



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Stima di parametri significativi del segnale EMG nel soggetto anziano

Assessment of EMG-based parameters in elderly subjects

Relatore:

Prof. Sandro Fioretti

Tesi di Laurea di:

Fabiana Bonsanto

Correlatore:

Prof. Francesco Di Nardo

Anno Accademico 2021/2022

Sommario

Introduzione.....	4
CAPITOLO 1	7
L'invecchiamento.....	7
CAPITOLO 2	12
La contrazione muscolare.....	12
2.1 Il muscolo scheletrico.....	12
2.2 Fisiologia della contrazione muscolare	15
2.3 Modello meccanico del muscolo	17
2.4 Processo neuromuscolare di contrazione di un muscolo	19
2.5 L'unità motrice e l'impulso contrattile.....	20
2.6 Il segnale elettromiografico	23
2.7 Acquisizione del segnale	23
2.8 Analisi del segnale.....	25
CAPITOLO 3	29
Gait Analysis	29
CAPITOLO 4	42
4.1 Materiali e metodi	42
4.2 Partecipanti	42
4.3 Acquisizione dei segnali.....	42
4.4 Elaborazione del segnale EMG	43
CAPITOLO 5	47
Risultati	47
CAPITOLO 6	62
Conclusione.....	62
Bibliografia.....	65

Introduzione

Con invecchiamento si intende l'insieme dei cambiamenti che avvengono all'interno delle cellule e dei tessuti a causa del progredire dell'età, caratterizzato dal progressivo rallentamento delle funzioni fisiologiche e dal decadimento dell'organismo, che si manifesta attraverso il declino della salute dell'organismo [1]. È dimostrato che il processo di invecchiamento è accompagnato da un aumento del carico delle malattie non trasmissibili, come quelle cardiovascolari, il diabete, le patologie neurodegenerative (Parkinson, Alzheimer), tumori, malattie polmonari croniche ostruttive e problemi muscoloscheletrici [2]. L'invecchiamento è inoltre un fattore di rischio significativo per la perdita di forza e di massa muscolare, noto come sarcopenia.

L'elettromiografia (EMG) è una tecnica che consente di registrare l'attività elettrica dei muscoli sia in stato di riposo che durante compiti motori dinamici e rappresenta uno strumento diagnostico fondamentale per la valutazione delle funzioni neuromuscolari. L'analisi del segnale EMG può essere utile in vari ambiti e per varie applicazioni, quali lo studio del sistema neuromuscolare, la diagnosi e la riabilitazione di patologie del sistema neuromotorio e legate all'invecchiamento, lo sport agonistico, l'ergonomia e la robotica assistiva [3]. In particolare, la stima dei parametri significativi del segnale EMG nel soggetto anziano è di grande interesse per la valutazione delle alterazioni neuromuscolari legate al processo di invecchiamento. Secondo un recente studio [4], la riduzione dell'ampiezza del segnale EMG è uno dei principali indicatori di perdita di forza muscolare nell'anziano. Inoltre, i parametri del segnale EMG possono fornire informazioni sulla qualità della contrazione muscolare e sulla coordinazione inter-muscolare. Un altro aspetto importante dell'analisi del segnale EMG nell'anziano è la valutazione della fatica muscolare. La riduzione della forza muscolare nei soggetti anziani può essere associata a una maggiore fatica muscolare e una diminuzione della durata del segnale EMG, mentre la frequenza del segnale EMG può essere utilizzata per valutare l'intensità della fatica muscolare. Un ulteriore studio [5] ha dimostrato che la durata e la frequenza del segnale EMG possono essere utilizzati per valutare la

fatica muscolare negli anziani. Pertanto, la stima accurata dei parametri del segnale EMG è di fondamentale importanza per una corretta valutazione delle funzioni neuromuscolari nell'anziano. L'accuratezza e la precisione nella stima di questi parametri sono essenziali per individuare eventuali alterazioni neuromuscolari e monitorare l'efficacia delle terapie. Inoltre, la corretta interpretazione dei risultati dell'analisi del segnale EMG può essere utile per la pianificazione di programmi di riabilitazione e interventi terapeutici mirati.

Uno degli approcci consigliati per quantificare le alterazioni del sistema motorio associate all'invecchiamento è l'analisi del passo, generalmente nota attraverso la sua definizione inglese e cioè gait analysis. La gait analysis è un approccio non invasivo che permette di studiare la deambulazione e l'attività locomotoria della persona, attraverso l'analisi, l'osservazione e la misurazione della biomeccanica articolare e dell'attività muscolare. Diversi studi scientifici si sono concentrati sull'analisi dell'invecchiamento attraverso la gait analysis [6,7], includendo anche lo studio del segnale EMG [8]. La maggior parte di questi approcci consentono principalmente di raccogliere dati sull'attività muscolare nel dominio del tempo, senza considerare le informazioni sul contenuto in frequenza del segnale. Studi recenti hanno sviluppato un algoritmo, basato sulla trasformata wavelet, che ha permesso con successo di caratterizzare e il segnale sEMG sia nel dominio del tempo che della frequenza [9]. In particolare, l'algoritmo introduce una rappresentazione in tempo-frequenza detta scalogramma che permette di individuare contemporaneamente gli intervalli di attivazione muscolare e il corrispondente range di frequenza del segnale.

L'obiettivo del presente studio consiste quindi nell'analizzare il segnale EMG per caratterizzare e quantificare l'attività muscolare durante il cammino di soggetti anziani sia nel dominio del tempo che in quello della frequenza. A tale scopo sono stati analizzati i segnali elettromiografici misurati bilateralmente su sette muscoli dell'arto inferiore in una popolazione di 10 soggetti anziani

reclutata presso il Laboratorio di Analisi del Movimento (BioMovLab) del Dipartimento dell'Ingegneria dell'informazione dell'Università di Padova.

CAPITOLO 1

L'invecchiamento

Il processo di invecchiamento è un fenomeno biologico e fisiologico inevitabile che coinvolge l'intero organismo, comportando una serie di cambiamenti sia strutturali che funzionali che si verificano gradualmente nel tempo. Secondo l'Organizzazione Mondiale della Sanità, l'invecchiamento è definito come "il processo di riduzione della capacità funzionale degli organismi viventi, il quale avviene con il passare del tempo e che aumenta la suscettibilità alle malattie e alla morte" [10]. Tra i cambiamenti più significativi che si verificano durante l'invecchiamento ci sono la riduzione della massa muscolare, la diminuzione della densità ossea, la riduzione della capacità visiva e uditiva, la diminuzione delle funzioni cognitive, la riduzione della capacità del sistema immunitario, la diminuzione dell'elasticità cutanea e la comparsa di malattie croniche [11]. L'impatto sociale dell'invecchiamento è notevole, soprattutto se si considera il progressivo aumento della popolazione anziana in molti paesi del mondo. Inoltre, l'invecchiamento influisce anche sull'identità personale e sulle relazioni sociali degli individui anziani, determinando una maggiore solitudine, l'isolamento sociale, la discriminazione e l'emarginazione dalla vita sociale e lavorativa [12].

Con il declino funzionale gli anziani sono meno abili a gestire le varie sollecitazioni, in quanto sono diversi gli organi coinvolti e il corretto funzionamento di questi ultimi dipende da quanto sono performanti le cellule che vi sono situate al loro interno. Inoltre, in alcuni organi, le cellule che muoiono non sono sostituibili, in quanto il loro numero è destinato a diminuire progressivamente. La quantità di cellule che risiedono in testicoli, ovaie, fegato e reni andranno incontro a una riduzione, poiché l'organismo si imbatte con il processo di invecchiamento [13].

Gli organi principalmente coinvolti sono:

- Ossa e articolazioni: le ossa durante il processo di invecchiamento tendono ad avere una minore densità. Una perdita contenuta di densità ossea è detta osteopenia, mentre una perdita grave è detta osteoporosi. Le donne, con la menopausa affrontano una riduzione di estrogeni che conseguentemente comporterà una perdita di densità ossea maggiore. Questo fenomeno è correlato a una riduzione dell'assorbimento dall'organismo di calcio e un calo dei livelli di vitamina D, in quanto quest'ultima aiuta e promuove l'assorbimento di calcio nell'organismo.
- Muscoli e grasso corporeo: anche la massa muscolare durante il processo di invecchiamento subisce una riduzione così come la forza muscolare, in quanto i muscoli affrontano una riduzione del diametro delle fibre muscolari oltre che una progressiva perdita di fibre rapide che vengono rimpiazzate da fibre lente. La perdita di massa muscolare più grave è chiamata sarcopenia (perdita della massa muscolare) e può provenire da malattie o da inattività e non unicamente dal solo processo di invecchiamento.
- Vista: un'alterazione della vista è molto frequentemente un segno lampante dell'invecchiamento. I cambiamenti nel cristallino dell'occhio possono determinare o contribuire a provocare quanto segue: riduzione della vista da vicino, necessità di avere una luce più intensa per aiutare la vista e avviene anche un'alterazione nell'identificazione dei diversi colori.
- Udito: l'udito nel corso del processo di invecchiamento è esposto a una riduzione della sua capacità uditiva, ma è possibile associare quest'ultimo, non solo al processo fisiologico ma anche all'esposizione al rumore, in quanto con il passare del tempo l'esposizione a rumori forti generano dei danni.
- Olfatto e gusto: i sensi del gusto e dell'olfatto tendono a diminuire in genere già intorno ai 50 anni, il processo avviene in maniera graduale, entrambi questi sensi sono necessari per riconoscere i gusti alimentari.

