini epidemiologici e di ricerca clinica. Tuttavia, alcuni criteri sono stati contestati in quanto ritenuti ambigui o non del tutto condivisi. È stato quindi elaborato, dal gruppo SCPE (Surveillance of Cerebral Palsy in Europe), un sistema che permetta di standardizzare la classificazione proponendo una divisione dei pazienti in tre gruppi principali: spastico, discinetico e atassico. Vengono eliminati però termini tradizionali come emiplegia, diplegia e tetraplegia in favore di PCI spastica unilaterale e bilaterale. La distinzione fra PCI distoniche e coreo-atetoidi viene mantenuta, mentre le forme atassiche sono riunite in un'unica categoria. SCPE stabilisce inoltre la codifica a parte di tutti i disturbi associati (figura 1) [12].

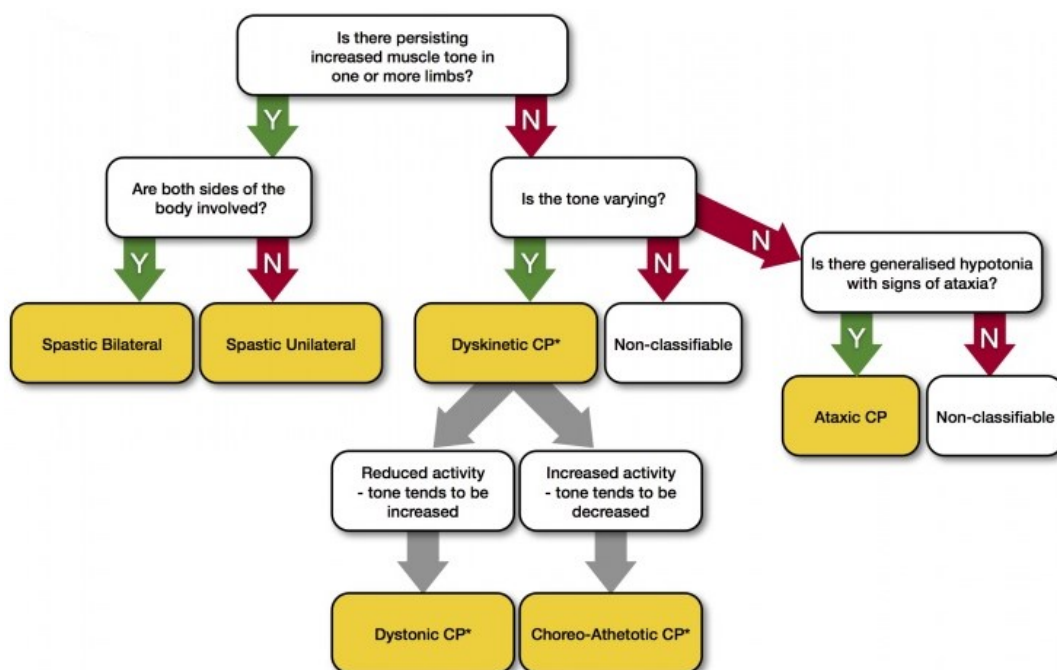


Figura 1 Classificazione dei tre gruppi principali dei bambini con PCI elaborata dal gruppo SCPE

SCPE raccomanda una semplice classificazione dei tipi spastici; i suoi registri, tuttavia, contengono dati relativi alla gravità dei disturbi motori sia negli arti inferiori che superiori, utilizzando il risultato di valutazione su delle scale pertinenti:

- Gross Motor Function Classification System (GMFCS)
- Bimanual Fine Motor Function Scale (BFMF)
- Manual Ability Classification System (MACS)

L'obiettivo di queste scale è prognostico e di monitoraggio terapeutico: conoscendo infatti quale dovrebbe essere l'evoluzione tipica per il suo livello di disabilità, definita dalla scala, sarà possibile prevedere o comunque interpretare, eventuali progressi o regressi funzionali mostrati dal singolo paziente.

1.2 EMIPLEGIA

Per emiplegia si intende una paralisi di natura centrale, quasi sempre di tipo spastico, unilaterale che interessa cioè una sola metà del corpo, mentre il lato controlaterale pare mantenere una completa funzionalità. Nell'ambito della PCI si distingue una forma congenita quando la lesione responsabile si verifica prima della fine del periodo neonatale (cioè delle prime quattro settimane di vita), da una forma acquisita, quando la lesione che causa l'emiplegia avviene successivamente, entro comunque i primi tre anni di vita. Le forme congenite costituiscono il 70-90% dei casi di emiplegia del bambino. In termini assoluti, l'incidenza dell'emiplegia nell'infanzia è di circa lo 0.5-0.7 per mille. Le forme emiplegiche rappresentano complessivamente circa il 30% di tutte le forme di PCI.

In molti casi di emiplegia non è possibile rintracciare nella storia personale o familiare del bambino eziopatogenetici che hanno determinato l'insorgere della lesione cerebrale. Questo dato è per lo più verificato per i bambini nati a termine, mentre per i bambini nati pretermine, che hanno poi sviluppato un'emiplegia, vengono frequentemente riportati fattori pre o perinatali considerevolmente collegati con il danno.

Le lesioni più frequenti delle emiplegie del bambino sono raggruppabili in quadri malformativi o come risultato dei traumi cranici del bambino piccolo. Oltre che per la tipologia osservabile le lesioni sono raggruppabili anche per il timing, cioè per il momento dello sviluppo in cui insorgono. Sono quindi state individuate quattro tipi principali di emiplegia:

Tipo I malformativa precoce, in cui il danno si verifica nel I-II trimestre di gravidanza;

Tipo II prenatale, in cui il danno si verifica nel III trimestre di gravidanza nei nati a termine;

Tipo III connatale, in cui il danno si verifica nel corso del III trimestre di gravidanza o nel periodo perinatale;

Tipo IV acquisita, in cui il danno è tardivo, ma entro la prima o seconda infanzia [13].

La caratteristica clinica prevalente nell'emiplegia è la riduzione del repertorio motorio del lato affetto: nei suoi aspetti di componenti elementari del movimento nel bambino, nella possibilità di aggregare i movimenti elementari in schemi diversi e nella capacità di utilizzarli secondo sequenze temporali differenti. Un ulteriore segno clinico è la presenza di movimenti associati che esprimono la relazione e l'influenza reciproca esistenti tra lato sano e patologico che vengono distinti in sinergie e in sincinesie.

A causa del ridotto repertorio motorio del bambino emiplegico, sono stati introdotti degli schemi di classificazione dedicati al cammino. Uno di questi è quello di Winters et al., che nel 1987 hanno proposto la prima classificazione cinematica del cammino spastico [3]. Winters et al. distinguono quattro tipi di emiplegia basandosi sulla cinematica angolare delle tre principali articolazioni dell'arto inferiore plegico:

Tipo I individuato dalla mancata dorsiflessione della caviglia in sospensione.

Tipo II presenta una mancata dorsiflessione della caviglia sia in sospensione che in appoggio e una possibile ipertensione del ginocchio in appoggio.

Tipo III interessa, oltre alla caviglia, anche il ginocchio.

Tipo IV è il più grave e coinvolge anche l'anca.

Le forme più comuni di emiplegia, riscontrate in bambini con paralisi cerebrale, sono quelle più lievi di tipo I e II.

I difetti sensoriali e percettivi non sono frequenti e comunque sono di lieve entità. Molto frequenti, invece, sono i disturbi della stereognosia, cioè la facoltà di riconoscere gli oggetti mediante la palpazione a occhi chiusi. Inoltre, necessitano considerazione, i disturbi dell'attenzione che possono condurre ad un mancato utilizzo dell'arto plegico da parte del bambino, cioè ad un non impiego funzionale del repertorio motorio.

La presenza di epilessia nell'emiplegia è frequente, così come i disturbi delle funzioni corticali superiori intesi come alterazione di specifiche funzioni. Il ritardo mentale, invece, è raro in questo tipo di PCI.

2 GAIT ANALYSIS

Il movimento prodotto durante il cammino è molto complesso: una raffinatissima interazione fra diversi muscoli e articolazioni.

La Gait Analysis si traduce nello studio della deambulazione e della nostra attività locomotoria: si può quindi definire come lo studio del moto, l'osservazione e misurazione dei movimenti, della meccanica del corpo e dell'attività dei muscoli.

2.1 CICLO DEL PASSO

2.1.1 INTRODUZIONE

Il cammino utilizza una sequenza ripetuta del movimento degli arti per muovere il corpo mentre, simultaneamente, mantiene una posizione stabile. Le principali funzioni svolte dall'apparato locomotore sono:

- generazione di una forza propulsiva;
- mantenimento della stabilità a livello superiore, nonostante il continuo cambiamento della situazione posturale;
- assorbimento dello shock dovuto all'impatto con il terreno ad ogni passo;
- conservazione dell'energia durante le funzioni precedenti, al fine di minimizzare lo sforzo da parte dei muscoli.

Poiché ogni sequenza del cammino coinvolge molte interazioni tra gli arti inferiori e la totalità della massa del corpo, è necessario analizzare il ciclo del passo sotto diversi aspetti.

- *Modelli di contatto reciproco dei due piedi col suolo*

Quando il corpo procede in avanti una gamba funge da fonte mobile di sostegno mentre l'altra avanza verso un punto di supporto; successivamente, gli arti inferiori invertono il proprio ruolo.

Una singola sequenza di queste funzioni svolte da una gamba è detta ciclo del passo (gait cycle). Poiché ogni azione si svolge consequenzialmente, non è possibile identificare un punto di inizio o fine. È stato, quindi, selezionato, come punto di inizio del ciclo del passo, il momento in cui il piede tocca il suolo, normalmente il tallone.

▪ *Divisione del ciclo*

Ogni ciclo è diviso in due periodi: appoggio (stance) e oscillazione (swing) (figura 1). La distribuzione normale dei periodi di contatto con il terreno è, approssimativamente, del 60% per l'appoggio e del 40% per l'oscillazione [14].

L'appoggio, come ci dice la parola, è la fase in cui il piede è a contatto con il terreno ed è, a sua volta, diviso in tre intervalli.

- Doppio appoggio iniziale: prima di iniziare la marcia entrambi i piedi sono a contatto con il suolo e il peso corporeo è suddiviso equamente su di essi.
- Singolo appoggio: il piede portante è a contatto con il suolo ed il peso corporeo grava unicamente su di esso mentre l'arto contro laterale, oscillante, sta avanzando anteriormente.
- Doppio appoggio terminale: entrambi i piedi sono nuovamente a contatto con il terreno, ma non con una suddivisione equa del peso corporeo.

La suddivisione temporale per le fasi d'appoggio è del 10% per ciascun intervallo di doppio appoggio e del 40% per l'appoggio singolo [14].

L'oscillazione si riferisce al tempo in cui il piede si trova sollevato per l'avanzamento dell'arto.



Figura 1 Divisione del ciclo del passo: appoggio e oscillazione

▪ *Passo e semipasso*

Il passo è definito come l'equivalente del ciclo del passo. Esso è definito dall'intervallo di tempo tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede. Il semipasso, invece, è come la distanza tra il contatto del tallone di un piede e l'appoggio della stessa parte del piede controlaterale (figura 2).

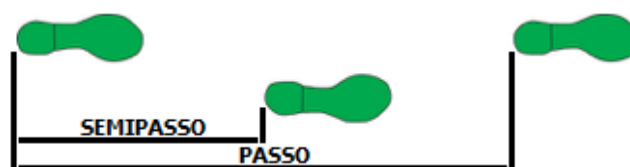


Figura 2 Distinzione tra passo e semipasso

2.1.2 FASI DEL PASSO

Al fine di fornire le funzioni base richieste dal cammino, ogni passo coinvolge una continua evoluzione dell'adattamento del corpo a supporto del piede durante il periodo d'appoggio e avanzamento dell'arto in oscillazione. Tutto ciò si tramuta in una serie di modelli di movimento che corrispondono a diverse richieste funzionali e possono essere definiti come fasi del passo [14].

Il ciclo del passo, come è già stato precedentemente illustrato, è costituito da due periodi: l'appoggio e l'oscillazione. A loro volta, l'appoggio si divide in due compiti basilari, il carico del peso ed il supporto su di un solo arto, mentre l'oscillazione corrisponde al solo avanzamento del passo. Tali compiti basilari risultano essere la combinazione delle otto fasi funzionali che corrispondono alle fasi del passo (figura 3).

Il carico del peso comincia con il periodo d'appoggio e usa le prime due fasi del ciclo del passo, il contatto iniziale e reazione al carico. Il supporto su una sola gamba continua con le altre due fasi, appoggio mediale e appoggio terminale. La progressione dell'arto comincia nella parte finale della fase di sostegno, la pre-oscillazione, e continua nelle tre fasi d'oscillazione: l'oscillazione iniziale, l'oscillazione mediale e l'oscillazione terminale (figura 3).



Figura 3 Divisione del ciclo del passo

Le otto fasi sono quindi:

- *Prima fase: contatto iniziale*

Questa fase, molto breve, consiste nel momento in cui il piede, con il tallone, si trova a contatto con il terreno (figura 4 A).

- *Seconda fase: reazione al carico*

Questa fase coincide con l'inizio del periodo di doppio appoggio, quindi con il contatto iniziale e continua fino a che l'altra gamba non si solleva per l'oscillazione (figura 4 B).

- *Terza fase: appoggio mediale*

Comprende la prima metà dell'intervallo d'appoggio singolo. È la fase più lunga che inizia con lo stacco del piede controlaterale e termina quando il piede è completamente a contatto con il suolo (calcagno, metatarso e dita appoggiate al terreno) (figura 4 C).

- *Quarta fase: appoggio terminale*

Questa fase conclude la fase di supporto su di un solo arto. Il tallone della gamba che sostiene il peso si alza e l'arto avanza sull'avampiede che oscilla; l'altra gamba è nella fase terminale dell'oscillazione (figura 4 D).

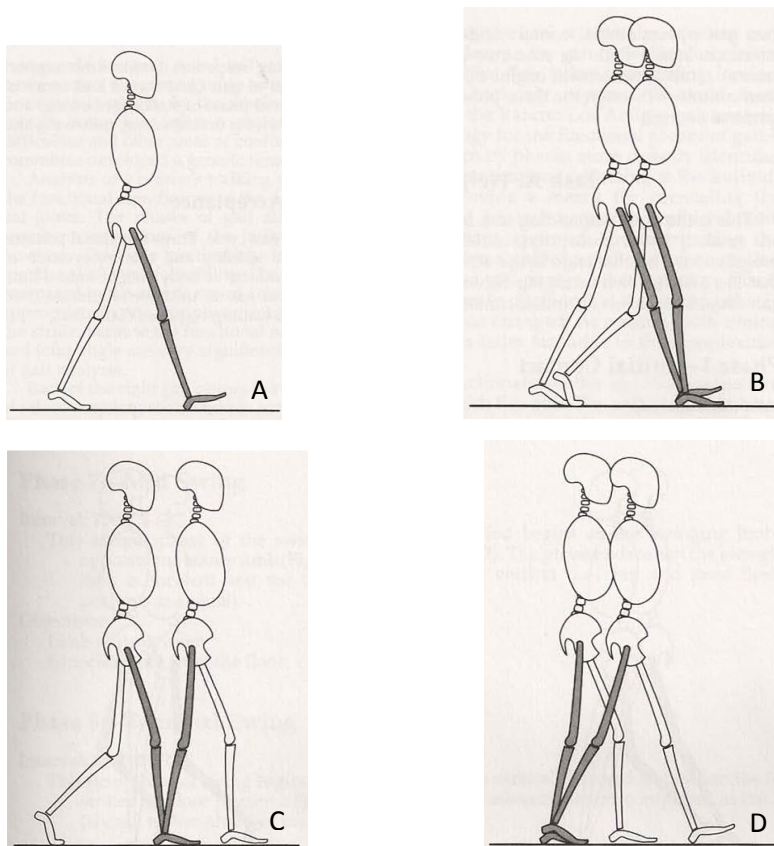


Figura 4 Fasi del ciclo del passo: contatto iniziale (A), reazione al carico (B), appoggio mediale (C) e appoggio terminale (D)

- *Quinta fase: pre-oscillazione*

Questa è la fase terminale dell'intervallo di doppio appoggio del ciclo del passo. Il peso corporeo scarica l'arto che, non fornendo più alcun contributo attivo, si prepara all'oscillazione (figura 5 A).

- *Sesta fase: oscillazione iniziale*

Questa fase inizia con il piede che si alza dal terreno e termina con l'oscillazione del piede sull'altra gamba portante (figura 5 B).