- Cute: anche la cute tende a diventare più sottile, meno elastica, più secca. Inoltre, l'esposizione alla luce solare contribuisce notevolmente alla formazione di rughe e a rendere la pelle ruvida e macchiata. La pelle cambia in quanto il collagene (un tessuto fibroso che rende la pelle più resistente) e l'elastina (che rende la pelle più flessibile) subiscono delle trasformazioni chimiche e perdono flessibilità. L'invecchiamento dell'organismo, inoltre, determina la diminuzione della creazione di collagene ed elastina. Di conseguenza la pelle risulta più fragile e si lacera più facilmente.
- Cervello e sistema nervoso: il processo di invecchiamento comporta una diminuzione del numero di cellule nervose. Le cellule nervose possono smarrire alcuni dei loro recettori necessari per tali messaggi chimici. Anche il flusso ematico verso il cervello si riduce. In relazione a questi cambiamenti associati all'età, il cervello risulta meno performante. Gli anziani possono reagire e svolgere compiti in modo leggermente più lento, ma a parte il tempo, riescono a portare a termine tali compiti.
- Cuore e vasi sanguigni: il cuore e i vasi sanguigni durante questo processo tendono a diventare più rigidi. Il cuore necessita di un tempo maggiore durante la fase di diastole. Le arterie divenute più rigide (arteriosclerosi) hanno minori capacità di espandersi quando viene pompato più sangue nella loro direzione. Pertanto, la pressione arteriosa tenderà ad aumentare.
- Polmoni e muscoli respiratori: i muscoli impiegati durante l'atto respiratorio, ovvero il diaframma e i muscoli intercostali, tendono a svigorire. Il numero di alveoli e capillari polmonari diminuisce. I polmoni diventano meno elastici e hanno una ridotta capacità di combattere le infezioni, anche la tosse, che aiuta anche a ripulire i polmoni, tende ad essere più debole.
- Stomaco e fegato: il cibo viene digerito dallo stomaco in modo un po' più lento e non può contenere una quantità eccessiva di cibo, perché è meno elastico. Nell'intestino crasso, la

peristalsi si riduce, in alcune persone, questo rallentamento contribuisce alla comparsa di stipsi. Il fegato generalmente diventa più piccolo in attinenza alla diminuzione del numero di cellule. Nel fegato defluisce meno sangue ed enzimi epatici. Questo comporta una riduzione della capacità del fegato, ad esempio, di favorire l'eliminazione dei farmaci e di altre sostanze; inoltre, anche gli effetti dei farmaci sia che essi siano desiderati o meno avranno una durata maggiore.

- Reni: i reni durante il processo di invecchiamento diventano più piccoli in relazione al numero di cellule. Con il passare degli anni, la loro capacità funzionale si riduce, possono espellere troppa acqua e troppo poco cloruro di sodio, rendendo più probabile la disidratazione. Organi riproduttivi: gli esiti dell'invecchiamento sui livelli ormonali rimangono più lampanti nelle donne che negli uomini. Nelle donne, la maggior parte di questi effetti è associata alla menopausa, quando i livelli di ormoni femminili si riducono drasticamente, all'interruzione permanente del ciclo mestruale e all'impossibilità di avere una gravidanza. Negli uomini, i livelli dell'ormone maschile testosterone si riducono, con una conseguente riduzione degli spermatozoi e della libido. Sistema endocrino: i livelli e la funzionalità di alcuni ormoni, prodotti dalle ghiandole endocrine, si riducono. In diversi casi queste variazioni possono comportare il rischio di avere problemi di salute come le alterazioni dei livelli di insulina che potrebbero sfociare nel diabete di tipo 2.
- Produzione ematica: la quantità di midollo osseo attivo è ridotta; quindi, avviene una minore produzione di cellule ematiche. Tuttavia, il midollo osseo in genere è in grado di provvedere a produrre cellule ematiche per tutto il corso della vita. I problemi possono insorgere in caso di anemia, infezione o emorragia. In questi specifici casi, il midollo osseo avrà una ridotta capacità di provvedere alla produzione di cellule ematiche in reazione al fabbisogno dell'organismo.

- Sistema immunitario: le cellule del sistema immunitario agiscono più lentamente. Queste cellule si occupano di identificare ed eliminare le sostanze estranee come batteri o altri microbi infettanti. Questo comporta un maggiore rischio per la persona nella fase di invecchiamento. Inoltre, il rallentamento del sistema immunitario, comporta invece una riduzione delle malattie autoimmuni. [14]

Anche Il ciclo del passo può essere influenzato dall'invecchiamento in diverse modalità. In generale, l'invecchiamento è associato ad un'alterazione della biomeccanica del passo che può portare ad una riduzione della stabilità e dell'efficienza del movimento. Secondo una revisione sistematica del 2017 sulla biomeccanica del passo nell'invecchiamento, si verifica una riduzione della lunghezza del passo, della velocità e della potenza muscolare nei soggetti anziani [15]. Inoltre, gli anziani tendono ad avere un maggiore tempo di contatto del piede con il suolo, una minore flessibilità articolare e una maggiore variazione delle forze di reazione del suolo durante il passo. Altre ricerche hanno evidenziato che con l'invecchiamento si verifica una riduzione della forza muscolare degli arti inferiori, in particolare dei muscoli coinvolti nella flessione plantare dell'articolazione della caviglia, che è un movimento importante durante il passo [16]. Ciò può portare ad una riduzione della spinta propulsiva durante la fase di spinta del passo, con conseguente riduzione della velocità del movimento. Inoltre, l'invecchiamento può causare un cambiamento nella distribuzione del peso corporeo sui piedi, con una maggiore pressione sui talloni rispetto alla zona anteriore del piede [17]. Ciò può contribuire ad aumentare il rischio di cadute negli anziani. In sintesi, l'invecchiamento può portare ad una serie di cambiamenti nella biomeccanica del passo, tra cui una riduzione della lunghezza del passo, della velocità e della potenza muscolare, una maggiore variazione delle forze di reazione del suolo, una riduzione della spinta propulsiva e una distribuzione del peso corporeo sui piedi diversa rispetto ai giovani.

CAPITOLO 2

La contrazione muscolare

2.1 Il muscolo scheletrico

Le cellule muscolari sono cellule altamente specializzate per la conversione di energia chimica in energia meccanica. Specificamente, le cellule muscolari utilizzano l'energia dell'adenosina trifosfato (ATP) per generare forza ed eseguire lavoro. Poiché il lavoro può essere di diverse forme, si sono sviluppati diversi tipi di muscolo. I tre tipi base sono il muscolo scheletrico, muscolo volontario, ancorato dai tendini all'osso e utilizzato per effettuare movimenti scheletrici come la locomozione e il mantenimento della postura; muscolo liscio, muscolo involontario, che si trova all'interno delle pareti degli organi e strutture come l'esofago, stomaco, intestino, ecc.; infine, il muscolo cardiaco, miocardio, involontario ma ha una struttura simile al muscolo scheletrico e si trova solo nel cuore. Il muscolo scheletrico, che è preso in esame per questa tesi, è formato da numerose fibre muscolari, ognuna delle quali presenta una singola cellula.

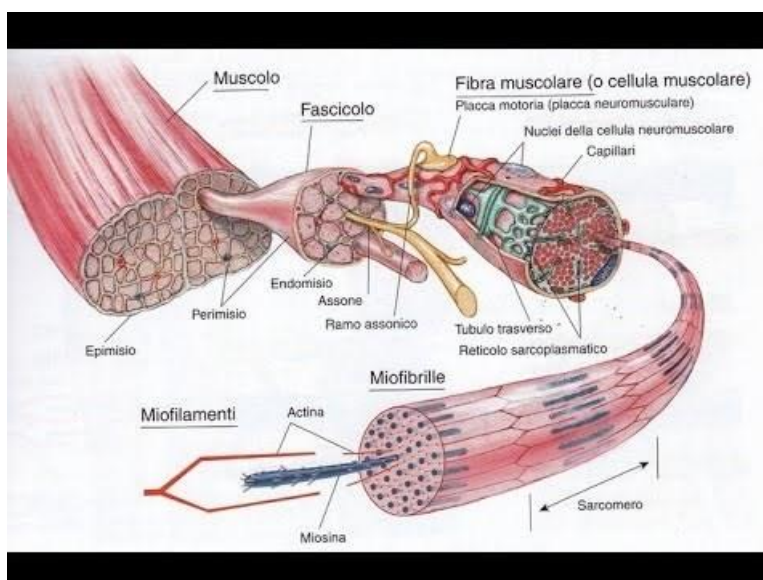


Fig.1 muscolo scheletrico

Ogni fibra è circondata da un sottile strato di tessuto connettivo, chiamato Endomisio, ed è collegata ad un'altra fibra attraverso un altro tessuto, detto Perimisio. L'intero muscolo è circondato dall'Epimisio, tessuto utile a sostituire una porzione danneggiata di muscolo dovuto ad uno stiramento. Le fibre sono organizzate in una struttura gerarchica, nella quale ogni cellula è contenuta in una membrana 'Sarcolemma' e del suo citoplasma, il Sarcoplasma. La principale struttura intracellulare è rappresentata dalle miofibrille, disposte longitudinalmente lungo il sarcoplasma.

Intorno alle fibrille vi è presente un elemento reticolare che le avvolge, chiamato Reticolo Sarcoplasmatico (RS), il quale è organizzato da un tubulo trasversale (Tubulo T) e due cisterne terminali. L'insieme di questi elementi è responsabile della propagazione del potenziale d'azione e della contrazione che ne segue. Le membrane dei tubuli T sono la continuazione della membrana della fibra muscolare, in modo che il lume dei tubuli T è in comunicazione con il liquido extracellulare e ne causa la rapida propagazione del segnale, mentre le cisterne terminali contengono grandi concentrazioni di ioni calcio responsabili sia dell'avvio che dell'arresto del meccanismo di contrazione. La presenza delle miofibrille disposte in modo parallelo all'asse longitudinale determina il caratteristico aspetto striato. Queste striature percorrono trasversalmente la fibra muscolare, determinando un'alternanza di bande bianche e bande scure, con una sottile linea, chiamata stria Z, posta al centro di ciascuna banda chiara. Queste bande, che si ripetono all'interno della miofibrilla, sono spesso in registro con quelle delle miofibrille vicine, conferendo l'aspetto striato al muscolo. La banda chiara (banda I) contiene filamenti sottili che si estendono nella linea Z fino al centro del sarcomero. La banda scura (banda A) contiene filamenti spessi e presenta una zona più chiara (banda H) attraversata nel centro da una linea sottile (linea M). La posizione che va da una linea Z ad un'altra è definita Sarcomero, cioè l'unità funzionale della miofibrilla. Ogni sarcomero presenta due tipologie di filamenti:

miofilamenti spessi costituiti prevalentemente da miosina, localizzati nella banda A, collegati alla linea Z tramite la titina (proteina elastica importante per l'organizzazione e l'allineamento dei filamenti spessi); la miosina rappresenta circa il 60% delle proteine del sarcomero, ed è costituita da un corpo, composto da due code avvolte ad spirale che aggregandosi formano i filamenti spessi; la parte globulare situata all'estremità, formata da due teste, le quali svolgono una funzione enzimatica di legarsi all'actina. I filamenti di miosina sono collegati l'uno con l'altro con un orientamento bipolare (coda-testa) nel punto di mezzo della banda H. le molecole di miosina sono flessibili sia a livello del corpo che in prossimità del punto di continuazione tra corpo e teste.

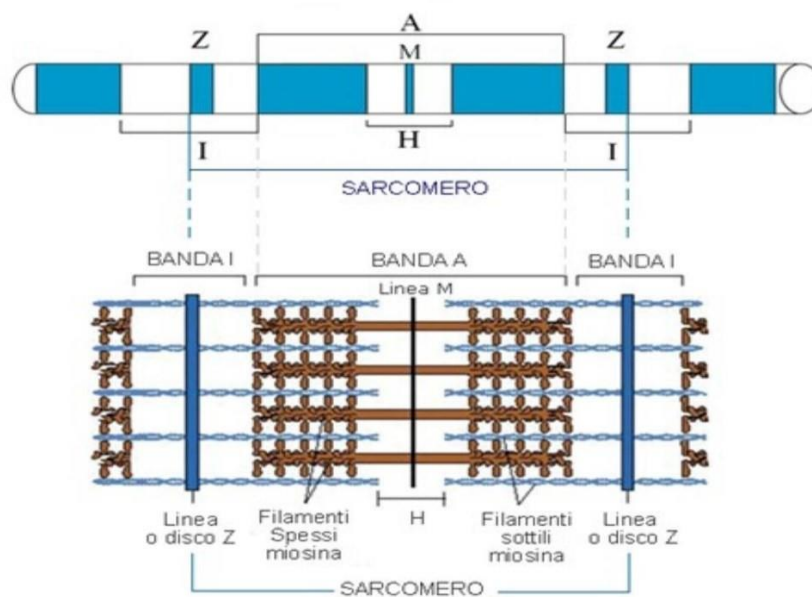


Fig. 2 Disposizione dei filamenti spessi e sottili all'interno delle miofibrille con il relativo sarcomero.

Invece, i miofilamenti sottili sono costituiti prevalentemente da actina, localizzati nella banda I. questi filamenti si estendono, penetrando fino alla periferia della banda A, costituendo una

zona di sovrapposizione: ‘ogni filamento di miosina è circondato da sei filamenti di actina’. Ai filamenti di actina, sono associate due proteine che svolgono un ruolo fondamentale nel processo di contrazione muscolare: la Troponina, addetta all’apertura e alla chiusura del sito dell’actina; la Troponina caratterizzata da tre unità:

1. Troponina T che unisce la troponina alla tropo-miosina
2. Troponina C provvista di un sito di legame con gli ioni calcio
3. Troponina I che inibisce il legame tra actina e miosina.

Quando il muscolo è stimolato a contrarsi, il calcio, legandosi alla troponina C determina un cambiamento nella conformazione dell’intera molecola che modifica la posizione della tropo-miosina esponendo i siti di interazione actina-miosina.[17]

2.2 Fisiologia della contrazione muscolare

Un’unità motoria è caratterizzata da un Moto-neurone e dalle fibre scheletriche innervate dai terminali assonali di quel moto-neurone. I gruppi di unità motorie lavorano insieme per coordinare le contrazioni di un singolo muscolo. In base alla velocità di contrazione e resistenza a fatica, le fibre muscolari si distinguono in tre categorie:

1. Tipo I (S) comprendono fibre muscolari rosse a contrazione lenta e grande resistenza alla fatica. Sono innervate da piccoli moto-neuroni e possiedono una ricca vascolarizzazione capillare.
2. Tipo IIB (FF) sono fibre muscolari bianche a contrazione rapida e poco resistenti alla fatica. Sono innervate da grossi moto-neuroni e caratterizzate da un’attività intensa ma per un breve tempo.
3. Tipo IIA (FR) caratterizzate da fibre muscolari rosse a contrazione rapida, dotate di

maggiore resistenza all'affaticamento rispetto a quelle di tipo II. Sono le meno usate e servono maggiormente per i movimenti rapidi.

Le unità motorie vengono reclutate in base alle dimensioni delle fibre, poiché la grandezza delle fibre stesse determina la loro capacità di produrre forza. Quando il carico è leggero vengono attivate le fibre di tipo I, mentre per un carico pesante, la richiesta di forza aumenta, si coinvolgono così delle fibre di tipo II.

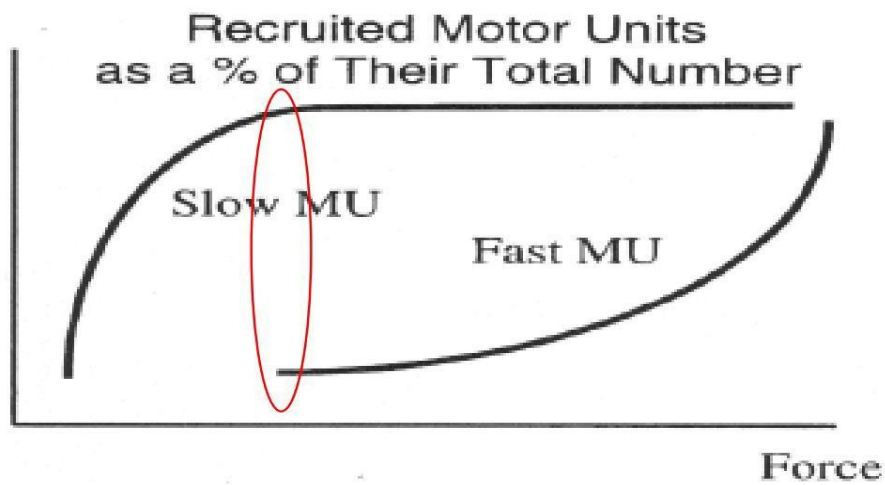


Fig. 3 Reclutamento delle fibre muscolari a contrazione lenta o rapida.

Il processo ciclico della contrazione muscolare inizia con le molecole di ATP che si legano alla miosina. Successivamente avviene il processo di idrolisi dell'ATP, in modo da fornire l'energia necessaria alla rotazione della testa della miosina, che attraverso il colpo di forza, si lega all'actina. Nell'ultima fase l'ATP si scinde in ADP e si stacca dalla miosina, la quale ritorna allo stato di partenza.

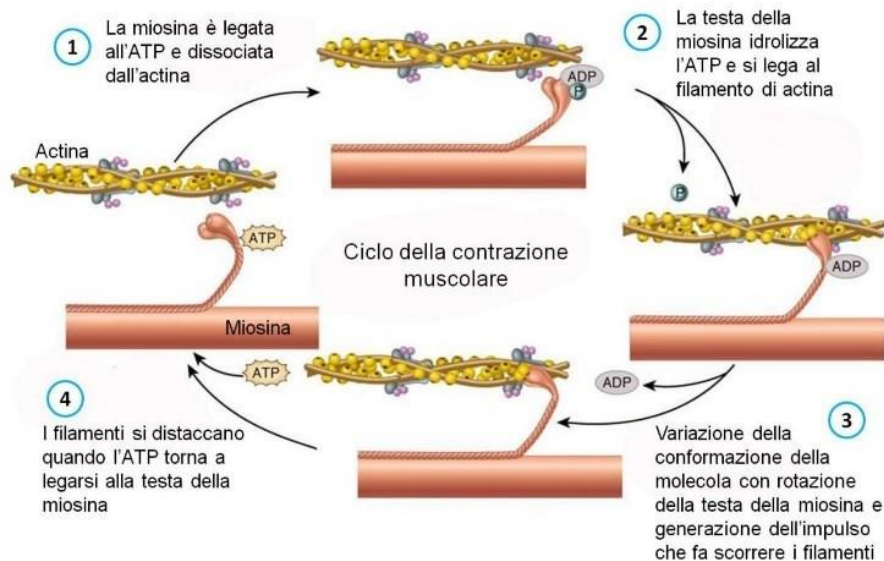


Fig.4 Ciclo della contrazione muscolare

2.3 Modello meccanico del muscolo

Il modello meccanico del muscolo può essere così schematizzato:

- CC = componente contrattile, data dal sarcomero;
- EEP = elementi elastici posti attorno alla componente contrattile e quindi in parallelo costituiti dalle guaine fibrose dei fascicoli muscolari, dalle guaine delle fibre muscolari (sarcolemma) e dal connettivo tra le fibre (endomisio);
- EES = elementi elastici in serie, costituiti dai tendini, le linee zeta e i ponti di actomiosina.