- *Settima fase: oscillazione media*

Questa coincide con la seconda fase del periodo di oscillazione. Comincia con la gamba oscillante opposta alla gamba in appoggio e termina quando la prima avanza e la tibia corrispondente risulta verticale (figura 5 C).

- *Ottava fase: oscillazione terminale*

Questa fase inizia con la tibia verticale e termina quando il piede viene a contatto con il terreno (figura 5 D).

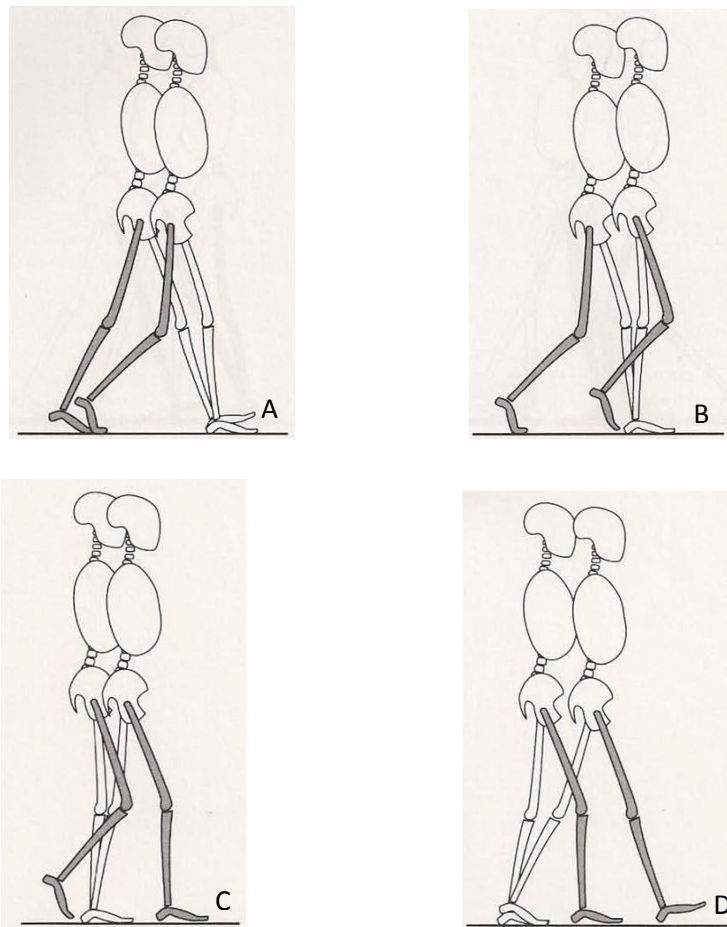


Figura 5 Fasi del ciclo del passo: pre-oscillazione (A), oscillazione iniziale (B), oscillazione media (C) e oscillazione terminale (D)

2.2 ATTIVAZIONI MUSCOLARI DURANTE IL CICLO DEL PASSO

2.2.1 MUSCOLI DELL'ARTO INFERIORE

I muscoli dell'arto inferiore svolgono un importante ruolo nel ciclo del passo e sono: muscoli dell'anca, muscoli della coscia, muscoli della gamba e muscoli del piede.

Muscoli dell'anca

I muscoli dell'anca si suddividono in muscoli interni, muscolo ileopsoas e piccolo psoas, e muscoli esterni, piccolo, medio e grande gluteo, piriforme, gemelli, otturatorio interno ed esterno e muscolo quadrato del femore (figura 6) [15].

Il muscolo ileopsoas è costituito dal muscolo grande psoas e iliaco. Quest'ultimo ha origine nella fossa iliaca per inserirsi sul piccolo trocantere come ileopsoas dopo essersi unito al grande psoas. L'azione del muscolo ileopsoas porta alla flessione dell'anca.

I muscoli glutei hanno una funzione determinante nel mantenimento della stazione eretta. In particolare, il muscolo grande gluteo, che ha origine sulla cresta iliaca, spina iliaca, osso sacro e coccige, si inserisce nel tratto ileo tibiale. Con la sua azione estende e ruota lateralmente l'articolazione dell'anca.

Il muscolo quadrato del femore, invece, ha origine nella tuberosità ischiatica e si inserisce sulla cresta intertrocanterica. Con la sua azione, assieme ai muscoli otturatore interno, otturatore esterno e gemelli, ruota lateralmente l'articolazione dell'anca.

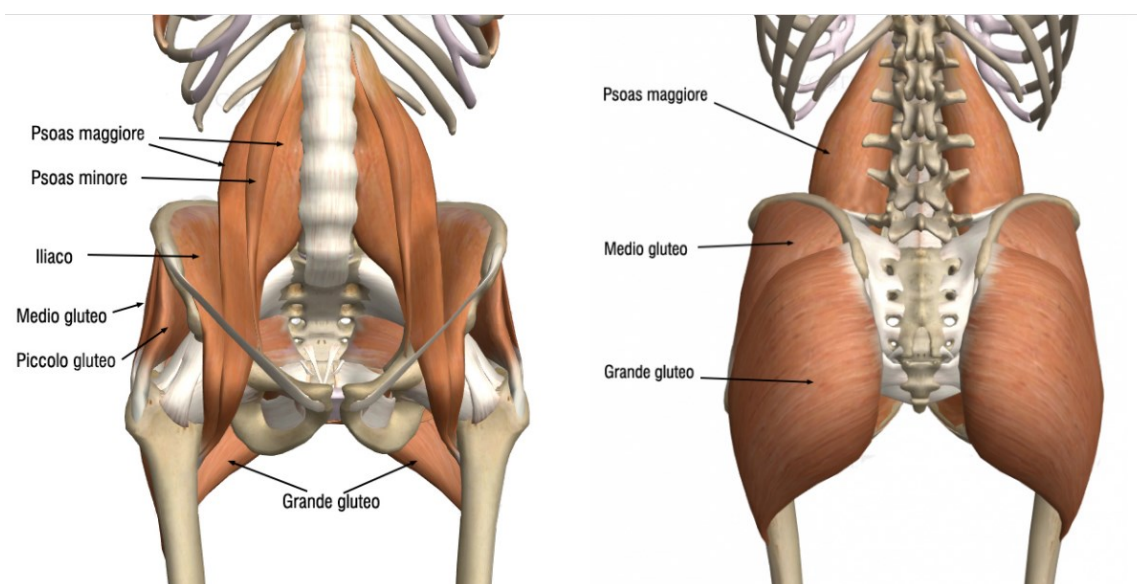


Figura 6 Muscoli dell'anca

Muscoli della coscia

I muscoli della coscia si dividono in anteriori, mediali e posteriori. Gli anteriori comprendono il muscolo tensore della fascia lata, il sartorio e il quadricipite femorale. I mediali includono il muscolo gracile, il pettineo e i muscoli adduttori. I muscoli posteriori sono il muscolo bicipite femorale, il semitendinoso e il semimembranoso (figura 7) [15].

Il muscolo quadricipite femorale, il muscolo più voluminoso del corpo, è formato da quattro capi: il retto del femore e vasti mediale, laterale e intermedio. A livello del ginocchio i quattro capi si congiungono in un tendine unico che si inserisce sulla rotula e sulla tuberosità della tibia. Contraendosi, estende la gamba e flette la coscia.

Il muscolo gracile ha origine nel ramo inferiore del pube e si inserisce nella faccia mediale della tibia. Contraendosi, come tutto il gruppo dei mediali, adduce la coscia, flette e ruota medialmente la gamba.

Il muscolo bicipite femorale ha due capi d'origine, il capo lungo e il capo breve, che riunendosi in un solo tendine, vanno ad inserirsi nella testa della fibula e sul condilo laterale della tibia. La sua azione provoca una flessione della gamba e un'estensione della coscia.

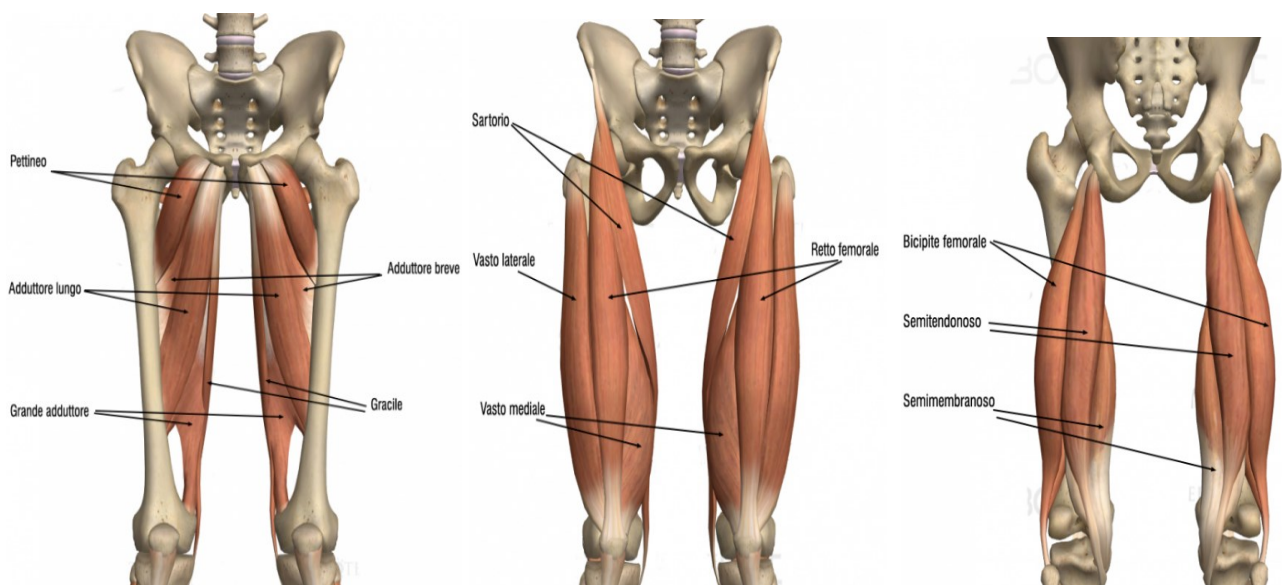


Figura 7 Muscoli della coscia

Muscoli della gamba

I muscoli della gamba possono essere divisi in gruppo anteriore, laterale e posteriore. Il gruppo anteriore comprende il muscolo tibiale anteriore, l'estensore lungo dell'alluce e l'estensore lungo delle dita. I muscoli laterali sono il muscolo peroniero lungo e breve. I muscoli posteriori comprendono il muscolo gastrocnemio, il soleo, il plantare, il tibiale posteriore, il flessore lungo delle dita e il flessore lungo dell'alluce (figura 8) [15].

Il muscolo tibiale anteriore ha origine dalla faccia laterale della tibia e si inserisce nella regione plantare del primo osso cuneiforme e alla base del primo osso metatarsale; flette dorsalmente, adduce e ruota medialmente il piede.

Il muscolo peroniero lungo origina sulla testa della fibula e si inserisce nella tuberosità del primo osso metatarsale. Contraendosi, partecipa alla flessione plantare della caviglia, abduce e ruota all'esterno il piede.

Il muscolo tricipite della sura è formato da due muscoli, il gastrocnemio e il soleo, che si uniscono in un solo tendine di inserzione, il tendine d'Achille. Il muscolo gastrocnemio è il più superficiale si compone di due capi, mediale e laterale, che originano dagli epicondili. Contraendosi, il tricipite della sura, flette plantarmente il piede e lo intraruota. Inoltre, aiuta la flessione della gamba sulla coscia.

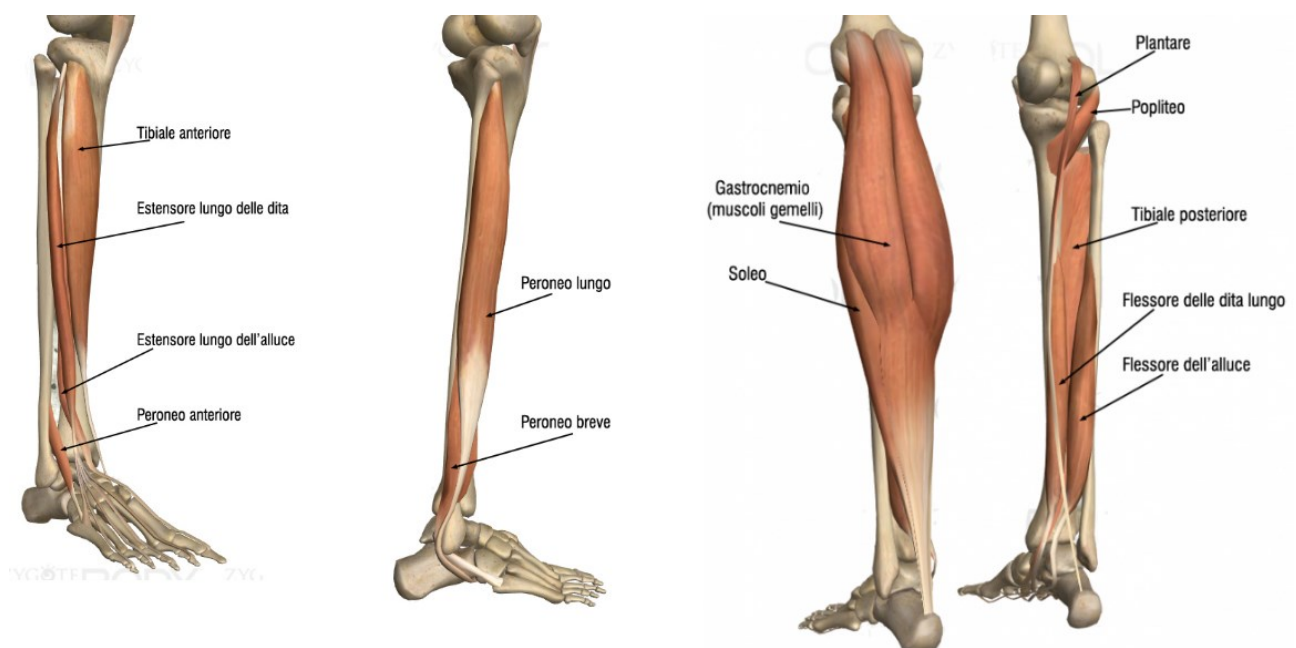


Figura 8 Muscoli della gamba

2.2.2 TESSUTO MUSCOLARE SCHELETRICO

La caratteristica propria del tessuto muscolare è la capacità di contrarsi, generando così movimento. In questo caso analizzeremo, in particolare, il tessuto muscolare scheletrico.

Il tessuto muscolare striato scheletrico costituisce, per lo più, i muscoli dell'apparato locomotore e quindi serve a generare movimenti del corpo o di sue parti e a mantenere la postura. Le parti che lo costituiscono sono le fibre muscolari, elementi sovra cellulari rivestiti da un sottile strato di tessuto connettivo fibrillare lasso detto endomisio. Più fibre si raccolgono a formare un fascetto muscolare avvolto da uno strato di connettivo detto perimisio. Infine, l'intero muscolo è ricoperto da una lamina connettivale esterna più densa detta epimisio.

Le fibre possiedono un abbondante reticolo liscio formato, in parte, da canalicoli che rappresentano invaginazioni della membrana plasmatica. Qui sono anche presenti proteine contrattili organizzate in miofilamenti, a loro volta costituenti fasci detti miofibrille. A causa del particolare tipo di organizzazione delle miofibrille, il sarcoplasma delle fibre muscolari mostra un'alternanza di bande chiare e scure. Il significato di tale striatura risulta comprensibile considerando che il lungo cilindro, che costituisce ogni fibra muscolare, può essere suddiviso in tanti elementi successivi, detti sarcomeri, ciascuno dei quali rappresenta l'unità funzionale della fibra muscolare stessa (figura 9) [15].

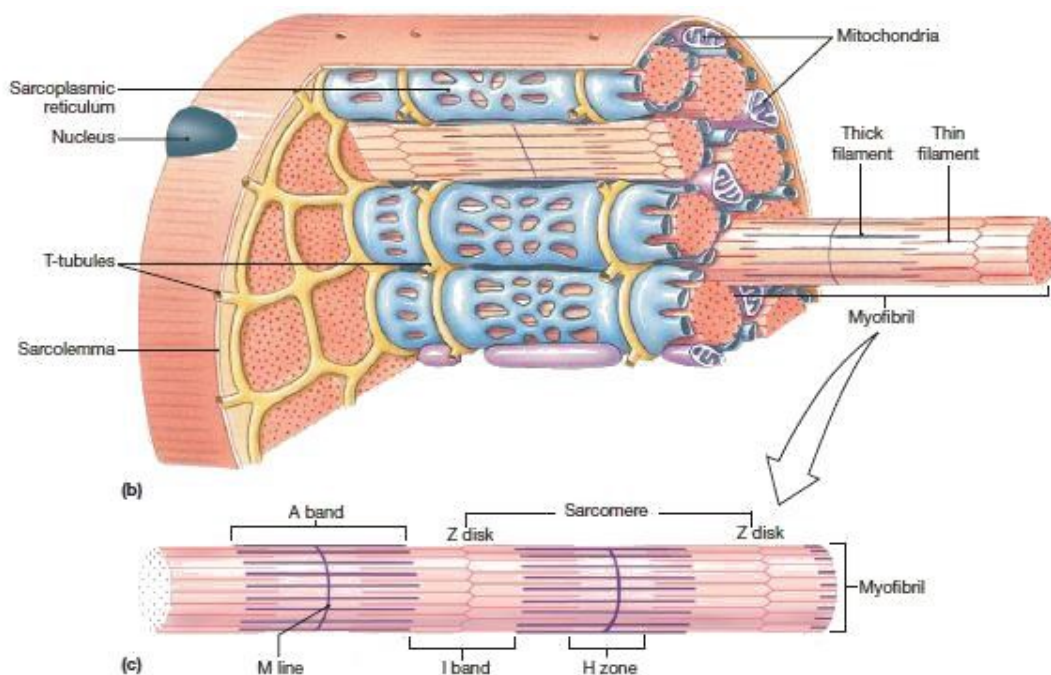


Figura 9 La cellula muscolare nelle sue unità strutturali

Una singola miofibrilla contiene, al proprio interno, filamenti sottili e filamenti spessi. I filamenti sottili sono composti, in prevalenza, della proteina actina e sono uniti tra loro, mediante ponti trasversali, a livello della linea Z. I filamenti spessi sono costituiti da molecole di miosina e occupano la banda A. La banda H risulta più chiara, perché si trovano solo filamenti spessi. La linea M è più scura, poiché si trovano, in essa, connessioni trasversali fra i filamenti spessi. La banda I, chiara, è dovuta ai filamenti sottili e comprende la linea Z. Le sezioni trasversali di una fibra muscolare mostrano che, a livello della banda A, ogni filamento spesso è circondato da 6 filamenti sottili.

La capacità propria del tessuto muscolare, come già detto, è la capacità di contrarsi. Questo processo è dovuto all'energia ricavata dalle molecole di ATP e può essere descritto in quattro fasi (figura 10):

- l'ATP si lega alla miosina, che è staccata dal filamento di actina, stato a riposo;
- le teste di miosina idrolizzano l'ATP. I prodotti di idrolisi, ADP e Pi, rimangono legati alla testa;
- la testa della miosina si lega al filamento di actina;
- il legame actina/miosina favorisce il rilascio dei prodotti di idrolisi. Ciò permette alla testa di ritornare allo stato a riposo e durante questo fenomeno la miosina trascina il filamento di actina verso il centro del sarcomero.

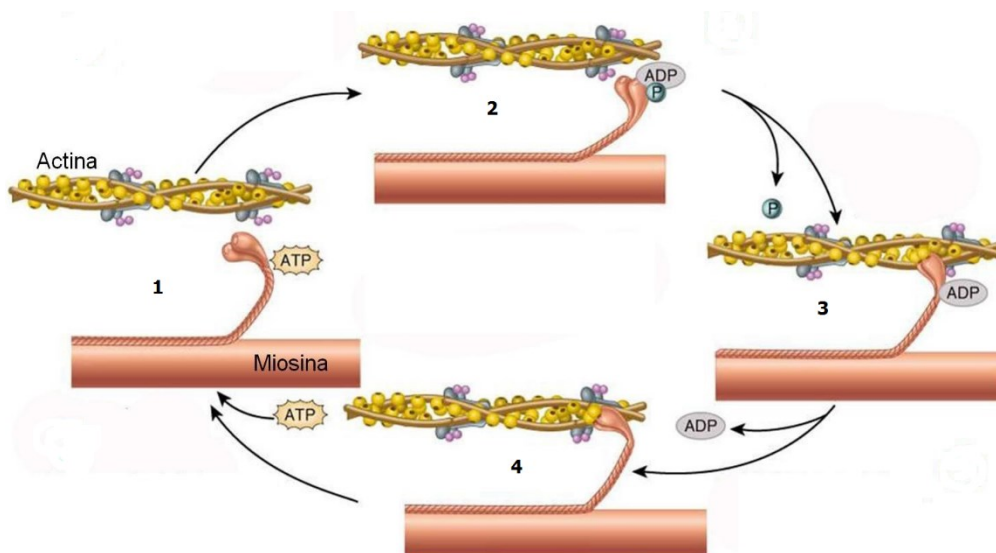


Figura 10 Ciclo della contrazione muscolare

2.2.3 FISILOGIA DELLA CONTRAZIONE MUSCOLARE

I muscoli scheletrici sono innervati da grosse fibre nervose le cui origini sono i motoneuroni alfa, situati nelle corna anteriori del midollo spinale. Questi nervi si portano al muscolo tramite i loro prolungamenti assonali (fibra nervosa), le cui ramificazioni terminali (sinapsi) prendono contatto con una singola fibra muscolare. Due importanti caratteristiche che rendono la cellula nervosa importante nella trasmissione sono: l'eccitabilità, cioè la capacità di generare un potenziale d'azione e la conduttività, la capacità di propagare il potenziale per una certa distanza a velocità costante. Gli stimoli sono raccolti dal corpo cellulare, dai dendriti e trasmessi all'assone. La trasmissione dell'impulso nervoso avviene in una sola direzione, il che permette di distinguere, in una sinapsi, la componente pre e post-sinaptica. La componente pre-sinaptica si presenta espansa, caratterizzata dalla presenza di numerosi mitocondri e di vescicole. Queste ultime contengono il mediatore chimico, acetilcolina (Ach) per i muscoli scheletrici, responsabile della trasmissione dello stimolo e dell'avvio dell'accoppiamento eccitazione-contrazione delle fibre sulle placche motrici. I potenziali per l'eccitazione delle cellule innervate al neurone devono avere un valore tale da superare la soglia di trigger. Se questo valore sarà superato, la cellula varierà alcune delle sue proprietà, tali da permettere gli eventi ad esse collegate.

La più piccola unità funzionale adibita al processo di contrazione del muscolo scheletrico è l'unità motoria, la quale è costituita da un motoneurone somatico, che origina dal midollo spinale, e dalle fibre muscolari che questo innerva. Il termine unità evidenzia il comportamento che, mentre un motoneurone può innervare più fibre, una fibra può essere innervata da un solo motoneurone. Il segnale che questo motoneurone genera è detto "potenziale d'azione" e sarà questo segnale a causare la contrazione delle fibre innervate (figura 11) [16].

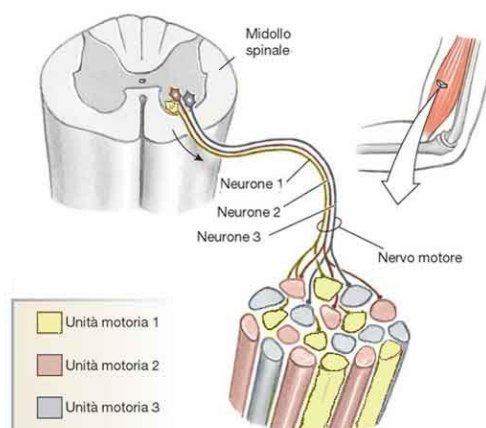


Figura 11 Collegamento dell'unità motoria

L'eccitabilità delle fibre muscolari attraverso il controllo neurale rappresenta un fattore importante nella fisiologia muscolare. Il modello utilizzato per spiegare questo fenomeno è il modello di membrana semi-permeabile che descrive le proprietà elettriche del sarcolemma. L'equilibrio ionico, mantenuto nelle fasi non attive fra interno ed esterno della cellula muscolare, causa un potenziale di membrana detto potenziale di riposo.

Questo potenziale andrà quindi ad essere perturbato da due fattori: i gradienti di concentrazione dei diversi ioni passanti attraverso la membrana e la permeabilità della membrana a quegli ioni. Un cambio di permeabilità della membrana determinerà una variazione del potenziale. Gli ioni di interesse al potenziale di membrana sono Na^+ , Ca^{2+} , Cl^- e K^+ . I primi tre sono più concentrati nel liquido extracellulare rispetto al liquido intracellulare e la cellula a riposo è scarsamente permeabile ad essi. La differenza di potenziale viene mantenuta dai processi fisiologici (pompa ionica) che risultano in una carica negativa intracellulare e una positiva extracellulare. Quando il neurotrasmettitore acetilcolina arriva alle placche motrici, questo causa una variazione della permeabilità della membrana agli ioni Na^+ . Durante il potenziale d'azione entrano ioni Na^+ e la cellula si depolarizza. Nella successiva ripolarizzazione, tramite la pompa Na^+/K^+ , in contemporanea 3 ioni Na^+ vengono portati fuori dalla cellula e 2 ioni K^+ sono riportati internamente alla cellula, in modo da ristabilire l'equilibrio che determina il potenziale di riposo (figura 12).

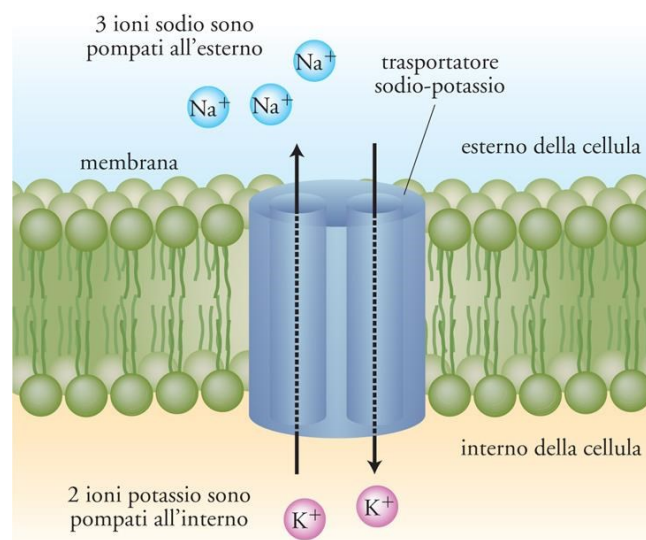


Figura 12 Rappresentazione del meccanismo di depolarizzazione e ripolarizzazione

Partendo dal potenziale di riposo, che nelle cellule muscolari è sempre minore -55 mV, il quale valore rappresenta la soglia, un potenziale d'azione varia la permeabilità di membrana e si passa rapidamente ad un potenziale positivo di circa $+40$ mV. Il segnale elettrico è rapidamente ripolarizzato e seguito da un'iperpolarizzazione, cioè il potenziale di membrana è più negativo del potenziale di riposo. Dalle placche motrici il potenziale si propaga nel muscolo e nelle sue fibre (figura 13).

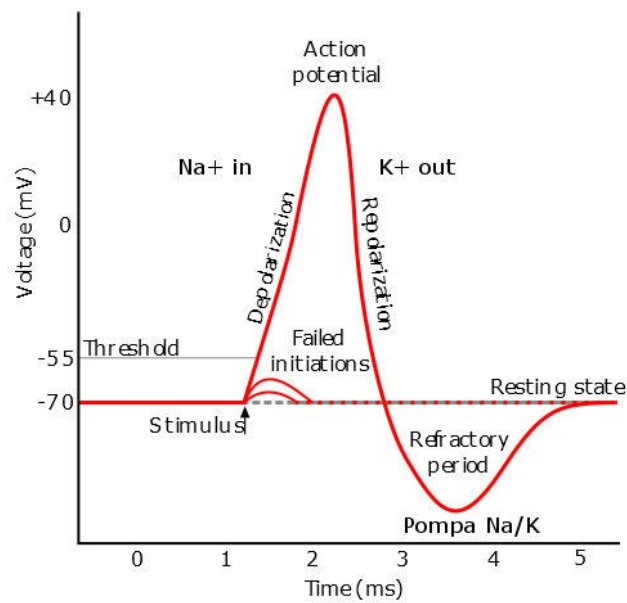


Figura 13 Potenziale d'azione delle cellule muscolari

2.2.4 ELETTROMIOGRAFIA

L'elettromiografia è lo studio delle attività muscolari durante la contrazione, attraverso la ricerca del segnale elettrico che i muscoli diffondono.

Il segnale EMG si basa sulla raccolta dei potenziali d'azione alla membrana della fibra muscolare dovuto ai processi di depolarizzazione e ripolarizzazione. Infatti, la depolarizzazione della fibra, accompagnata dal movimento degli ioni, genera un campo elettrico che si irradierà attraverso il volume del muscolo. Un elettrodo, posto in questa zona di depolarizzazione, determinerà delle differenze di potenziale causate dal potenziale d'azione della fibra (figura 14).

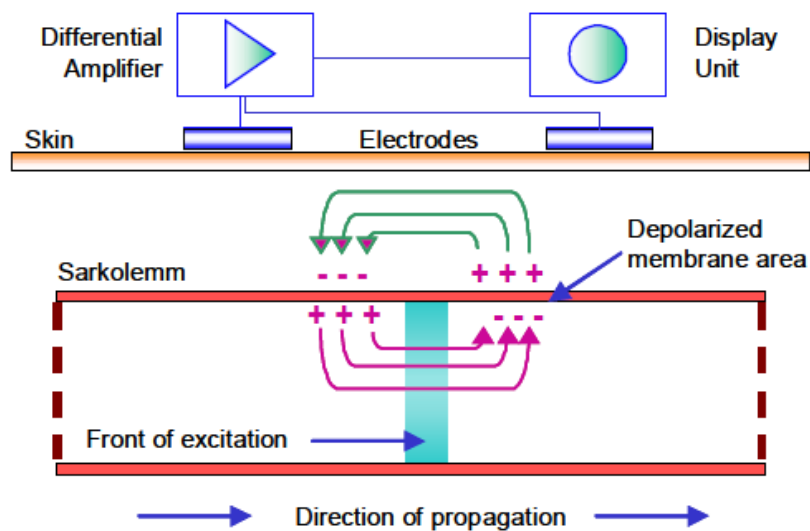


Figura 14 Schema di raccolta del segnale EMG

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 (potenziale d'azione dell'unità motoria) e dipende, in forma e dimensione, dall'unità motoria e dalle fibre muscolari che innerva, dal tipo di queste ultime e dal loro orientamento rispetto gli elettrodi. Un treno di MUAP, appartenenti alla stessa unità motoria, è detta MUAPT. Il segnale EMG superficiale rilevato dagli elettrodi è dato dalla sovrapposizione dei MUAPT delle varie unità motorie (figura 15).

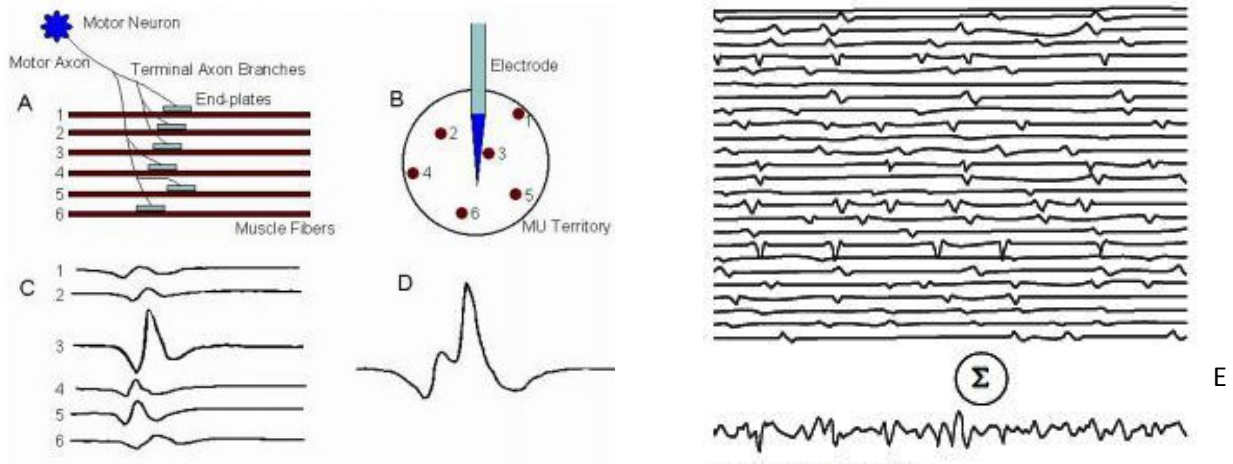


Figura 15 Il motoneurone e le terminazioni sulle fibre (A). Rappresentazione dell'elettrodo sulla pelle (B). Potenziali d'azione delle singole fibre (C). Segnale MUAP di tutta l'unità motoria (D). Segnale EMG superficiale ottenuto come sovrapposizione tra diversi MUAP (E)

Lo strumento che rileva ed elabora il segnale mioelettrico, per esser poi studiato, è l'elettromiografo. Per poter analizzare l'elettromiografo in maniera completa è possibile riassumerlo in una schema a blocchi, come quello rappresentato in figura 16.