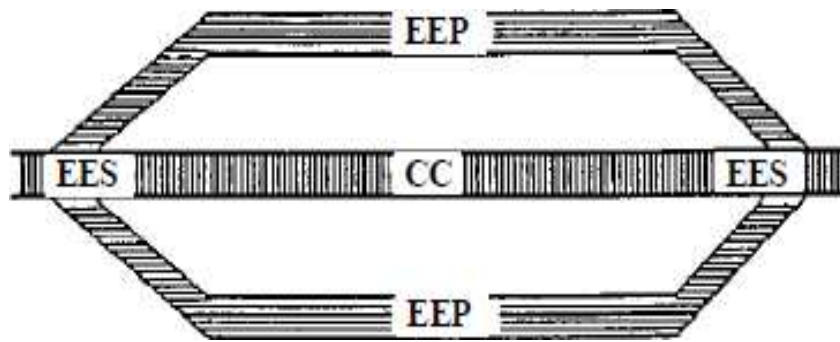


Fig.5 Modello meccanico del muscolo

Il muscolo rilassato, a riposo, è elastico: resiste, cioè, allo stiramento oltre la lunghezza di riposo. L'elasticità del muscolo, che dà luogo alla resistenza allo stiramento, è data dal tessuto connettivo che avvolge la componente contrattile, che, quindi, è in parallelo con essa. Quando il muscolo si contrae, prima che la tensione si possa manifestare nei tendini (EES), deve comparire nel tessuto connettivo (EEP).

Si potrebbe quindi rappresentare gli elementi contrattili del sarcomero come degli ingranaggi, mentre gli elementi elastici sono associabili a delle molle.

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

- contrazione isotonica quando c'è generazione di forza (costante) e movimento di carico;
- contrazione concentrica quando un muscolo si accorcia;
- contrazione eccentrica quando un muscolo si estende (allunga);
- contrazione isometrica quando c'è generazione di forza, ma non spostamento di carichi.

Il rilassamento è, invece, un meccanismo completamente passivo, con la cessazione di produzione di forza ed il ritorno elastico delle fibre. La forza contrattile è condizionata dal tipo di stimolo, dalla lunghezza del muscolo al momento dello stimolo e dalla velocità con cui il muscolo si contrae.

2.4 Processo neuromuscolare di contrazione di un muscolo

La contrazione dei muscoli scheletrici ha origine quando i neuroni della corteccia motrice del cervello inviano impulsi ai moto-neuroni α , situati nel corno ventrale del midollo spinale. L'assone di questi moto-neuroni esce dal midollo spinale attraverso la radice ventrale e forma delle sinapsi con le fibre muscolari scheletriche. Ciascuna fibra muscolare è innervata da un unico moto-neurone α , mentre ogni moto-neurone α può innervare più fibre muscolari.

Il neurone, cellula nervosa elementare, è costituito da un corpo cellulare, detto soma, che rappresenta la parte centrale della cellula, in cui risiedono il nucleo e gli organelli. Dal soma hanno origine numerosi dendriti, i quali formano l'organo di entrata del neurone, e l'assone, il quale costituisce l'organo di uscita del neurone (e via dei neurotrasmettitori). L'assone può essere rivestito da una guaina, detta mielina, e lungo esso sono presenti i nodi di Ranvier (se l'assone è mielinizzato). [17]

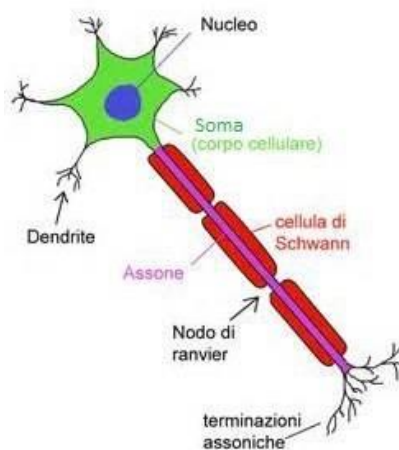


Fig.6 Struttura di un neurone

La cellula nervosa è importante nella trasmissione delle informazioni grazie alla sua eccitabilità

(capacità di generare un potenziale d'azione qualora la si ecciti con lo stimolo di ampiezza e durata opportune: 'trigger') e la sua conduttività (la capacità di propagare tale potenziale per una distanza rilevante ad una velocità praticamente costante). Gli stimoli sono raccolti dal corpo cellulare e dai dendriti per poi essere trasmessi all'assone. I singoli neuroni sono connessi tra loro mediante zone di contatto, le sinapsi, preposte alla trasmissione dell'impulso nervoso. Quest'impulso avviene in una sola direzione, il che permette di distinguere la sinapsi in due componenti differenti:

2.4.1 La componente presinaptica, costituendo il bulbo presinaptico. Caratterizzata dalla presenza di numerosi mitocondri e di vescicole, quest'ultime contenenti l'Acetilcolina (Ach) per i muscoli scheletrici [17] responsabile della trasmissione dello stimolo e anche dell'avvio dell'accoppiamento eccitazione contrazione delle fibre sulle placche motrici.

2.4.2 La componente postsinaptica, che presenta i recettori, che determinano il passaggio dell'impulso elettrico.

Quando un singolo impulso adeguato è applicato all'interno del muscolo tutte le fibre innervate si attivano. All'aumentare dell'ampiezza dello stimolo non corrisponde l'aumento di intensità di risposta delle fibre.

2.5 L'unità motrice e l'impulso contrattile

Tutte le fibre muscolari innervate da un dato moto-neurone α costituiscono l'Unità Motrice. La dimensione delle unità motrici può variare da poche fibre muscolari, in cui è necessario un fine controllo motorio, a più di 2000 fibre muscolari, in cui si rendono necessari elevati livelli di forza per mantenere la postura e per camminare. A seconda di quanti e quali unità motorie sono reclutate l'intensità e la durata della contrazione possono variare notevolmente.

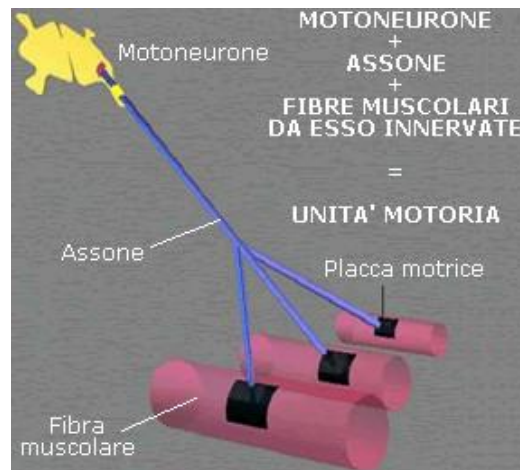


Fig.7 Unità motoria

Ogni fibra dell'unità motoria è dotata di una sola placca neuromuscolare (giunzione neuromuscolare, tra nervo e la fibra), il che esclude l'interazione reciproca delle unità motorie. Alla luce di ciò, e considerando il fatto che allo stimolo del motoneurone corrisponde una contrazione simultanea di tutte le fibre da esso innervato, è possibile affermare che: l'unità motoria è la quantità minima di tessuto muscolare che il sistema nervoso può controllare: unità motoria = unità funzionale del movimento.

La placca neuromuscolare consente la trasmissione dell'impulso nervoso tra una terminazione del nervo motore ed il muscolo. In risposta a questo stimolo avviene la contrazione muscolare. Le terminazioni finali della fibra nervosa costituiscono il cosiddetto terminale presinaptico. Il loro rapporto con la superficie esterna della fibra (sarcolemma) corrispondente, detta superficie post-sinaptica, non è diretto ma mediato da uno spazio, definito sinaptico. [17]

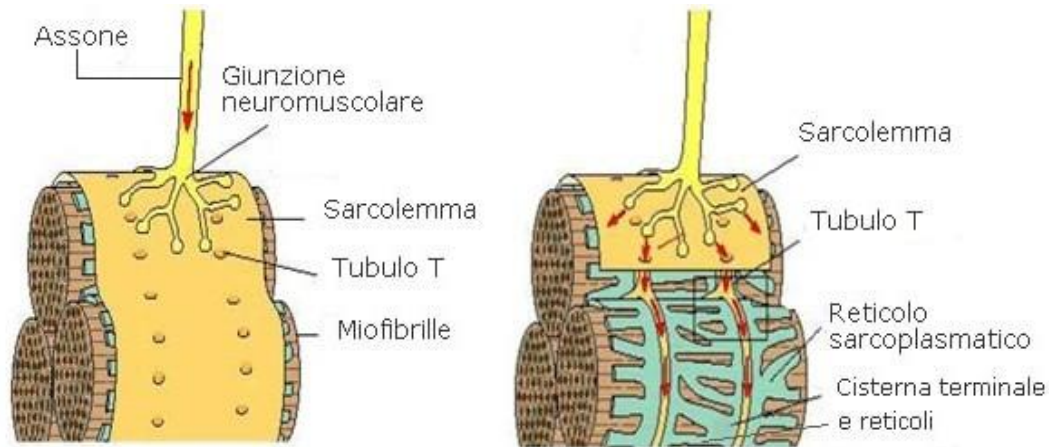


Fig.8 Placca neuromuscolare

Affinché l'impulso superi tale spazio è necessario la liberazione di un neurotrasmettitore, nello specifico Acetilcolina, da parte del terminale presinaptico; il suo compito è di attraversare lo spazio sinaptico e di consegnare ' il messaggio contrattile' alla fibra muscolare. La sinapsi chimica tra nervo e muscolo è chiamata Giunzione neuromuscolare.