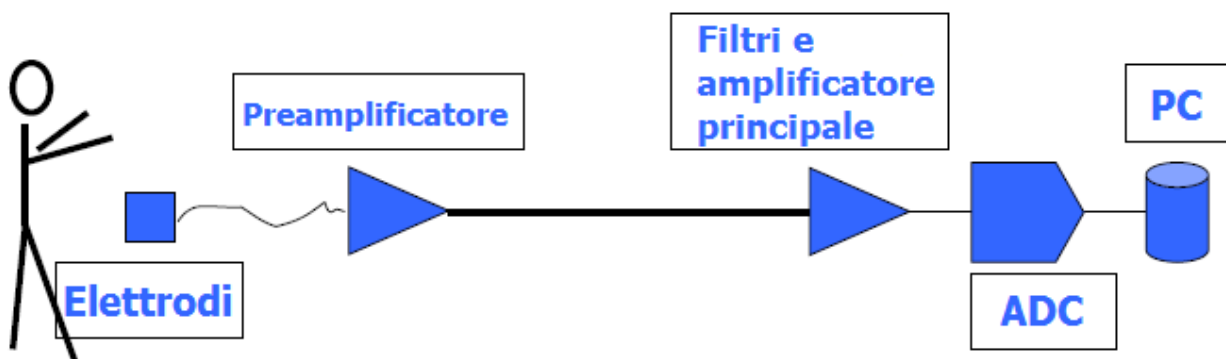


Figura 16 Schema a blocchi dell'elettromiografo

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 e, per muscoli più profondi, sono necessari elettrodi ad inserzione, per permettere il diretto contatto col gruppo muscolare d'interesse e quindi effettuare un'indagine invasiva.

Gli elettrodi ad inserzione possono essere di due tipologie: ad ago o a filo sottile. Questi hanno diverse criticità: sono difficili da applicare, sono invasivi e costosi. Lo spettro di frequenza è alto, 10-2000 Hz (figura 17C).

Gli elettrodi superficiali, invece, sono semplici da applicare e poco costosi. I più comunemente utilizzati sono quelli di tipo Ag-AgCl, in gel, adesivi e usa e getta. Presentano tipicamente una forma circolare a singolo bottone o duali, a seconda della distanza a cui si vogliono posizionare (Figura 17A-17B).

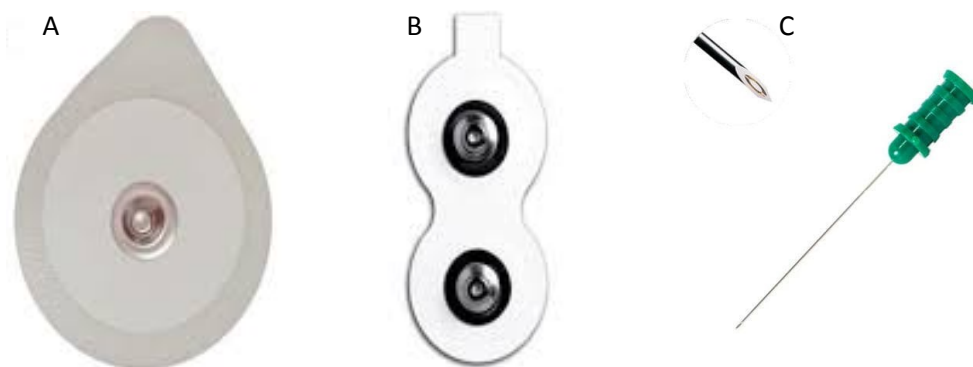


Figura 17 Elettrodo superficiale singolo (A). Elettrodo superficiale duale (B). Elettrodo ad inserzione ad ago (C)

La componente più significativa del rumore introdotto dagli elettrodi dipende dal trattamento della pelle prima dell'applicazione di questi, quindi è necessario che la pelle sia pulita e asciutta.

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 un'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.

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. Il rapporto di reiezione di modo comune (CMRR) dell'amplificatore viene considerato accettabile dai 90 dB in su. Il guadagno raccomandato nel processo di acquisizione del segnale dal pre-amplificatore è relativamente basso, intorno alle 5 o 6 unità, 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 Ω .

Filtri e amplificatore principale

Una volta che gli elettrodi sono stati correttamente posizionati ed il segnale acquisito, l'elemento che maggiormente deteriora il segnale EMG rimane il rumore. Vengono quindi aggiunti degli elementi di filtraggio successivamente allo stadio amplificatore. 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 (figura 18).

Lo stadio di amplificazione seguente introduce un ulteriore guadagno a quello ottenuto precedentemente. La scelta di quanto amplificare dipende anche dai muscoli che si analizzano. Un amplificatore per EMG può essere realizzato semplicemente con un amplificatore in configurazione non invertente, dove il guadagno può essere regolato mediante un rapporto fra due resistenze.

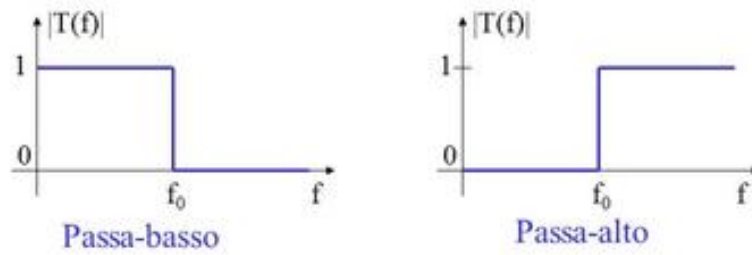


Figura 18 Risposta dei filtri passa basso e passa alto

Convertitore A/D

L'indagine elettromiografica moderna è effettuata tramite PC e l'hardware e il 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.

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.

2.2.5 ATTIVAZIONI MUSCOLARI DURANTE IL CICLO DEL PASSO

Grazie all'analisi del segnale elettromiografico è possibile analizzare il controllo muscolare dell'arto inferiore durante il ciclo del passo.

Durante il periodo di appoggio i muscoli di controllo sono dedicati a fornire la stabilità in carico, l'assorbimento dell'impatto e la progressione sul piede di appoggio. I muscoli responsabili sono gli estensori dell'arto che agiscono fundamentalmente per supportare il peso del corpo. Per quanto riguarda il periodo di oscillazione è un'azione sinergica dei muscoli flessori che sollevano e fanno avanzare l'arto.

Di seguito sono analizzate le attivazioni muscolari per ogni fase del passo.

Contatto iniziale

Questa fase mostra l'influenza dell'attivazione muscolare della fase di oscillazione terminale. Pertanto, continua la decelerazione del femore grazie all'azione dei due estensori dell'anca e l'attivazione del tibiale anteriore posiziona il piede per la successiva azione di rotolamento del calcagno.

Risposta al carico

L'azione del tibiale anteriore raggiunge il picco di intensità nella parte iniziale della risposta al carico. Questo comporta il rotolamento del calcagno e la flessione del ginocchio per l'assorbimento dell'impatto. L'azione dei quattro vasti aiuta nel limitare la flessione del ginocchio, avviata con il rotolamento del calcagno, e nell'assicurare l'accettazione del carico. Dopo che è stata controllata questa azione di flessione del ginocchio, i muscoli vasti si rilasciano rapidamente.

Appoggio intermedio/Appoggio terminale

Il primo muscolo a essere attivato è il soleo. L'azione del soleo fornisce una forza di flessione plantare che frena la velocità di avanzamento della tibia. Il picco di attività del soleo si verifica in prossimità della fine dell'appoggio terminale, in risposta a due richieste. L'azione del muscolo soleo cessa rapidamente non appena l'arto contro laterale tocca il terreno. L'attivazione del gastrocnemio segue rapidamente quella del soleo ed il suo incremento in intensità è analogo.

Pre-oscillazione

Nella pre-oscillazione il muscolo adduttore lungo si attiva per contrastare lo spostamento del carico sull'altro arto e il gastrocnemio partecipa all'elevazione del tallone. Successivamente, nella fase finale della pre-oscillazione, avviene l'attivazione del retto femorale. Infatti, il suo ruolo consiste nella flessione dell'anca per favorire l'avanzamento dell'arto e, sempre in questa fase, l'azione di sollevamento del piede viene svolta dalla attivazione del tibiale anteriore.

Oscillazione iniziale

In questa fase si ha l'attivazione simultanea del gracile, del sartorio e del iliaco che determinano la rotazione anteriore della coscia, a cui si aggiunge l'azione del bicipite femorale per aiutare a flettere il ginocchio.

Oscillazione intermedia

Nell'ultima fase i tracciati elettromiografici mostrano che l'unico muscolo dell'anca a essere ancora attivo è il gracile. Spesso i muscoli sono silenti nell'oscillazione intermedia e questo perché il momento generato dalla vigorosa azione muscolare nell'oscillazione iniziale è sufficiente per concludere la sospensione dell'arto.

Oscillazione terminale

Nella parte iniziale dell'oscillazione terminale il retto femorale prosegue l'attivazione dell'oscillazione intermedia con un picco di intensità per assorbire parzialmente l'impatto con il terreno, frenando prima la coscia e poi la gamba; mentre nella parte finale riducono la loro intensità per evitare la flessione del ginocchio. La flessione viene comunque contrastata dall'attivazione dei quattro vasti per assicurare la completa estensione del ginocchio necessaria per il contatto iniziale.

Inoltre, si ha la decelerazione del femore grazie all'attivazione degli estensori dell'anca e la riattivazione del tibiale anteriore posiziona il piede per la successiva azione di rotolamento del calcagno.

2.3 CAMMINO EMIPLEGICO

L'analisi del cammino per bambini con paralisi cerebrale emiplegica è possibile studiarla attraverso due modelli: la sequenza dei contatti del piede con il terreno e l'attivazione muscolare del tibiale anteriore (TA) e del gastrocnemio laterale (GL), che caratterizzano la dorsiflessione e la flessione plantare.

Normalmente, in un individuo sano, la sequenza di contatto del piede con il terreno è tallone (H), piede piatto (F), avampiede (P) e oscillazione(S) (HFPS). Per bambini emiplegici, invece, la sequenza del contatto è variabile. I bambini di tipo I (classificazione di Winters) presentano due principali sequenze del ciclo del passo: HFPS e PFPS. La sequenza PFPS corrisponde ad un iniziale contatto dell'avampiede, seguito da un appoggio a piede piatto, dallo stacco e oscillazione. I bambini di tipo II (classificazione di Winters) mostrano ugualmente una sequenza di tipo PFPS, ma con una più corta sottofase di piede piatto (F); infatti presentano sequenze dove manca completamente la sottofase F, PS [4].

Per quanto riguarda le attivazioni muscolari, non è possibile definirne dei modelli predominanti a causa della grande variabilità dei cicli, ma si nota un'evidente riduzione di attivazione da parte dei dorsiflessori plantari (TA) nei bambini di tipi I; mentre nei bambini di tipi II si nota la preattivazione dei flessori plantari (GL). In generale, i bambini emiplegici mostrano un'attività del tibiale anteriore più breve durante la fase di oscillazione terminale e una mancanza di attività nella risposta al carico. Il gastrocnemio laterale, specialmente per i bambini di tipo II, mostra un'attività anormale nella fase di contatto iniziale e nell'oscillazione terminale [4].

Sempre esaminando le attivazioni muscolari, è stata riscontrata un'asimmetria tra il reclutamento muscolare nella gamba emiplegica rispetto a quella controlaterale nei bambini emiplegici di tipo I [2]. Risulta, infatti, un'asimmetria nel reclutamento dorsiflessorio a causa della ridotta attività del TA durante il contatto iniziale nel lato emiplegico che, però, non si verifica in tutte le falcate percorse, ma solamente su quelle caratterizzate da una sequenza PFPS.

Questo lavoro si concentra nel fare uno studio analogo a quello visto sopra [2], ma concentrandosi sull'asimmetria nel cammino di bambini emiplegici di tipo II.

3 MATERIALI E METODI

3.1 CASISTICA SCELTA

I dati dei bambini con paralisi cerebrale, per la Gait Analysis, sono stati acquisiti retrospettivamente dal laboratorio di Gait Analysis dell'unità di riabilitazione dell'ospedale Santa Croce di Moncalieri (TO), dal 2005 al 2012. Dal database del laboratorio sono stati presi dati per bambini con paralisi cerebrale emiplegica di tipo II (classificazione di Winters). I casi che hanno subito un intervento chirurgico ortopedico o un'iniezione di tossina botulinica nei sei mesi precedenti, non sono stati considerati nello studio.

Sono stati selezionati, per l'analisi, i dati di 22 bambini con paralisi cerebrale emiplegica di tipo II: 12 maschi e 10 femmine, 13 con emiplegia destra e 9 sinistra, età media di 7.9 anni (dev.st. 3.4), altezza media di 122.8 cm (dev.st. 19.4), peso medio di 27.7 kg (dev.st. 13.3).

La ricerca qui riportata è stata effettuata in conformità con i principi etici della Dichiarazione di Helsinki.

3.2 AQUISIZIONE DEL SEGNALE EMG

Il segnale EMG superficiale è stato registrato, a 2000 Hz, dal sistema di registrazione multicanale Step32 (Medical Technology, Torino, Italia). A tal fine, sono stati posizionati bilateralmente degli elettrodi singoli differenziali superficiali sul tibiale anteriore e sul gastrocnemio laterale, sistemati secondo le linee guida di Winters [17] (figura 1). Questi sensori sono costituiti da dischi in argento, hanno un diametro di 4 mm, una distanza tra gli elettrodi di 12 mm; sono bipolari con un filtro passa alto a 10 Hz. Inoltre, sono stati applicati tre sensori a interruttori basografici alla pianta del piede sotto il tallone, nella prima e nella quinta testa metatarsale in ciascun piede, per misurarne i contatti con il terreno (figura 2). Questi sensori hanno dimensioni 10x10 mm, uno spessore di 0.5 mm e una forza di attivazione pari a 3 N.

Successivamente, ai bambini è richiesto di camminare a piedi nudi avanti e indietro per 10 m in un percorso dritto a una velocità e cadenza a loro scelta per, approssimativamente, 2 minuti e 30 secondi.



Figura 1 posizionamento degli elettrodi gastrocnemio laterale (A) e tibiale anteriore (B)



Figura 2 posizionamento dei sensori a interruttori basografici

Il crosstalk è stato esaminato mediante ispezione visiva: è sospetto quando due muscoli nella stessa sezione degli arti mostrano un'attività simultanea con una modulazione di ampiezza simile. In questo caso, sono state utilizzate sonde differenziali doppie per migliorare ulteriormente la selettività spaziale. Il doppio segnale differenziale è stato confrontato con il singolo segnale differenziale e, se l'ampiezza del doppio segnale differenziale è significativamente inferiore, il crosstalk è confermato e il segnale scartato.

3.3 PROCESSAMENTO DEI SEGNALI

Dai tre segnali dei sensori a interruttori basografici alla pianta del piede è stato estratto un segnale a 4 livelli, corrispondente alle seguenti fasi dell'andatura: fase di appoggio del tallone (H), in cui solo l'interruttore sotto il tallone è chiuso; fase di contatto con il piede piatto (F), in cui l'interruttore sotto il tallone è chiuso e anche almeno uno degli interruttori sotto l'avampiede è chiuso; Fase di spinta (P), in cui l'interruttore sotto il tallone è aperto e almeno uno degli interruttori sotto l'avampiede è chiuso; e fase di oscillazione (S) in cui tutti gli interruttori sono aperti [18].

Quindi, grazie all'elaborazione dei segnali, le sequenze delle fasi del passo osservate nell'analisi del contatto piede-pavimento sono state indicate come segue: HFPS era la normale sequenza delle fasi del passo caratterizzata da: contatto tallone, contatto piede piatto, spinta, oscillazione; Il PFPS è caratterizzato da un contatto iniziale dell'avampiede (P), seguito dal contatto del tallone (F) e dalle fasi P e S; la PS inizia con il contatto dell'avampiede (P), seguita immediatamente dalla fase di oscillazione (S), in questa sequenza il tallone non tocca mai il suolo.

Gli intervalli di attivazione muscolare sono stati ottenuti grazie ad una robusta tecnica basata su di un rilevatore statistico a doppia soglia [19]. Questo metodo consiste nel scegliere un primo valore di soglia ζ ed osservare i campioni successivi per un valore di tempo m ($=30$ ms): se almeno un secondo valore di soglia r_0 , nei successivi m campioni, è maggiore di ζ , allora la presenza del segnale è confermata. I valori dei tre parametri ζ , r_0 e m sono scelti per minimizzare il valore di probabilità di falsi allarmi e massimizzare la probabilità di rilevamento per ogni specifico rapporto segnale-rumore.