L'acetilcolina, dopo essere stata riversata nello spazio sinaptico, viene captata da specifici recettori posti sulla superficie post-sinaptica. L'interazione tra acetilcolina e recettore causa un aumento di permeabilità del sarcolemma agli ioni sodio e potassio, da cui risulta una parziale depolarizzazione della membrana post-sinaptica. Se tale depolarizzazione è sufficientemente ampia da superare una determinata soglia, si innesca il cosiddetto potenziale d'azione. Quest'ultimo si propaga all'interno della cellula, attraverso i tubuli T, grazie all'apertura dei canali sodio. L'attivazione di recettori presenti nella membrana dei tubuli T fa aprire specifici canali per il rilascio del calcio, situati nelle cisterne terminali del reticolo sarcoplasmatico. Il calcio liberato dalle cisterne diffonde quindi nel citosol, raggiungendo concentrazioni cento volte superiori alla condizione di riposo e dando inizio alla contrazione muscolare. La comparsa del calcio in prossimità della subunità Tn-C della troponina provoca la liberazione del sito attivo sull'actina e la conseguente formazione dei ponti actomiosinici. Una volta cessato lo stimolo che ha dato origine alla contrazione, il rilassamento avviene mediante un processo attivo ATP dipendente, che ha lo scopo di riportare gli ioni calcio

all'interno del reticolo sarcoplasmatico, grazie all'azione di una pompa Ca^{2+} ATPasi.

Quando la concentrazione citoplasmatica di Ca^{2+} libero scende, lo ione si stacca dalla troponina, ripristinando l'effetto inibitorio del sistema troponina-tropomiosina.

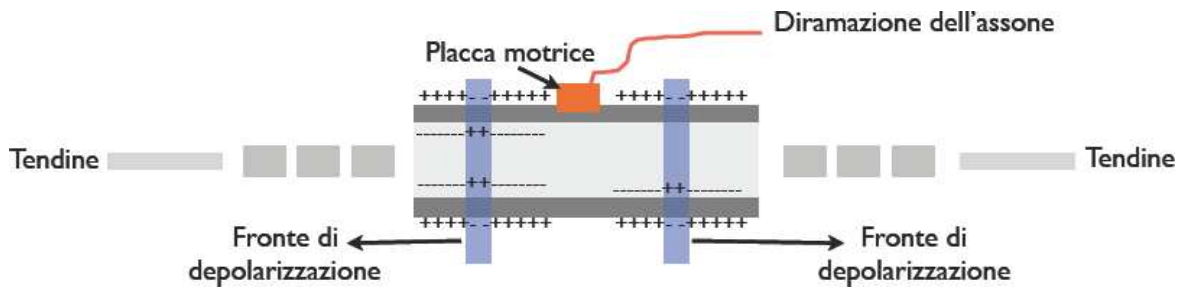


Fig.9 Contrazione muscolare

2.6 Il segnale elettromiografico

L'elettromiografia è una tecnica diagnostica molto utilizzata in campo neurologico e ortopedico. Questa fornisce informazioni sia per quanto riguarda la funzionalità dei nervi periferici sia per quanto concerne i muscoli scheletrici. Scopi principali dell'elettromiografia sono sia l'analisi dell'attività muscolare a riposo e durante l'attivazione volontaria, sia lo studio delle conduzioni nervose, motorie e sensitive. Il segnale mioelettrico (EMG) può essere definito come una manifestazione di tipo elettrico derivante dall'attivazione muscolare associata alla contrazione e più precisamente dalle correnti ioniche che scorrono lungo le membrane delle fibre muscolari. L'elettromiografia ha un ruolo molto importante nella riabilitazione dei muscoli che necessitano specifiche cure e terapie, dato che questa permette di valutare, in modo molto approfondito, la sede, l'entità e la tipologia della lesione. L'utilizzo degli EMG per l'aiuto delle persone con patologie è tuttora in fase di sviluppo, per fare in modo di poter riconoscere, i tipi di movimenti voluti dal paziente. [17]

2.7 Acquisizione del segnale

Tipicamente, per il rilevamento del segnale EMG, vengono impiegati elettrodi in una configurazione bipolare seguiti da un amplificatore differenziale (Figura 10).

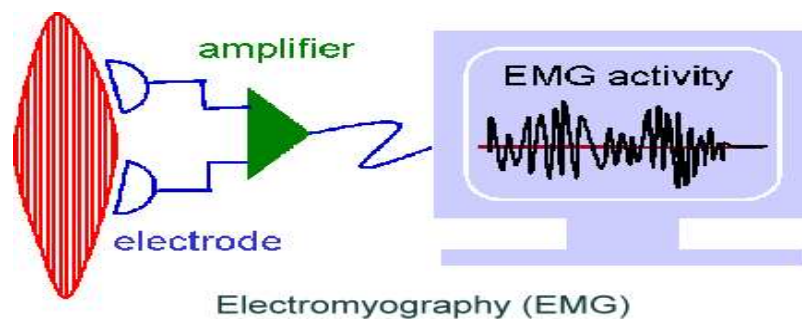


Fig. 10: Esempio di acquisizione del segnale elettromiografico

Un elettrodo è un conduttore, di forma e natura opportuna, che adduce corrente o crea un campo elettrico in seno a un mezzo. Tramite questo conduttore possono essere misurati gli impulsi elettrici generati dai muscoli, ma dato che questi sono molto piccoli, variano da qualche V fino a qualche mV, c'è bisogno di effettuare un'amplificazione del segnale per poterli valutare con una certa accuratezza. La configurazione bipolare, utilizzata in tutti i sistemi elettromiografici, misura la differenza di tensione tra due elettrodi, posti vicini tra loro in zona contrattile. Le metodologie per poter misurare i segnali elettromiografici possono essere di due tipi: una invasiva intramuscolare e un'altra superficiale. La prima consiste nell'inserimento di un elettrodo ago o di un ago contenente due elettrodi a filo sottile, attraverso la pelle, nel tessuto muscolare in modo da poter misurare il segnale elettromiografico. I vantaggi che offre l'impiego di elettrodi di questo tipo sono: alta sensibilità del segnale, possibilità di rilevare l'attività di una singola unità motoria, possibilità di accedere a muscoli profondi, basso volume di lavoro. Gli svantaggi sono: richiesta di personale specializzato per l'applicazione, riposizionamento estremamente difficoltoso, costo, impossibilità di movimento durante l'utilizzo di questi, invasività, fastidio per il paziente. La strategia che usa gli elettrodi superficiali, invece, consiste nel posizionamento di dischi metallici, di diametro inferiore al cm, sulla superficie della pelle in corrispondenza del muscolo da analizzare. Questi elettrodi devono, a differenza di quelli di profondità, essere equipaggiati con un amplificatore in modo da migliorare il

segnale. L'impiego di questi offre i seguenti vantaggi: semplicità e rapidità di applicazione, nessun a invasività, facile riposizionamento, non provoca fastidio al paziente. Gli svantaggi, invece, sono: maggior volume di lavoro, minor selettività, coinvolgimento dei soli muscoli superficiali, posizionamento degli elettrodi non standardizzato, richiedono pulizia della pelle, non adatti a muscoli piccoli o profondi, l'accuratezza delle informazioni dipende dai movimenti del soggetto. Gli elettrodi superficiali più utilizzati sono quelli ad argento/argento cloruro dotati di gel, facili da applicare e monouso. Il gel utilizzato negli elettrodi commerciali può essere di due tipi: umido o adesivo. Il primo ha una maggiore conduzione e valori di impedenza tra elettrodo e pelle più bassi, mentre il secondo permette il riposizionamento in caso di errori.

2.8 Analisi del segnale

Ci sono diversi approcci per analizzare il segnale EMG al fine di estrarre informazioni utili; tra questi una tecnica molto promettente per caratterizzare il segnale in tempo frequenza è la Trasformata Wavelet. La trasformata Wavelet è un potente strumento per l'analisi e l'elaborazione dei segnali e risulta estremamente efficiente in diversi campi di applicazione, come la compressione e il denoising, e in generale quando si ha a che fare con segnali non stazionari, come sono le immagini [21].

La trasformata wavelet presenta diverse interessanti proprietà:

- è in grado di analizzare segnali con caratteristiche variabili nel tempo, grazie alla sua buona capacità di localizzazione tempo-frequenza;
- fornisce una rappresentazione su diverse scale (rappresentazione multi-risoluzione);
- è facilmente realizzabile attraverso un banco di filtri.

A partire dalla mother wavelet è possibile definire la trasformata wavelet continua (CWT, Continuous Wavelet Transform) del segnale $x(t)$ [21]:

$$CWT[x(t)] = CWT[a, b] = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt = \langle x(t), \psi_{ab}(t) \rangle \quad (1)$$

Si può dimostrare che la relazione che permette di ricostruire il segnale originario a partire da quello trasformato è la seguente (Resolution of identity):

$$x(t) = \frac{1}{C_\psi} \iint \frac{1}{a^2} CWT[a, b] \psi_{ab}(t) da db \quad (2)$$

Per garantire l'invertibilità della trasformata la costante C_ψ deve essere una quantità finita:

$$C_\psi = \int_0^{+\infty} \frac{|\psi(f)|^2}{f} df < \infty \quad (3)$$

dove $\Psi(f) = FT(\psi(t))$ e decade rapidamente a zero grazie alla proprietà di localizzazione in frequenza della wavelet. Quindi l'unica condizione da imporre per garantire che la costante C_ψ non diverga è $\Psi(0) = 0$, che equivale a riconoscere che il valor medio della mother wavelet deve essere nullo dato che:

$$\psi(0) = \int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt \quad (4)$$

Da quanto detto è possibile giustificare il nome della trasformata wavelet, in quanto gli atomi tempo-frequenza devono oscillare (come un'onda, in inglese wave) e allo stesso tempo devono essere ben localizzati nel tempo (small wave). Nella figura sottostante si mostra un esempio di mother wavelet e la corrispondente versione espansa ($a > 1$) e compressa ($a < 1$).

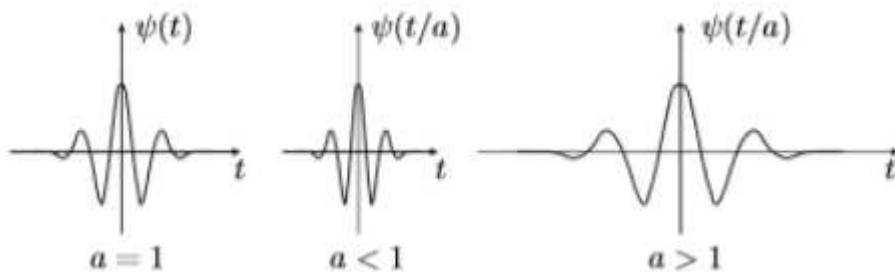


Fig 11: Esempi di atomi tempo-frequenza per la Wavelet.

Nell'algoritmo utilizzato si è scelto di usare per la trasformata una Wavelet madre Daubechis, di ordine 4 con 8 livelli di decomposizione (db4), in quanto è adatta per rilevare cambiamenti di segnale, avendo forma simile ai potenziali d'azione dell'unità motoria. La CWT scompone i segnali in diversi coefficienti multi-risoluzione ed esegue una serie di filtraggi passa basso e passa alto dal downsampling, in modo da scomporre il segnale in contenuto in frequenza e successivamente ricostruito.

- Il primo plot (fig. 12) che l'algoritmo restituisce è relativo al Denoising CWT, usato in questo contesto come filtro del rumore del segnale sEMG grezzo, che si basa sulla scomposizione del segnale, sulla modifica dei coefficienti di dettaglio relativi alla soglia 'Soft'(Donoho) definita e quindi alla ricostruzione del segnale relativa ai nuovi coefficienti. In questo caso gli assi riguardano l'ampiezza (per le ordinate) e la percentuale di Gait Cycle (per le ascisse).

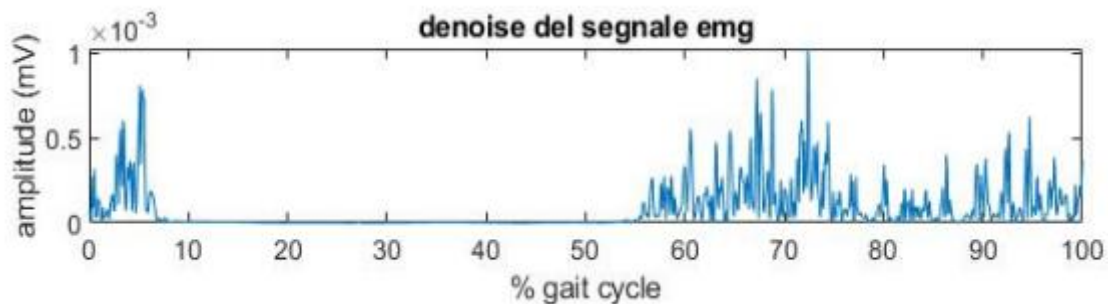


Fig. 12: Denoising del segnale sEMG

Il secondo plot (fig. 13) è lo Scalo-gramma del segnale sEMG denoizzato, che viene calcolato in finestre di una porzione adeguata del segnale sEMG (numero di campioni) a seconda della durata del segnale e quindi della durata dell'attività muscolare. La localizzazione dell'energia nella frequenza temporale del segnale sEMG è identificata utilizzando la funzione dello scalo-gramma CWT. Tale funzione (P_{sEMG}) è definita dal valore assoluto dei coefficienti CWT, W_{sEMG} , come riportato nell'Equazione:

$$P_{sEMG}(a, b) = |W_{sEMG}(a, b)|^2 \quad (5)$$

Quindi, la localizzazione della massima densità di energia è stata identificata come l'intervallo nella

frequenza temporale in cui lo scalo-gramma supera il 72% del valore di picco della densità di energia sia nel dominio del tempo che in quello della frequenza. La localizzazione della massima energia del segnale nel tempo coincideva con la regione di massimo reclutamento muscolare durante la deambulazione.

È stata identificata una banda di frequenza comune di massimo contenuto informativo per tutti i muscoli tra 70 e 160 Hz. Si prendono in considerazione i coefficienti della CWT (scomposizione e ricostruzione del segnale) che permettono di costruire la funzione dello scalo-gramma e rappresentano il contenuto informativo del segnale sEMG nel tempo e nella frequenza. [21]

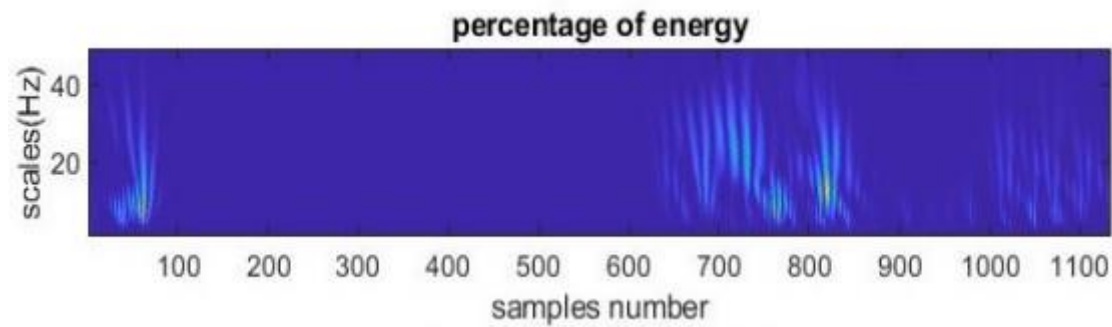


Fig. 13: Scalo-gramma del segnale sEMG in cui nell'asse delle ascisse è riportato il numero di campioni, sull'asse delle ordinate lo Scales interpretato come il logaritmo del modulo al quadrato dei coefficienti della Wavelet: -giallo: % di energia massima; -blu scuro % di energia minima.

CAPITOLO 3

Gait Analysis

Quando si parla di analisi dell'andatura bisogna tener presente i numerosi elementi del cammino che si possono analizzare, infatti, nonostante esso sia una sequenza ripetitiva di movimenti, rappresenta un insieme complesso di eventi che coinvolgono numerosi fattori (articolazioni, muscoli, segmenti ossei...).

L'obbiettivo principale è lo spostamento del corpo in avanti, ovviamente i protagonisti di queste sequenze di movimenti sono gli arti inferiori (unità locomotoria) mentre la parte superiore del corpo (unità passeggero) viene spostata come conseguenza.

Nonostante ciò, tra le due unità sussiste una complessa interazione che permette di minimizzare gli sforzi, mantenere la stabilità e agevolare il più possibile la fluidità dei movimenti.

L'insieme degli eventi che si ripetono ciclicamente durante il cammino si verifica in un lasso di tempo che viene chiamato ciclo del passo (Gait Cycle - GC).

Possiamo dare diverse definizioni di GC; una delle più elementari deriva dalla suddivisione del ciclo in base alle variazioni del contatto reciproco a terra dei due piedi.

Mentre il corpo avanza un arto funge da sostegno mentre l'altro si sposta in avanti verso un nuovo sito di supporto. Poi gli arti invertono i ruoli. Per il trasferimento del peso del corpo durante il cammino entrambi i piedi devono essere in contatto con il suolo (caratteristica che distingue il cammino dalla corsa). Una singola sequenza di queste funzioni da parte di un arto è chiamata ciclo del passo (GC) [19].

3.1 Suddivisione del ciclo del passo

Per identificare l'inizio di ogni ciclo di solito si prende in considerazione il momento di contatto del piede con il pavimento (essendo questo più facilmente individuabile), il contatto però non avviene sempre di tallone per questo viene chiamato genericamente IC (Initial contact).

Ogni ciclo del passo è suddiviso in due fasi principali:

- STANCE (appoggio) periodo in cui il piede è a contatto con il pavimento.
- SWING (oscillazione) periodo in cui il piede è sollevato.



Fig.14 Illustrazione schematica della divisione di GC.

Il periodo di Stance inizia con IC e termina quando la punta del piede viene sollevata dal pavimento, esso è suddiviso in tre parti in base all'appoggio singolo o doppio dei piedi, infatti, sia l'inizio che la fine dello Stance comportano un doppio contatto con il pavimento mentre la parte centrale ha un solo contatto del piede (ovvero quando il piede opposto viene sollevato per lo swing).

La durata dei due periodi varia con la velocità del cammino ma in generale le due parti sono suddivise in % di GC come segue:

STANCE	□ 60%
➤ Doppio appoggio iniziale	10%
➤ Appoggio singolo	40%
➤ Doppio appoggio terminale	10%
SWING	□ 40%

NOTA: Come abbiamo detto la durata dell'appoggio del singolo arto corrisponde a quella dello swing (del piede opposto).

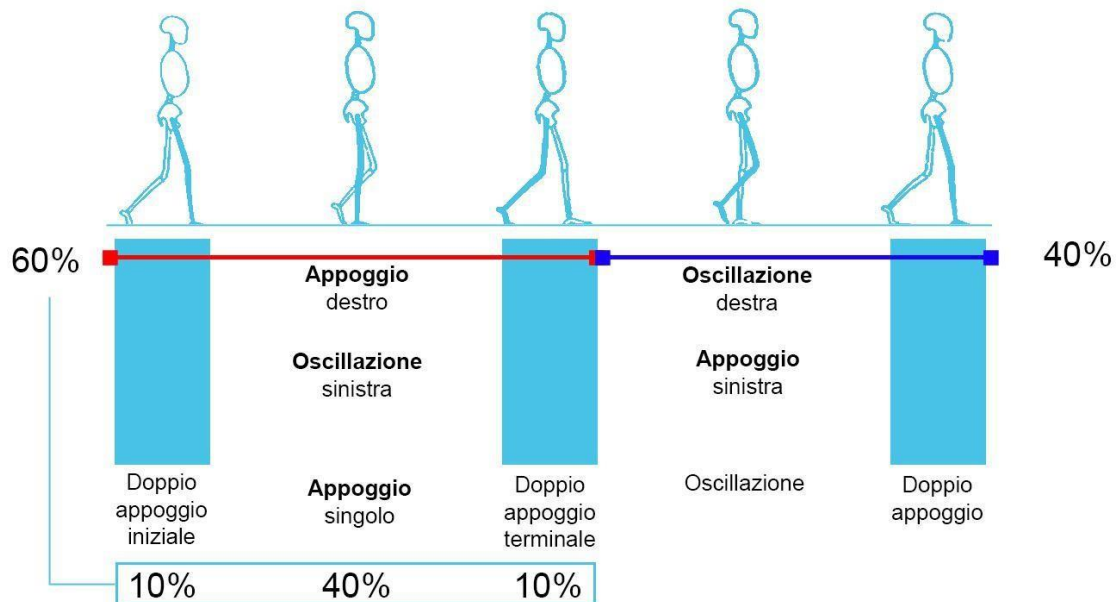


Fig. 15 Illustrazione durata (in % di GC) delle fasi principali del ciclo.