3.4 STATISTICAL GAIT ANALYSIS

In questo studio, il cammino è stato caratterizzato dalle proprietà del segnale EMG e da parametri temporali estratti da centinaia di passi consecutivi per ogni bambino. Per gestire la grande quantità di dati acquisiti è stato adottato un approccio recente, noto come Statistical Gait Analysis, che presenta i risultati dell'analisi attraverso valori medi e deviazioni standard [5]. Questa tecnica si basa sull'osservazione che ogni ciclo del passo possa presentare per lo stesso muscolo un diverso numero di attivazioni muscolari, cioè che la modalità di attivazione muscolare sia ciclo-dipendente. La modalità di attivazione definisce il numero di volte in cui un muscolo si attiva durante un singolo ciclo del passo: le n modalità di attivazione sono costituite da n intervalli in cui il muscolo considerato

è attivo. Per fornire la media degli intervalli per ogni modalità di attivazione muscolare, sono stati calcolati gli istanti di inizio/fine per ogni ciclo di passo. Sono state, quindi, raccolte le attivazioni muscolari in base al numero di intervalli rilevati, cioè in relazione alla loro modalità di attivazione. Alla fine, è stata fatta la media degli istanti di inizio/fine sull'intero gruppo per ogni modalità di attivazione e normalizzati rispetto alla durata del ciclo dell'andatura.

Il grande numero di passi analizzati, inoltre, ha portato alla valutazione di un nuovo parametro, noto come frequenza di reclutamento. La frequenza di reclutamento di una specifica modalità di attivazione è quantificata da numero, in percentuale, di passi in cui il muscolo viene attivato con questa specifica modalità di attivazione, rispetto al numero totale di passi.

$$\text{Frequenza di reclutamento} = \frac{\text{Numero di cicli con } n \text{ intervalli di attivazione}}{\text{Numero totale di cicli}} \times 100$$

I dati sono stati riportati come media \pm deviazione standard (dev.st.).

Successivamente, è stato utilizzato il test di Lilliefors è stato utilizzato per valutare la normalità di ciascuna distribuzione. Invece, i test ANOVA e Kruskal-Wallis sono stati utilizzati per confrontare rispettivamente campioni distribuiti normalmente e non normalmente. La significatività statistica è stata fissata al 5%.

4 RISULTATI

Nel presente studio sono stati analizzati 4772 passi in totale acquisiti durante il cammino di bambini emiplegici. Sono state individuate tre principali sequenze di contatto del piede-terreno: HFPS, PFPS e PS di contatto del piede a terra. Nel presente capitolo, i risultati medi degli intervalli di attivazione muscolare e le medie delle frequenze di reclutamento sono presentate separatamente per ognuna delle sequenze individuate. In particolare, i risultati associati alle sequenze PFPS e PS sono stati riportati solo in riferimento alla gamba emiplegica, mentre i risultati associati alla sequenza HFPS sono stati riportati solo in riferimento alla gamba controlaterale.

4.1 GAMBA PATOLOGICA

Per la gamba patologica sono riportate separatamente le due sequenze di appoggio del piede, PS e PFPS, per una più chiara visualizzazione dei risultati. Le altre sequenze di appoggio non sono state analizzate perché statisticamente non significative.

4.1.1 PS

Nella figura 1 è mostrata la media degli intervalli di attivazione muscolare per il muscolo tibiale anteriore (TA), con le corrispondenti deviazioni standard di ogni inizio e fine intervallo nella tabella 1. In particolare, la tabella riporta, per ognuna delle cinque modalità di attivazione individuate in Figura 1, la deviazione standard associata all'istante di ON (inizio, seconda riga della tabella) e di OFF (fine, terza riga della tabella) di ogni attivazione.

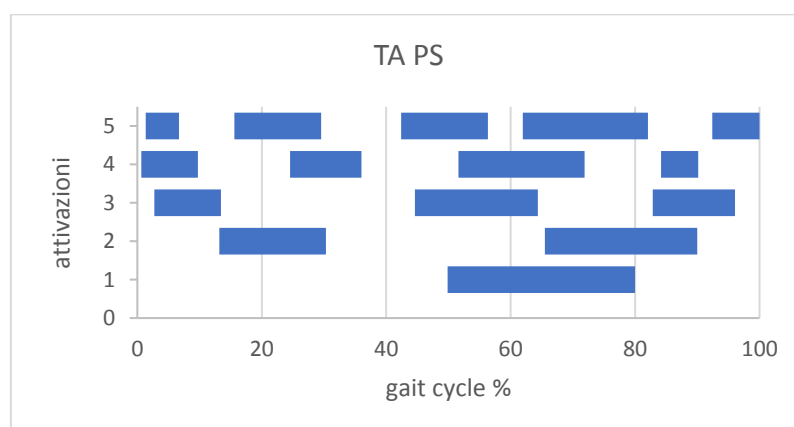


Figura 4 media degli intervalli di attivazione per il TA con sequenza PS

Modalità di attivazione	1		2		3			4				5				
attivazione	1	1	2	1	2	3	1	2	3	4	1	2	3	4	5	
inizio	13.0	9.8	7.7	2.7	11.6	11.3	0.9	10.8	16.7	25.9	1.9	3.1	5.0	10.6	10.6	
fine	16.2	9.6	5.5	5.5	14.6	3.2	4.5	13.1	22.1	27.3	2.2	12.8	10.3	7.9	0.0	

Tabella 1 deviazioni standard della media degli intervalli di attivazione per il TA con sequenza PS

La media delle frequenze di reclutamento è, invece, riportata in figura 2, con in basso, tabella 2, le relative deviazioni standard.

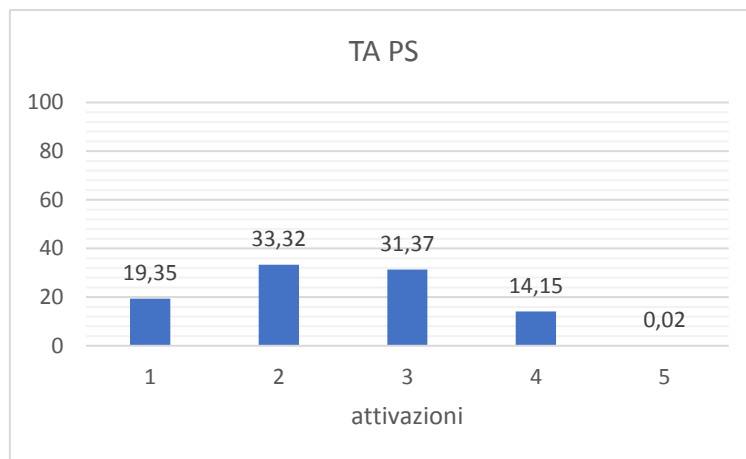


Figura 5 media delle frequenze di reclutamento per il TA con sequenza PS

Modalità di attivazione	1	2	3	4	5
dev.st	18.5	16.2	16.6	11.21	0.0

Tabella 2 deviazioni standard della media delle frequenze di reclutamento per il TA con sequenza PS

Nella figura 3 è mostrata la media degli intervalli di attivazione muscolare per il muscolo gastrocnemio laterale (GL), con le corrispondenti deviazioni standard di ogni inizio e fine di intervallo nella tabella 3. In particolare, la tabella riporta, per ognuna delle cinque modalità di attivazione individuate in Figura 1, la deviazione standard associata all'istante di ON (inizio, seconda riga della tabella) e di OFF (fine, terza riga della tabella) di ogni attivazione.

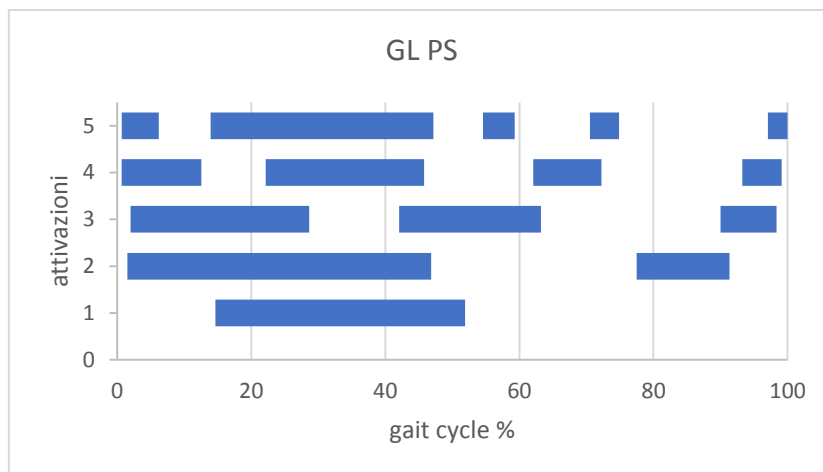


Figura 6 deviazioni standard della media degli intervalli di attivazione per il GL con sequenza PS

Modalità di attivazione	1		2			3			4				5				
attivazione	1	1	2	1	2	3	1	2	3	4	1	2	3	4	5		
inizio	10.4	2.6	14.6	3.8	19.3	4.1	1.1	20.0	18.1	3.5	0.6	4.9	15.4	6.2	3.1		
fine	14.0	9.3	10.7	14.7	8.9	2.7	13.7	14.4	14.7	2.1	0.3	15.0	12.5	5.5	0.0		

Tabella 3 deviazioni standard della media degli intervalli di attivazione per il GL con sequenza PS

La media delle frequenze di reclutamento è, invece, mostrata in figura 4, con in basso, tabella 4, le relative deviazioni standard.

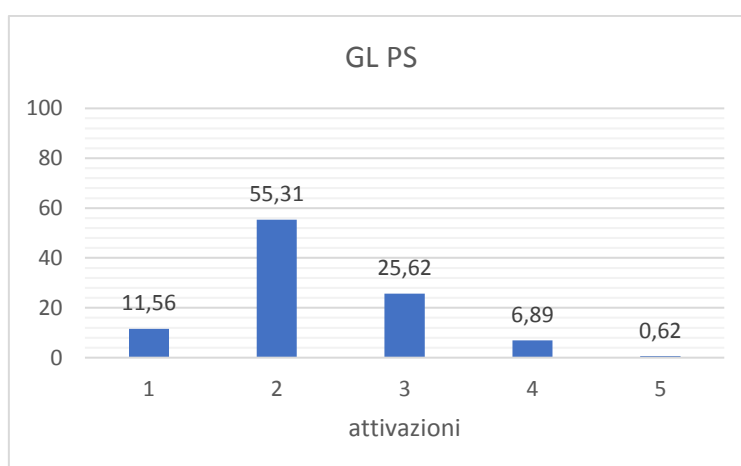


Figura 7 media delle frequenze di reclutamento per il GL con sequenza PS

Modalità di attivazione	1	2	3	4	5
dev.st	13.0	22.0	13.7	7.1	1.3

Tabella 4 deviazioni standard della media delle frequenze di reclutamento per il TA con sequenza PS

4.1.2 PFPS

Nella figura 5 è mostrata la media degli intervalli di attivazione muscolare per il muscolo tibiale anteriore (TA), con le corrispondenti deviazioni standard di ogni inizio e fine intervallo nella tabella 5. In particolare, la tabella riporta, per ognuna delle cinque modalità di attivazione individuate in Figura 1, la deviazione standard associata all'istante di ON (inizio, seconda riga della tabella) e di OFF (fine, terza riga della tabella) di ogni attivazione.

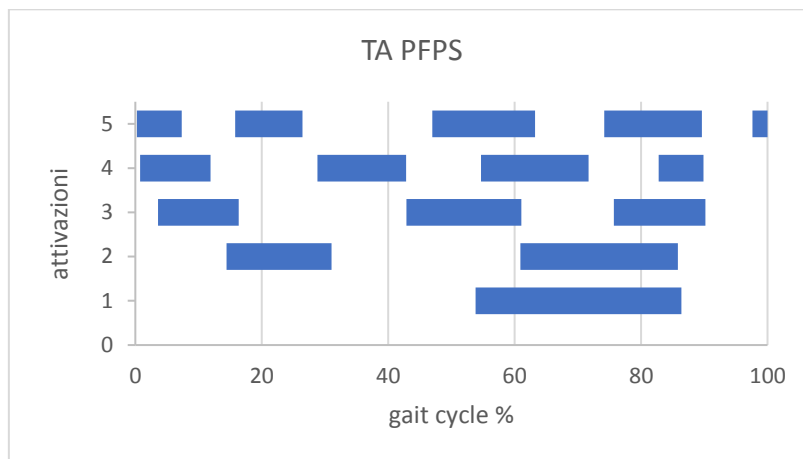


Figura 8 media degli intervalli di attivazione per il TA con sequenza PFPS

Modalità di attivazione	1			2			3			4				5				
attivazione	1	1	2	1	2	3	1	2	3	4	1	2	3	4	5			
inizio	7.5	15.8	20.1	5.6	13.5	23.7	1.4	13.9	13.3	10.4	0.5	7.4	11.4	13.4	1.8			
fine	8.2	19.9	23.7	11.3	19.5	24.4	8.5	17.0	11.0	4.0	4.1	8.6	15.2	4.6	0.0			

Tabella 5 deviazioni standard della media degli intervalli di attivazione per il TA con sequenza PFPS

La media delle frequenze di reclutamento è, invece, mostrata in figura 6, con in basso, tabella 6, le relative deviazioni standard.

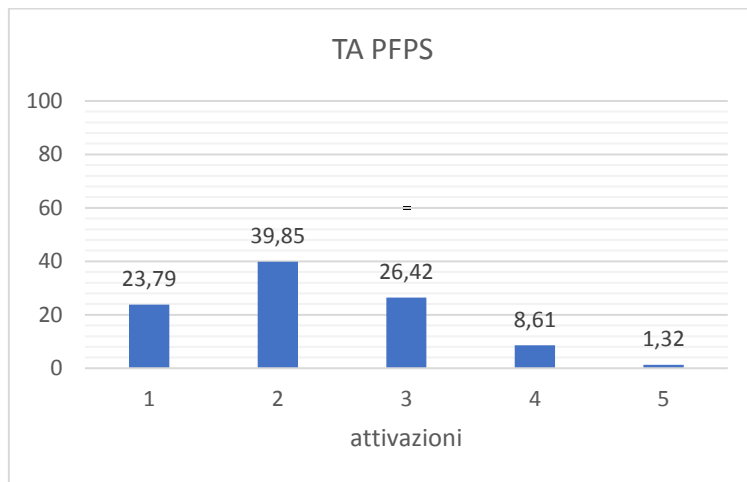


Figura 9 media delle frequenze di reclutamento per il TA con sequenza PFPS

Modalità di attivazione	1	2	3	4	5
dev.st	24.3	20.3	22.2	9.7	3.0

Tabella 6 deviazioni standard della media delle frequenze di reclutamento per il TA con sequenza PFPS

Nella figura 7 è mostrata la media degli intervalli di attivazione muscolare per il muscolo gastrocnemio laterale (GL), con le corrispondenti deviazioni standard di ogni inizio e fine di intervallo nella tabella 7. In particolare, la tabella riporta, per ognuna delle cinque modalità di attivazione individuate in Figura 1, la deviazione standard associata all'istante di ON (inizio, seconda riga della tabella) e di OFF (fine, terza riga della tabella) di ogni attivazione.

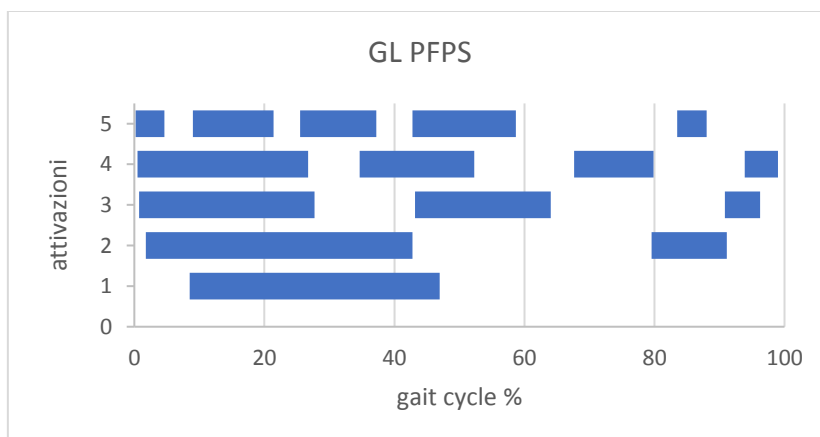


Figura 10 deviazioni standard della media degli intervalli di attivazione per il GL con sequenza PFPS

Modalità di attivazione	1		2			3			4				5				
attivazione	1	1	2	1	2	3	1	2	3	4	1	2	3	4	5		
inizio	11.8	3.4	16.9	1.4	22.1	6.8	1.1	23.2	21.8	4.2	-	-	-	-	-		
fine	18.5	13.1	10.3	16.2	14.4	5.2	21.3	16.9	15.1	2.7	-	-	-	-	-		

Tabella 7 deviazioni standard della media delle frequenze di reclutamento per il TA con sequenza PFPS

La media delle frequenze di reclutamento è, invece, mostrata in figura 8, con in basso, tabella 8, le relative deviazioni standard.