Analizzando il cammino si è arrivati a definire tre compiti principali a cui l'arto deve adempiere:

- Accettazione del peso (WA);
- Supporto del singolo arto (SLS)
- Avanzamento dell'arto (LA)

L'accettazione del peso è il compito più complesso, questo perché bisogna trasferire il peso su un arto che ha appena smesso di oscillare in avanti ed ha un allineamento instabile; il supporto del singolo arto invece si occupa della stabilità di arto e tronco ma anche della progressione del peso del corpo in avanti; infine, l'avanzamento dell'arto ovviamente ha il compito di sopperire alla necessità di avanzamento per spostarsi in avanti.

Per svolgere questi compiti si possono identificare all'interno di ogni ciclo del passo otto modelli funzionali, questi modelli di movimento derivano ognuno da una diversa richiesta funzionale. Essi suddividono ogni ciclo in otto fasi (che tecnicamente sono sottofasi dei due periodi principali ma vengono generalmente chiamate solo fasi): IC, Loading response, Mid stance, Terminal stance, Pre swing, Initial swing, Mid swing e Terminal swing.

Ogni fase del ciclo ha un suo obiettivo funzionale, ma la loro combinazione sequenziale permette all'arto di adempiere ai tre compiti che abbiamo visto WA, SLS e LA rispettivamente le prime due fasi, le seconde due e le ultime quattro.

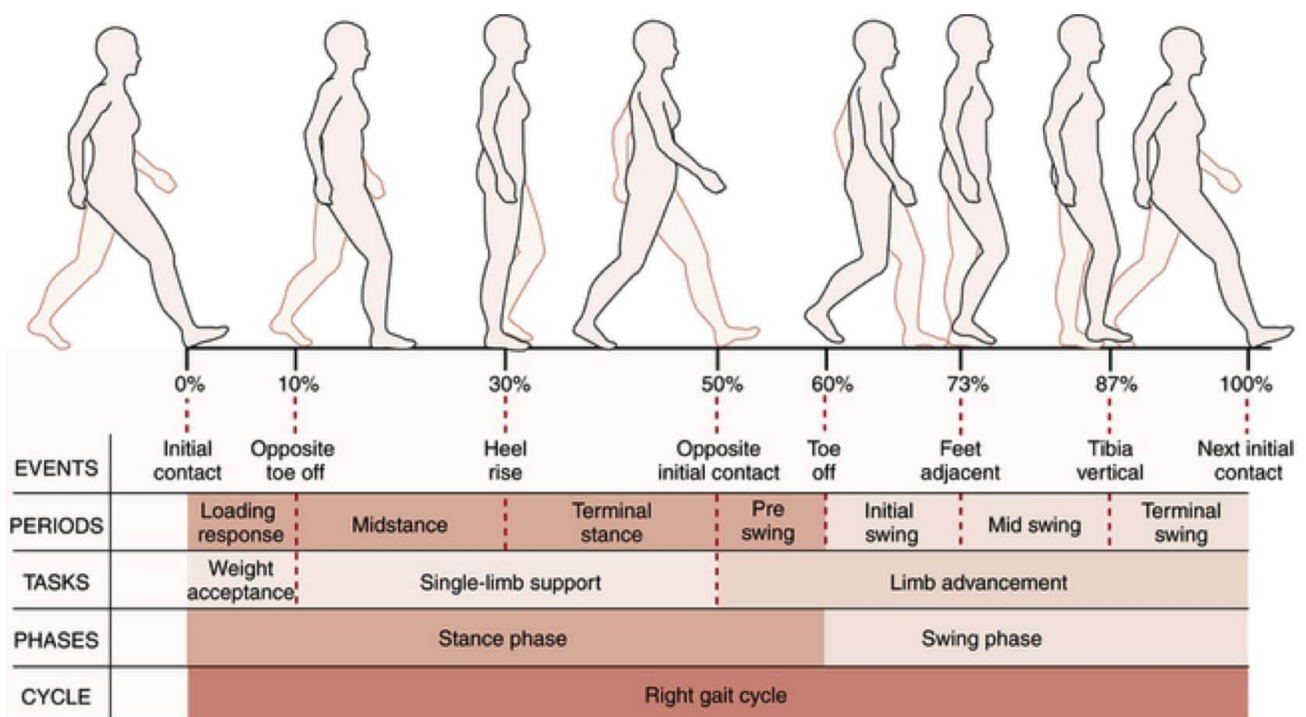


Fig. 16 Illustrazione della combinazione sequenziale delle fasi di GC.

Analizzando singolarmente le otto fasi di GC ne possiamo dedurre la durata in % di GC e il singolo obiettivo:

- IC

-intervallo: 0-2% di GC

-scopo: posizionare l'arto per iniziare l'appoggio con il tallone che deve ruotare per far avanzare il peso del corpo;

○ Risposta al carico

-intervallo: 0-10% di GC

-scopo: assorbire gli urti, mantenere la stabilità durante il carico del peso e conservare la progressione.

○ Mid Stance

-intervallo: 10-30% di GC

-scopo: progressione sul piede fermo e stabilità di arto e tronco;

○ Terminal stance

-intervallo: 30-50% di GC

-scopo: progressione del corpo oltre il piede d'appoggio;

○ Pre swing

-intervallo: 50-60% di GC

-scopo: posizionare l'arto per lo swing;

○ Initial swing

-intervallo: 60-73% di GC

-scopo: sollevamento del piede dal pavimento e avanzamento dell'arto dalla sua posizione di traino;

○ Mid swing

-intervallo: 73-87% di GC

-scopo: avanzamento dell'arto e distanza del piede dal pavimento;

○ Terminal swing

-intervallo: 87-100% di GC

-scopo: completare l'avanzamento e preparare l'arto per l'appoggio.

L'analisi del modello di camminata per fasi non solo identifica più direttamente il significato funzionale dei diversi movimenti che si verificano nelle singole articolazioni ma fornisce anche un mezzo per correlare le azioni simultanee delle singole articolazioni in modelli di funzione totale dell'arto. Questo è un approccio importante per interpretare gli effetti dell'invecchiamento [19].

3.2 Reclutamento muscolare durante il cammino

Nell'analisi muscolare, effettuata in questo studio, si è voluto prendere in considerazione un sistema di sette muscoli degli arti inferiori, relativo a caviglia, ginocchio e anca, ognuno dei quali ha una precisa funzione durante il ciclo del cammino.

- **Tibiale Anteriore:** origina dal condilo laterale e dalla faccia della tibia. Nella parte inferiore della gamba dà origine ad un tendine che passa medialmente, tenuto aderente al piano osseo mediante il retinacolo dei muscoli estensori, raggiunge il margine mediale del piede e decorre sulla regione plantare, andando ad inserirsi al primo osso cuneiforme e alla base del primo osso metatarsale. Flette dorsalmente, adduce e ruota medialmente il piede, realizzando un movimento complesso detto globalmente “intrarotazione del piede”.



Fig. 17 Muscolo Tibiale Anteriore (in giallo)

È un muscolo mono articolare, flesso dorsale della caviglia, con la sezione più grande rispetto agli altri muscoli dorsi flessori. La sua principale funzione è quella di sollevare l'avampiede in modo che non strisci contro il pavimento. L'inizio dell'attività del muscolo dorsi flessore inizia nel pre-swing, il primo a contrarsi è l'alluce longus estensore, che è attivo durante il pre-swing, seguito rapidamente dall'attivazione del tibiale anteriore a metà oscillazione.[20] L'intensità del tibiale anteriore aumenta prontamente durante lo swing iniziale, raggiungendo prontamente il 35% di MMT% (percentuale del test muscolare manuale). Durante il mid swing l'azione muscolare diventa minima, per poi aumentare nella fase di terminal swing fino alla successiva fase di initial stance. [19]

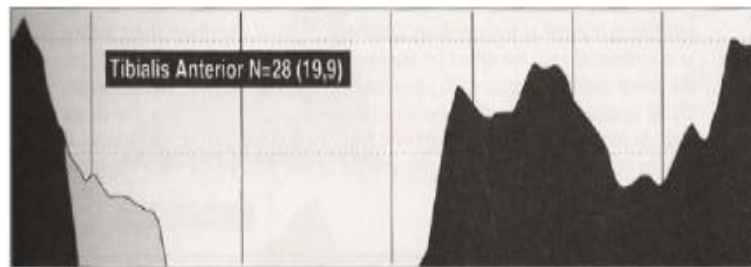


Fig. 18 Reclutamento muscolare tipico del Tibiale Anteriore

- **Gastrocnemio laterale:** compone insieme al soleo il muscolo tricipite della sura (il più superficiale dei muscoli della regione posteriore della gamba).