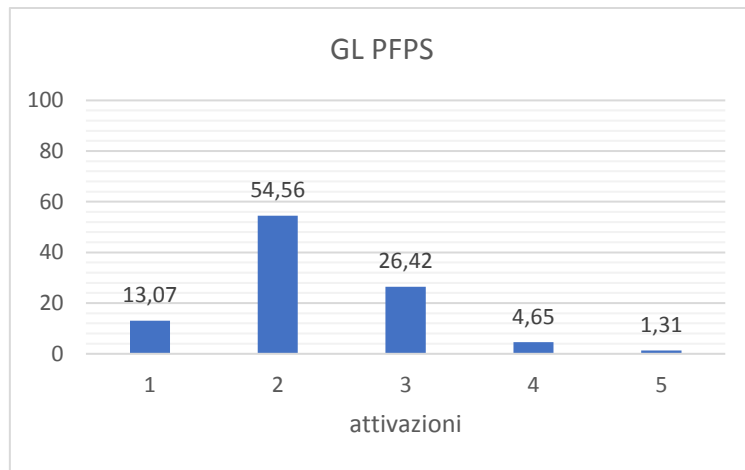


Figura 11 media delle frequenze di reclutamento per il GL con sequenza PFPS

Modalità di attivazione	1	2	3	4	5
dev.st	21.0	18.1	16.6	6.4	5.1

Tabella 8 deviazioni standard della media delle frequenze di reclutamento per il TA con sequenza PFPS

4.2 GAMBA CONTROLATERALE

Per la gamba controlaterale, cioè quella sana, sono riportati i valori solo per la sequenza HFPS.

Nella figura 9 è mostrata la media degli intervalli di attivazione muscolare per il muscolo tibiale anteriore (TA), con le corrispondenti deviazioni standard di ogni inizio e fine intervallo nella tabella 9. In particolare, la tabella riporta, per ognuna delle cinque modalità di attivazione individuate in Figura 1, la deviazione standard associata all'istante di ON (inizio, seconda riga della tabella) e di OFF (fine, terza riga della tabella) di ogni attivazione.

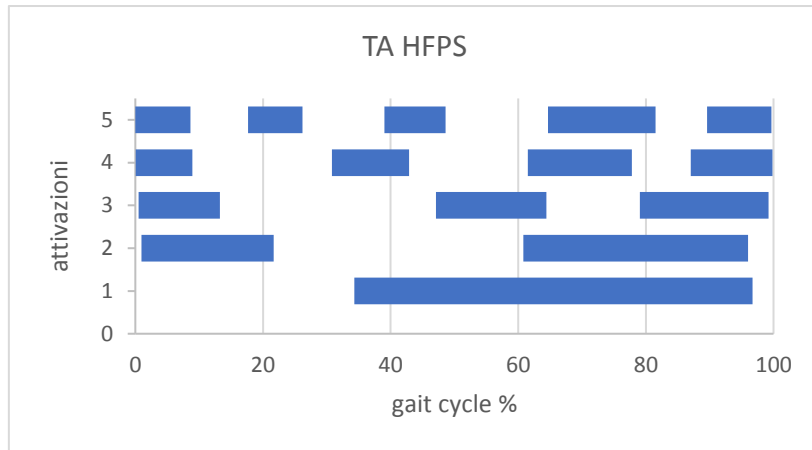


Figura 12 media degli intervalli di attivazione per il TA con sequenza HFPS

Modalità di attivazione	1		2			3			4				5				
attivazione	1	1	2	1	2	3	1	2	3	4	1	2	3	4	5		
inizio	28.3	1.6	8.8	0.9	6.1	6.0	0.2	9.0	6.5	5.9	0.0	6.6	10.1	4.3	3.2		
fine	5.5	20.5	5.0	5.0	7.3	0.9	4.1	10.6	7.0	0.3	3.8	6.6	12.3	4.3	1.0		

Tabella 9 deviazioni standard della media degli intervalli di attivazione per il TA con sequenza HFPS

La media delle frequenze di reclutamento è, invece, mostrata in figura 10, con in basso, tabella 10, le relative deviazioni standard.

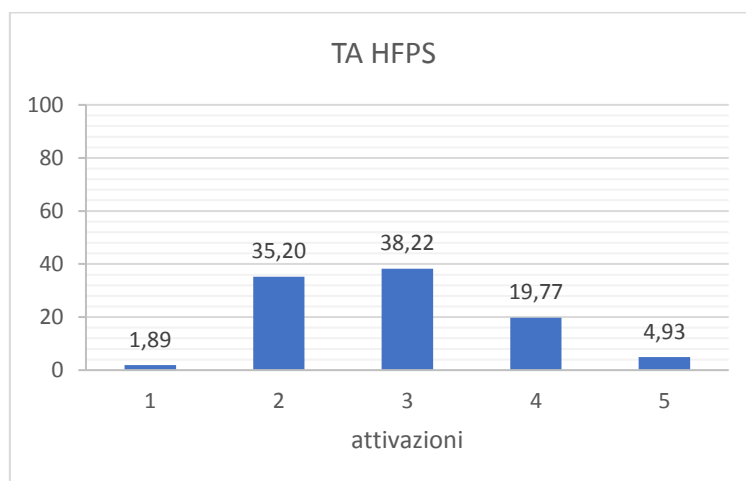


Figura 13 media delle frequenze di reclutamento per il TA con sequenza HFPS

Modalità di attivazione	1	2	3	4	5
dev.st	2.8	22.2	10.5	17.8	6.0

Tabella 10 deviazioni standard della media delle frequenze di reclutamento per il TA con sequenza HFPS

Nella figura 11 è mostrata la media degli intervalli di attivazione muscolare per il muscolo gastrocnemio laterale (GL), con le corrispondenti deviazioni standard di ogni inizio e fine di intervallo nella tabella 11. In particolare, la tabella riporta, per ognuna delle cinque modalità di attivazione individuate in Figura 1, la deviazione standard associata all'istante di ON (inizio, seconda riga della tabella) e di OFF (fine, terza riga della tabella) di ogni attivazione.

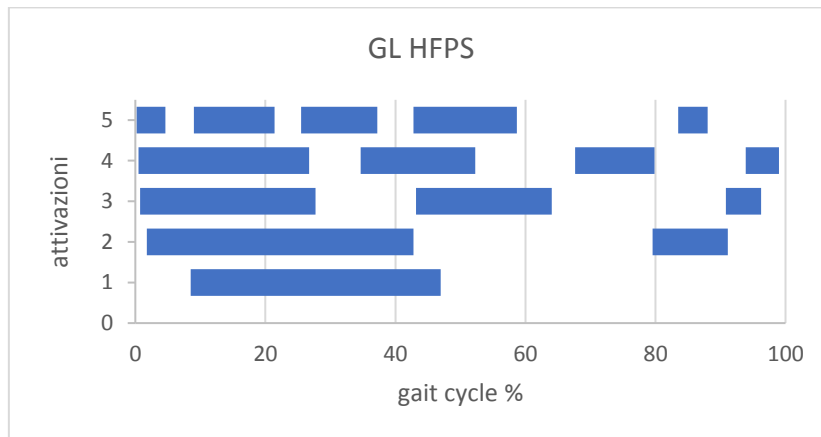


Figura 14 deviazioni standard della media degli intervalli di attivazione per il GL con sequenza HFPS

Modalità di attivazione	1			2			3			4				5				
attivazione	1	1	2	1	2	3	1	2	3	4	1	2	3	4	5			
inizio	7.8	4.1	16.5	2.6	12.0	11.8	2.2	5.8	17.9	8.5	2.0	9.3	18.0	11.6	3.0			
fine	3.2	11.0	11.4	10.3	8.3	9.5	5.6	14.1	11.3	8.7	6.7	18.8	10.8	8.3	2.1			

Tabella 11 deviazioni standard della media degli intervalli di attivazione per il GL con sequenza HFPS

La media delle frequenze di reclutamento è, invece, mostrata in figura 12, con in basso, tabella 12, le relative deviazioni standard.

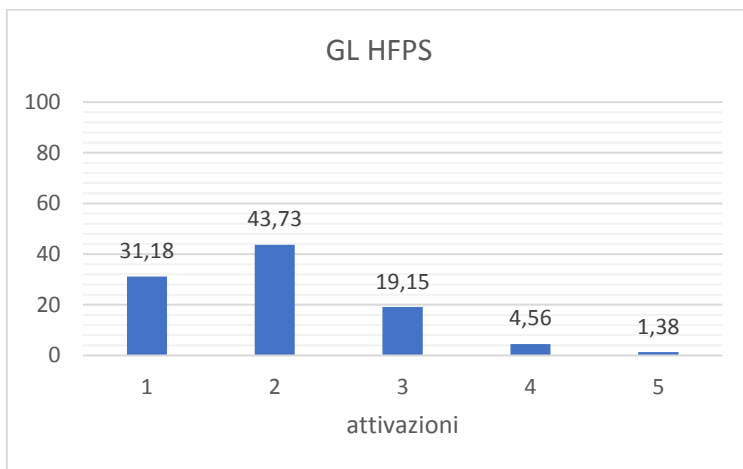


Figura 15 media delle frequenze di reclutamento per il GL con sequenza HFPS

Modalità di attivazione	1	2	3	4	5
dev.st	15.7	11.8	9.4	4.7	2.5

Tabella 12 deviazioni standard della media delle frequenze di reclutamento per il TA con sequenza HFPS

4.3 CONFRONTO

In questo paragrafo sono riportati i grafici di confronto tra la gamba patologica e la gamba controlaterale.

4.3.1 TIBIALE ANTERIORE

La media degli intervalli di attivazione muscolare riferiti alle cinque modalità di attivazione per il TA è mostrata nelle figure 13-17, come confronto. Le sequenze di appoggio sono mostrate, rispettivamente, per la gamba patologica per PS con delle barre celeste chiaro e per PFPS con delle barre azzurre, per la gamba sana, HFPS con delle barre blu.

Sono state individuate delle importanti differenze nel reclutamento muscolare del TA tra i tre gruppi: un significativo ritardo nella fine dell'attivazione per HFPS in TA 1 ($p=0.0059$) rispetto a entrambe PS e PFPS (figura 13). In TA 2 si nota un anticipo di inizio della prima attivazione per HFPS ($p=0.001$) rispetto a entrambe PFPS, un anticipo di fine della prima attivazione sempre per HFPS ($p=0.0438$) rispetto al solo PS e un ritardo di fine della seconda attivazione per HFPS ($p=0.0279$) rispetto al solo PS (figura 14). Si nota, inoltre, in TA 3 un anticipo della prima attivazione per HFPS ($p=0.0107$) rispetto al solo PS e un ritardo di fine della terza attivazione per HFPS ($p=0.0083$) rispetto al solo PS (figura 15).

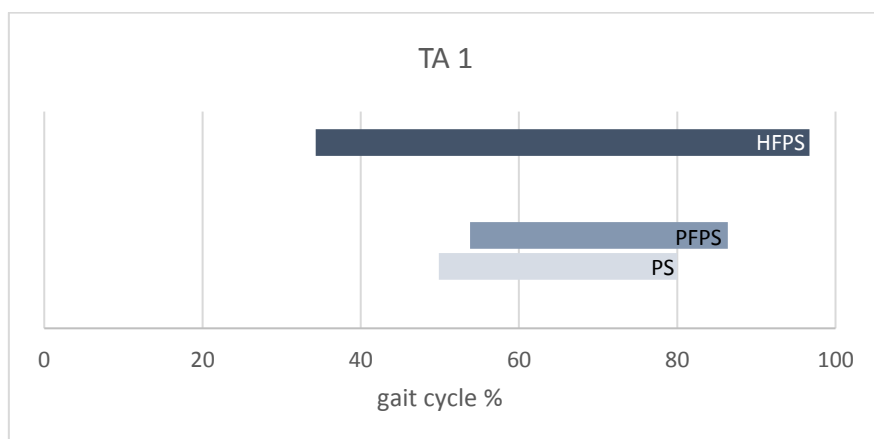


Figura 16 confronto delle medie degli intervalli di attivazione muscolare per il TA con una sola attivazione

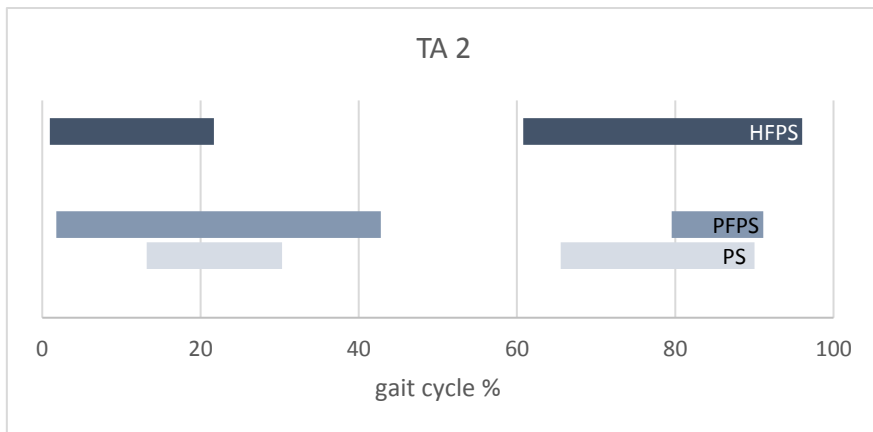


Figura 17 confronto delle medie degli intervalli di attivazione muscolare per il TA con due attivazioni

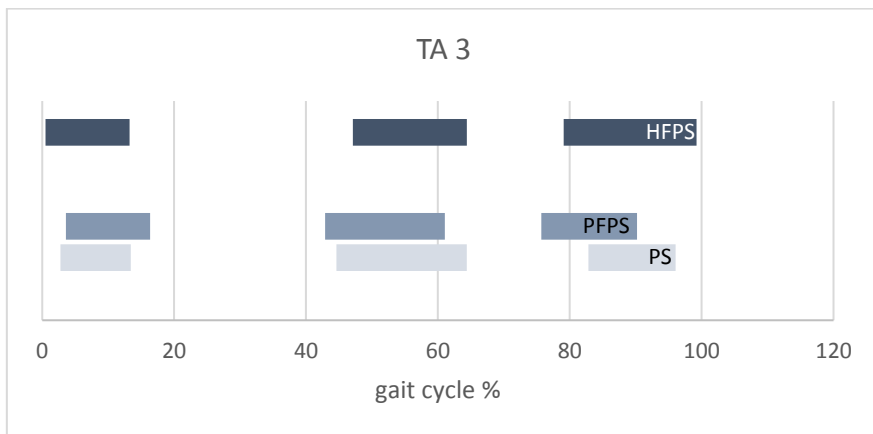


Figura 18 confronto delle medie degli intervalli di attivazione muscolare per il TA con tre attivazioni

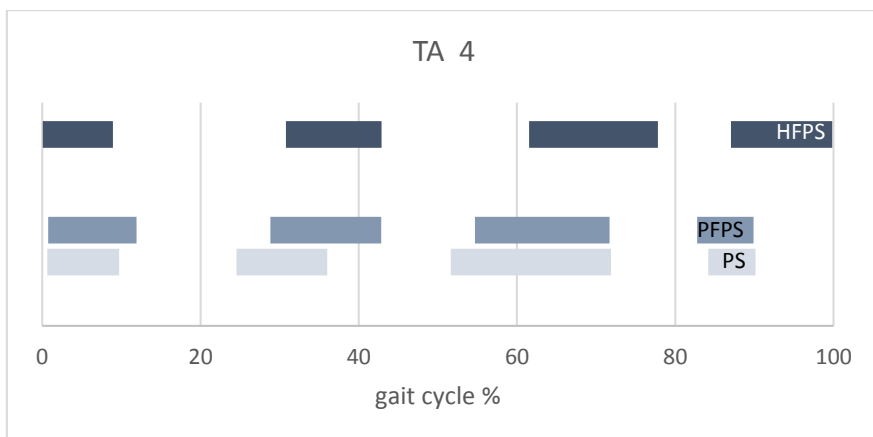


Figura 19 confronto delle medie degli intervalli di attivazione muscolare per il TA con quattro attivazioni

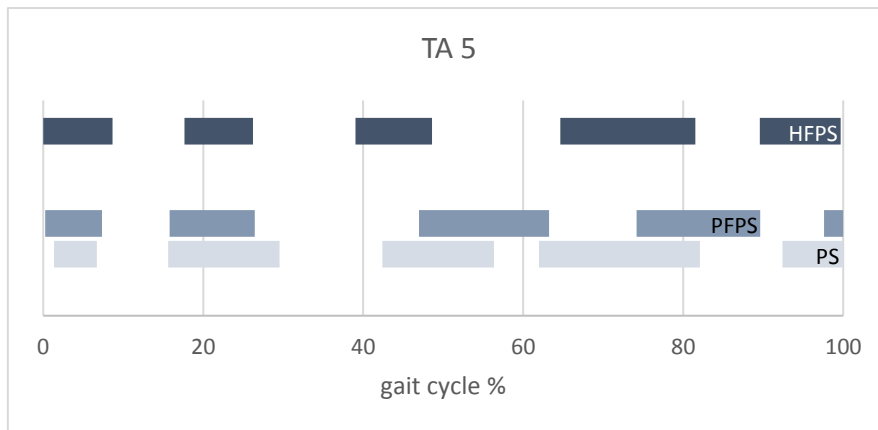


Figura 20 confronto delle medie degli intervalli di attivazione muscolare per il TA con cinque attivazioni

La media delle frequenze di reclutamento riferite alle cinque modalità di attivazione per il TA è mostrata nelle figure 18-22, come confronto. Le sequenze di appoggio sono mostrate, rispettivamente, per la gamba patologica per PS con delle barre celeste chiaro e per PFPS con delle barre azzurre, per la gamba sana, HFPS con delle barre blu.

Sono state individuate concrete differenze nelle frequenze di reclutamento del TA tra i tre gruppi: si nota un significativo aumento della frequenza di reclutamento per entrambi i cicli PS e PFPS, della gamba patologica, in TA 1 ($p=0.033$) confrontato con HFPS della gamba sana (figura 18). Al contrario, invece, si osserva un aumento della frequenza di reclutamento per HFPS in TA 5 ($p=0.004$) rispetto a PS e PFPS (figura 22). Nelle altre modalità di attivazione, TA 2 (figura 19), TA 3 (figura 20) e TA 4 (figura 21), non si notano, a livello statistico, importanti differenze ($p>0.05$).

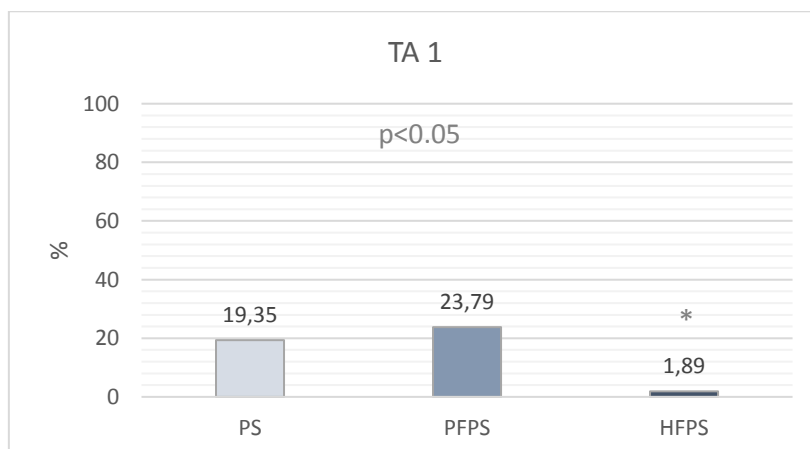


Figura 21 confronto delle medie delle frequenze di reclutamento per il TA con una sola attivazione

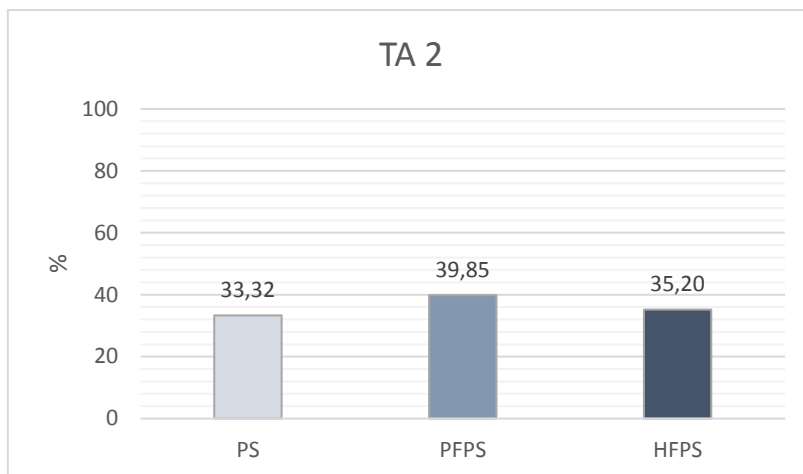


Figura 22 confronto delle medie delle frequenze di reclutamento per il TA con due attivazioni

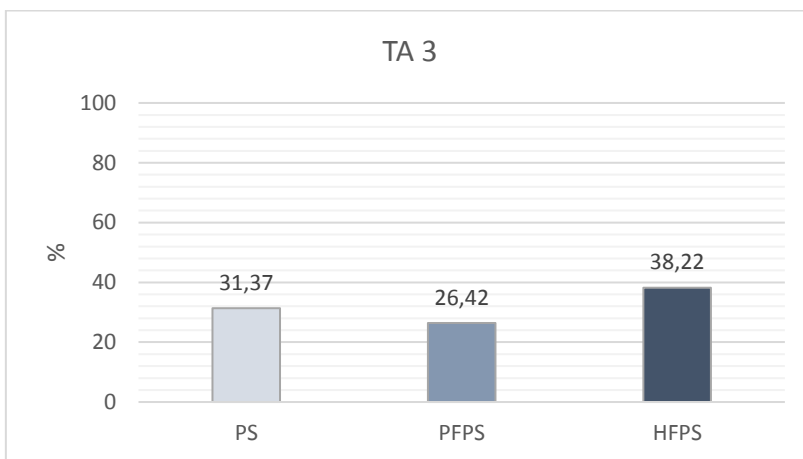


Figura 23 confronto delle medie delle frequenze di reclutamento per il TA con tre attivazioni

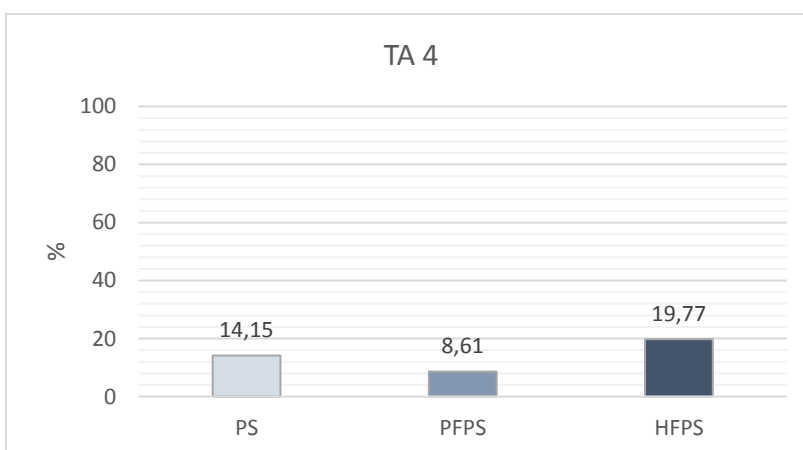


Figura 24 confronto delle medie delle frequenze di reclutamento per il TA con quattro attivazioni

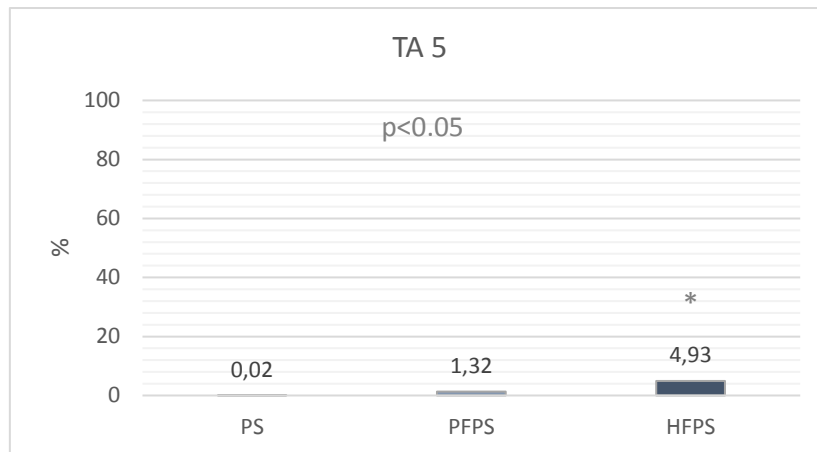


Figura 25 confronto delle medie delle frequenze di reclutamento per il TA con cinque attivazioni

4.3.2 GASTROCNEMIO LATERALE

La media degli intervalli di attivazione muscolare riferiti alle cinque modalità di attivazione per il GL è mostrata nelle figure 23-27, come confronto.

Sono state individuate delle importanti differenze nel reclutamento muscolare tra i tre gruppi: in GL 2 un significativo ritardo di inizio della prima attivazione del HFPS ($p=0.0006$) rispetto ad entrambe le PS e PFPS, un anticipo dell'inizio della seconda attivazione del HFPS ($p=0.0182$) rispetto alla sola PFPS ed anche per la fine della seconda attivazione si nota un anticipo del HFPS ($p=0.0102$) rispetto ad entrambe le PS e PFPS (figura 19). Inoltre, si nota in GL 3 un ritardo di inizio della prima attivazione per HFPS ($p=0.0004$) rispetto ad entrambe le PS e PFPS, un anticipo di inizio ($p=0.0075$) e fine ($p=0.0057$) della terza attivazione rispetto ad entrambe le PS e PFPS (figura 20). Infine, si osserva un anticipo di inizio della seconda attivazione del HFPS in GL 4 ($p=0.0369$) rispetto a PS (figura 21).

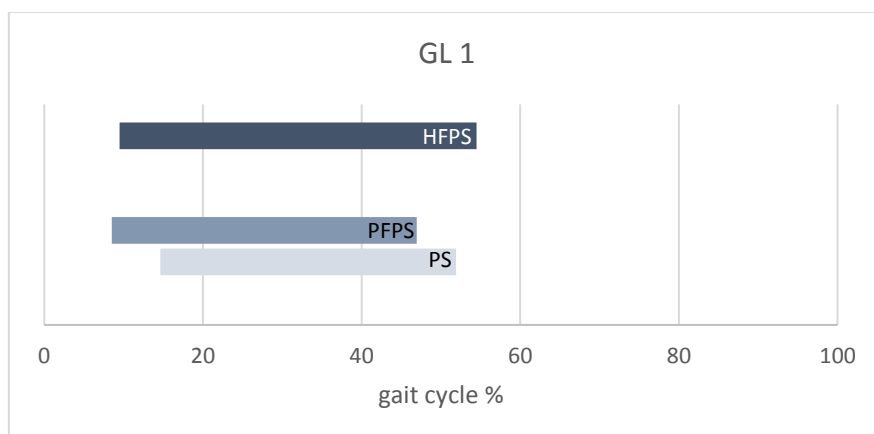


Figura 26 confronto delle medie degli intervalli di attivazione muscolare per il GL con una sola attivazione

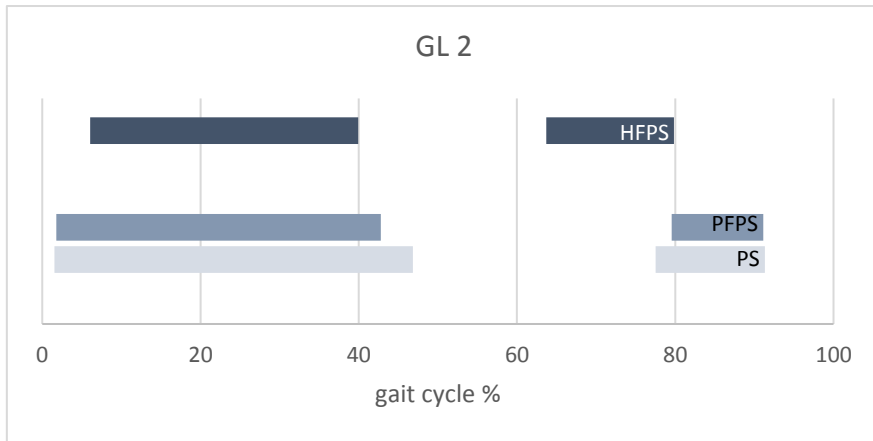


Figura 27 confronto delle medie degli intervalli di attivazione muscolare per il GL con due attivazioni

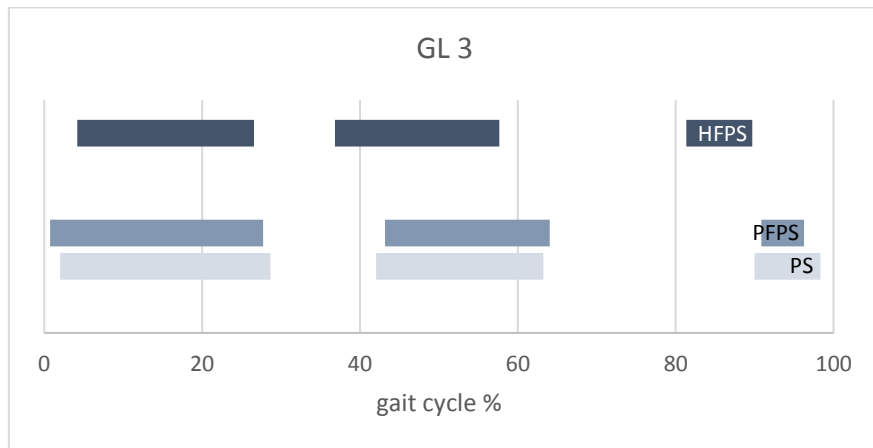


Figura 28 confronto delle medie degli intervalli di attivazione muscolare per il GL con tre attivazioni

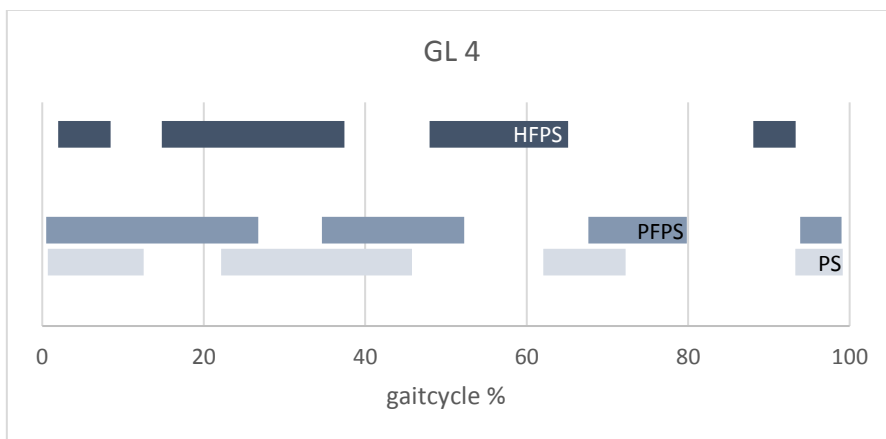


Figura 29 confronto delle medie degli intervalli di attivazione muscolare per il GL con quattro attivazioni

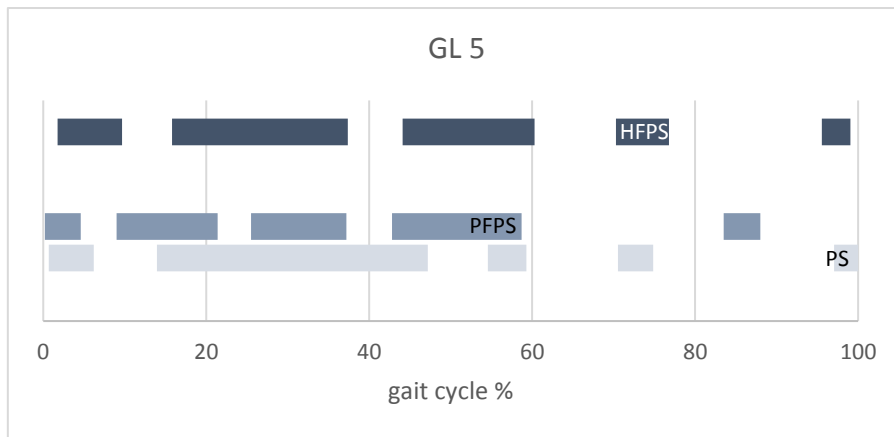


Figura 30 confronto delle medie degli intervalli di attivazione muscolare per il GL con cinque attivazioni

La media delle frequenze di reclutamento riferite alle cinque modalità di attivazione per il GL è mostrata nelle figure 28-32, come confronto. Le sequenze di appoggio sono mostrate, rispettivamente, per la gamba patologica per PS con delle barre celeste chiaro e per PFPS con delle barre azzurre, per la gamba sana, HFPS con delle barre blu.

Sono state individuate concrete differenze nelle frequenze di reclutamento del GL tra i tre gruppi solo per la modalità a una sola attivazione: infatti si osserva un significativo aumento della frequenza di reclutamento per la HFPS ($p=0.003$) confrontata con entrambi le PS e PFPS (figura 28). Nelle altre modalità di attivazione, GL 2 (figura 29), GL 3 (figura 30), GL 4 (figura 31) e GL 5 (figura 32), non si notano, a livello statistico, importanti differenze ($p>0.05$).

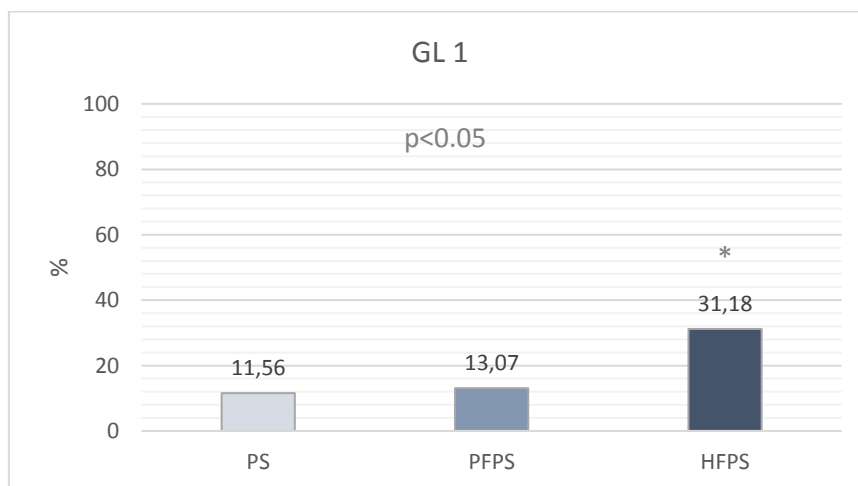


Figura 31 confronto delle medie delle frequenze di reclutamento per il GL con una sola attivazione

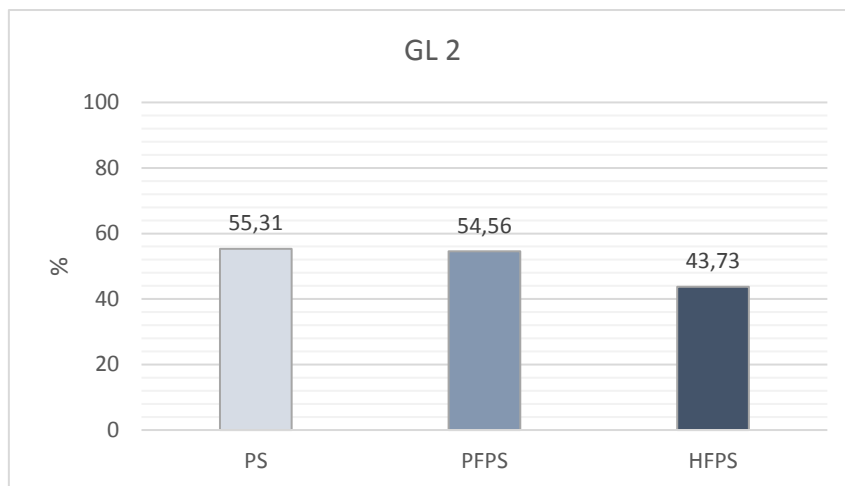


Figura 32 confronto delle medie delle frequenze di reclutamento per il GL con due attivazioni

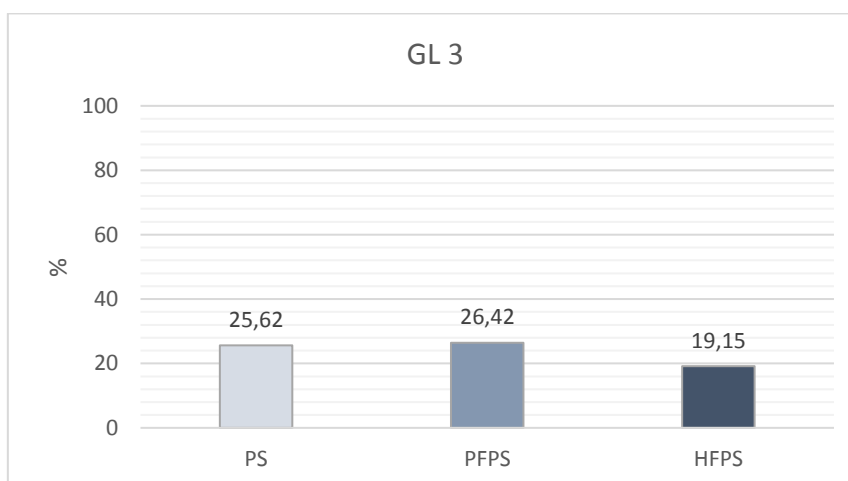


Figura 33 confronto delle medie delle frequenze di reclutamento per il GL con tre attivazioni

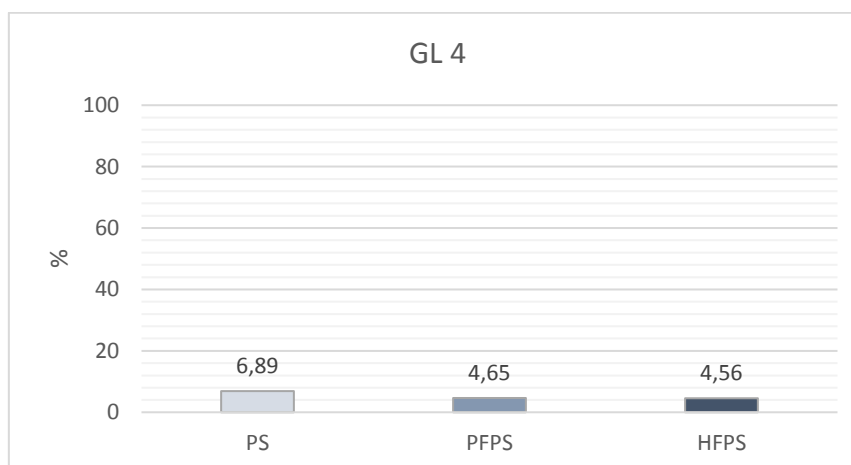


Figura 34 confronto delle medie delle frequenze di reclutamento per il GL con quattro attivazioni

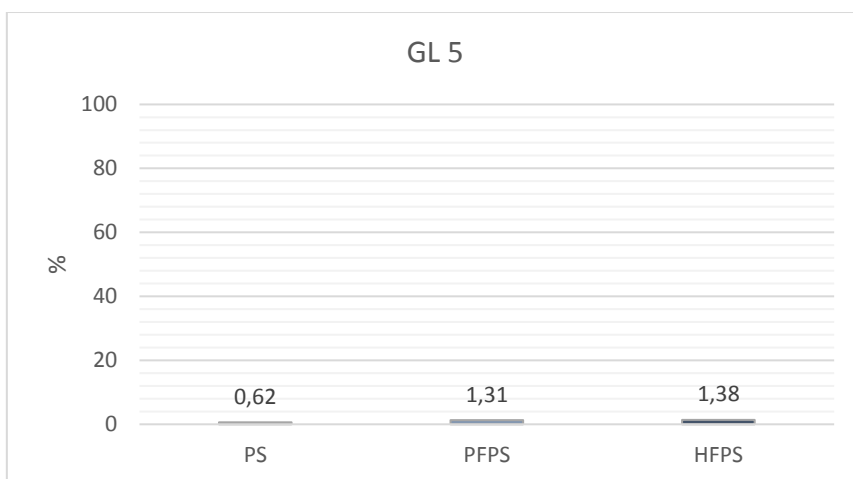


Figura 35 confronto delle medie delle frequenze di reclutamento per il GL con cinque attivazioni

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Il presente studio si è concentrato sull'analisi del segnale EMG per la stima di eventuali asimmetrie del reclutamento muscolare durante la deambulazione di bambini emiplegici di tipo II, secondo la classificazione dell'emiplegia spastica di Winters [3]. La variabilità del segnale EMG, tipicamente associata all'emiplegia, è stata presa in considerazione grazie a un'analisi dei dati acquisiti durante circa 100 cicli di passo per ogni bambino, cosa piuttosto rilevante viste le difficoltà deambulatorie dei pazienti considerati. I muscoli analizzati nel presente studio, sono due dei principali muscoli della caviglia (tibiale anteriore, TA, e gastrocnemio laterale, GL), perché sono quelli riconosciuti come i più colpiti dall'emiplegia [2,4].

Come atteso, i risultati hanno mostrato una grande variabilità in termini di numero e tempistica degli intervalli di attivazione in entrambi gli arti inferiori, indipendentemente dall'emiplegia. Hanno evidenziato una significativa ($p < 0.05$) riduzione dell'attività del TA nel lato affetto, rispetto alla gamba controlaterale, sia nel contatto iniziale che nella oscillazione terminale, in linea con la definizione di Winters [3] e con i risultati riportati in [4]. In particolare, si è riscontrata un'assenza di attività di TA nei cicli caratterizzati dalla sequenza PS di contatto piede-terreno, ed è statisticamente rilevante nelle modalità caratterizzate da minor numero di attivazioni (1-3). Il fatto che queste modalità risultano essere le più ricorrenti suggerisce che la modifica del pattern di reclutamento del TA risulta molto frequente. Questi risultati indicano che, mentre la compromissione dell'attivazione del TA definita da [3] è stata confermata, la gamba controlaterale non risulta essere coinvolta in questo processo di compromissione.

Sono state individuate, inoltre, delle modifiche degli schemi di attivazione e la conseguente asimmetria tra le gambe anche per il GL. Infatti, i risultati hanno evidenziato una significativa ($p < 0.05$) iperattivazione del GL durante il contatto iniziale per la gamba patologica, che coincide con quanto rilevato in [4]. L'iperattivazione del GL ha coinvolto entrambe le principali sequenze contatto piede-terreno della gamba patologica, cioè PS e PFPS, e risulta essere statisticamente rilevante nelle modalità in cui si hanno 2 o 3 attivazioni a ciclo, che risultano essere le più ricorrenti. Quindi, l'attivazione anomala del GL nel contatto iniziale, come evidenziato nello studio [4] è stato confermato per tutti i cicli della gamba affetta; la gamba controlaterale non risulta essere coinvolta in questo processo, mantenendo uno schema di attivazione non compromesso. In aggiunta, dai risultati è emerso, sempre nelle modalità con 2 o 3 attivazioni per ciclo, una significativa ($p < 0.05$)

differenza di reclutamento, tra la gamba affetta e la gamba controlaterale, dell'ultima attivazione, durante la fase di oscillazione. Infatti, risulta una attivazione anticipata del GL per la gamba sana, rispetto alla stessa attivazione nella gamba patologica. Anche in questo caso, il comportamento anomalo del GL nella gamba patologica corrisponde ai risultati evidenziati dallo studio [4].

L'analisi di questi parametri potrebbe risultare utile per quantificare la frequenza con cui un bambino sfrutta uno specifico modello di andatura, quanto il modello si differenzia tra le gambe e, di conseguenza, in che misura questo modello è rappresentativo dell'andatura del bambino. Tutto ciò fornisce anche informazioni sulla variabilità intra soggetto del paziente.

In conclusione, il presente studio è stato in grado di quantificare il comportamento asimmetrico nel reclutamento dei muscoli della caviglia dei bambini emiplegici di tipo II durante il cammino libero, grazie a un'approfondita analisi del segnale EMG di superficie. Sono state valutate le asimmetrie in termini di modalità di attivazione e frequenza di reclutamento muscolare, separatamente per ciascuna sequenza di contatto del piede con il terreno. Questo approccio ha evidenziato diversi aspetti della deambulazione emiplegica, permettendoci di quantificare l'asimmetria nel reclutamento dorsiflessorio a causa della ridotta attività del TA nel contatto iniziale nel lato emiplegico, l'asimmetria nella flessione della caviglia causata dalla iperattivazione del GL nel contatto iniziale nel lato patologico e, inoltre, l'asimmetria nel reclutamento del GL nella fase di oscillazione tra gamba emiplegica e gamba controlaterale.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Sadowska, Małgorzata et al. "Cerebral Palsy: Current Opinions on Definition, Epidemiology, Risk Factors, Classification and Treatment Options." *Malattia neuropsichiatrica e trattamento* vol. 12 giu. 2020.
- [2] Di Nardo F., Strazza A., Mengarelli A. et al.: EMG-Based Characterization of Walking Asymmetry in Children with Mild Hemiplegic Cerebral Palsy. *Biosensors (Basel)*. 2019 Jun.
- [3] Winters T.F., Gage J.R., Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegic children and young adults. *J. Bone Jt. Surg.* 1987.
- [4] Agostini V, Nascimbeni A, Gaffuri A, Knaflitz M. Multiple gait patterns within the same Winters class in children with hemiplegic cerebral palsy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2015 Nov.
- [5] Agostini V., Nascimbeni A., Gaffuri A., Imazio P., Benedetti, M G., Knaflitz M.: Normative EMG activation patterns of school-age children during gait. *Gait Posture*, 2010.
- [6] Little W J.: The classic: Hospital for the cure of deformities: course of lectures on the deformities of the human frame. 1843. *Ortopedica clinica e ricerca correlata* vol. 470,5 (2012).
- [7] Bax M.: Terminology and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 1964 Jun.
- [8] Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, Dan B, Jacobsson B.: A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*. 2007 Feb.
- [9] Surveillance of Cerebral Palsy in Europe. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Dev Med Child Neurol*. 2000.
- [10] Balf CL, Ingram TTS.: Problems in the classification of cerebral palsy in childhood. *Br Med J*. 1955.
- [11] Hagberg G, Hagberg B, Olow I.: The changing panorama of cerebral palsy in Sweden 1954-1970. III. The importance of fetal deprivation of supply. *Acta Paediatr Scand*. 1976.
- [12] Christine C, Dolk H, Platt MJ, Colver A, Prasauskienė A, Krägeloh-Mann I: SCPE Collaborative Group. Recommendations from the SCPE collaborative group for defining and classifying cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol Suppl*. 2007 Feb.

- [13] Cioni G., Ferrari A.: Le forme spastiche della paralisi cerebrale infantile. Springer, 2005.
- [14] Perry J.: Gait analysis normal and pathological function. Slack Inc, 1992.
- [15] Ambrosi G., Cantino D., Castano P., Correr S., D'Este L., Donato R.F., Familiari G., Fornai F., Gulisiano M., Iennello A., Magaudda L., Marcello M. F., Martelli A. M., Pacini P., Rende M., Rossi P., Sforza C., Tacchetti C., Toni R., Zummo G.: Anatomia dell'uomo, edi-ermes, 2006.
- [16] Silverthorn D.U., Johnson B. R., Ober W. C., Garrison W. C., e Silverthorn A. C.: Human physiology: an integrated approach. Boston, Pearson Education, 2013.
- [17] Winter D.A.: Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 2nd ed. Wiley; New York, NY, USA: 1990.
- [18] Agostini, V.; Balestra, G.; Knaflitz, M.: Segmentation and classification of gait cycles. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 2014.
- [19] 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. Biomed. Eng. 1998.

RINGRAZIAMENTI

A conclusione di questa tesi, desidero ringraziare tutti coloro che mi sono stati vicini nel mio percorso universitario.

Innanzitutto vorrei ringraziare il mio relatore, Professor Francesco Di Nardo, che in questi mesi di lavoro ha saputo guidarmi, con suggerimenti pratici, nel tirocinio e nella stesura dell'elaborato.

Ringrazio infinitamente i miei genitori, che mi hanno supportato e sopportato anche nei momenti più difficili. Insieme a loro ringrazio anche i miei fratelli che mi sono stati vicini.

Grazie anche ai miei amici, Federico, Giovanni, Nicholas e Luca per essere stati sempre presenti nei momenti difficili e in quelli più spensierati.

Infine ringrazio i miei compagni di viaggio, Sara, Mattia e Pietro, che con me hanno condiviso il percorso universitario.