Fig. 19 Rappresentazione anatomica del Gastrocnemio

Il gastrocnemio è il più superficiale e si compone di due capi, uno laterale e uno mediale, detti “Muscoli Gemelli”. Sia il gastrocnemio che il soleo si uniscono in un unico tendine (tendine di Achille), che si inserisce nel terzo medio della faccia posteriore del calcagno. Il tricipite della sura, nel suo insieme, è il muscolo che permette la flessione plantare e intraruota il piede. Coopera alla flessione della gamba sulla coscia. Nella flessione del piede in stazione eretta (nell’atto di sollevarsi sulle punte), esso si comporta come la potenza di una leva che ha la resistenza dell’articolazione tibiotarsica e il fulcro delle teste metatarsali.[20] L’insorgenza dell’azione gastrocnemiale segue rapidamente quella del soleo. Il suo aumento nella mid stance è più lento e meno intenso rispetto a quello del soleo. Con l’inizio della terminal stance c’è un rapido aumento di intensità del muscolo fino a circa il 40 % GC. Questo è seguito da un altrettanto rapido decadimento di intensità fino alla cessazione in fase di pre-swing. Una breve contrazione del gastrocnemio nella fase di mid swing è una scoperta comune, ma la causa della sua attivazione in quella fase non è del tutto ancora chiara.

[19]

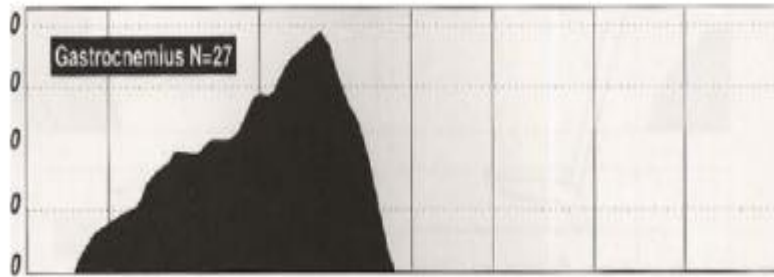


Fig. 20 Reclutamento muscolare tipico del Gastrocnemio

- **Bicipite del capo lungo femorale:** fa parte insieme al capo breve del muscolo bicipite femorale, che insieme a semitendinoso e semimembranoso, costituisce i muscoli posteriori della coscia. Con il capo lungo, il bicipite femorale è un muscolo che copre l'intera estensione della coscia e che interviene nei movimenti di anca e ginocchio [20];



Fig. 21: Rappresentazione anatomica del Bicipite Femorale (in giallo)

Il bicipite a capo lungo, insieme ai semimembranosi e semitendinosi, hanno la loro azione intensa nel mid-swing e terminal swing tardiva (circa intorno al 75% GC). [19]

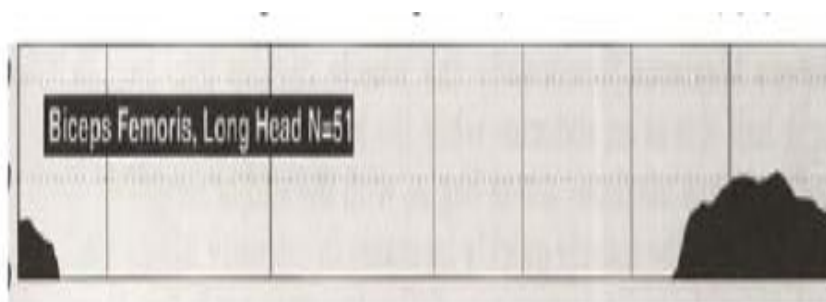


Fig. 22: Reclutamento muscolare tipico del Bicipite Femorale

• **Retto femorale:** è un muscolo della porzione anteriore della coscia, che può agire da flessore dell'anca e da estensore del ginocchio. È un muscolo bi-articolare ed è una delle quattro unità muscolari che costituiscono il quadricipite femorale. Esso origina dalla spina iliaca anteriore inferiore da un solco presente appena sopra l'acetabolo; da qui, con le sue fibre muscolari orientate in verticale, percorre tutto il femore fino ad inserirsi sul bordo superiore della rotula e sulla tuberosità tibiale, tramite il tendine rotuleo.[20]



Fig. 23: Rappresentazione anatomica del Retto Femorale

L'attivazione del retto femorale è molto breve e si attiva nel periodo di pre-swing e initial swing. [19]

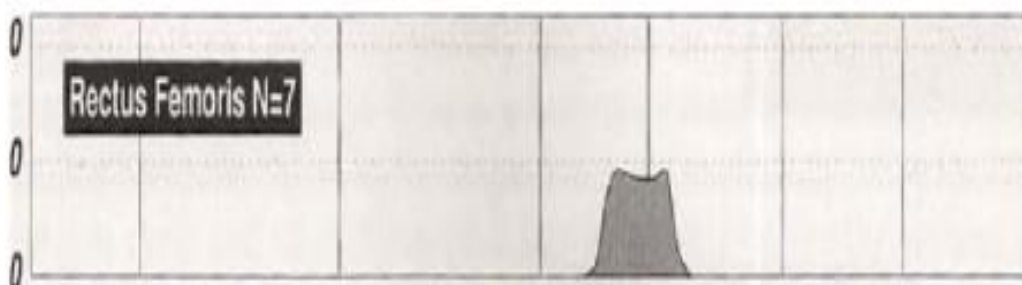


Fig. 24: Reclutamento muscolare tipico del Retto Femorale

- **Peroneo lungo:** Muscolo dell'arto inferiore che origina dalla testa e dai due terzi prossimali della superficie laterale della fibula, dai setti intermuscolari crurali anteriore e posteriore e dal

condilo laterale della tibia. Si inserisce sulla superficie inferiore dell'osso cuneiforme mediale e sul margine laterale della base del primo osso metatarsale. Innervato dal nervo peroneo superficiale, esercita eversione e flessione plantare del piede, inoltre sostiene l'arcata trasversa del piede; viene detto anche muscolo fibulare lungo. [19]

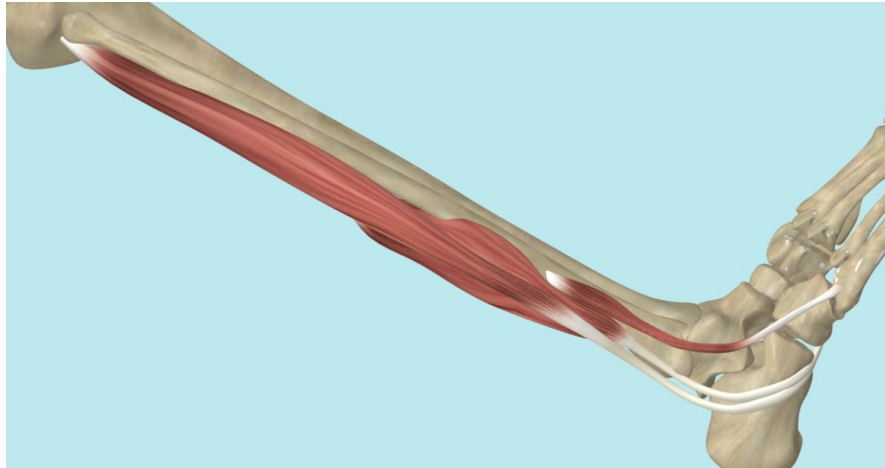


Fig. 25: Rappresentazione anatomica del Peroneo lungo

Il peroneo lungo si attiva nel periodo di mid stance e terminal stance. [19]



Fig. 26: Reclutamento muscolare tipico del Peroneo Lungo

- **Gluteo medio:** Il muscolo medio gluteo origina dalla faccia glutea dell'ala iliaca, dalla cresta iliaca e dalla sua fascia e si va ad inserire a livello del gran trocantere del femore. Vista la sua peculiare morfologia è diviso in due porzioni distinte, i fasci anteriori e quelli posteriori, che possiedono funzioni antagoniste tra loro ricordando in questo il muscolo deltoide. Tra i muscoli glutei è il secondo per grandezza dopo il grande gluteo e risulta più superficiale

rispetto al piccolo gluteo, quest'ultimo posto subito sotto il suo ventre muscolare con il quale condivide le medesime origini e la medesima inserzione.



Fig. 27: Rappresentazione anatomica del Gluteo medio

Il gluteo medio si attiva nel periodo di terminal swing e mid stance. [19]

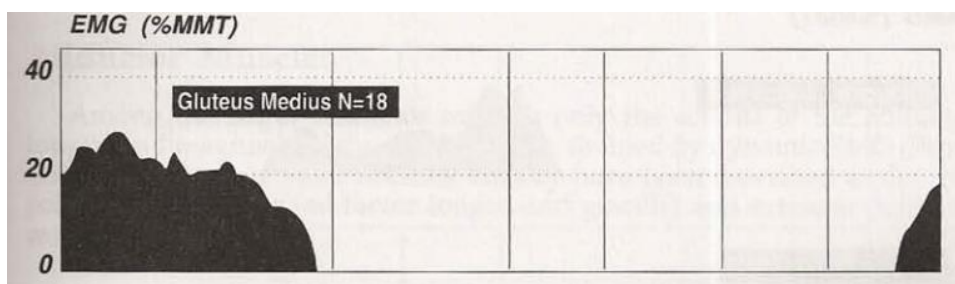


Fig. 28: Reclutamento muscolare tipico del Gluteo Medio

- **Estensore digitorum**: è un muscolo del compartimento anteriore della parte inferiore della gamba. Responsabile dell'estensione delle quattro dita più piccole e della dorsiflessione della caviglia, è considerato un estensore estrinseco del piede in quanto si trova all'esterno del piede stesso. Un muscolo lungo e stretto che si estende da appena sotto l'articolazione del ginocchio alle falangi distali, l'ultima delle ossa dei piedi, si trova all'esterno dello stinco sopra l'osso fibula.

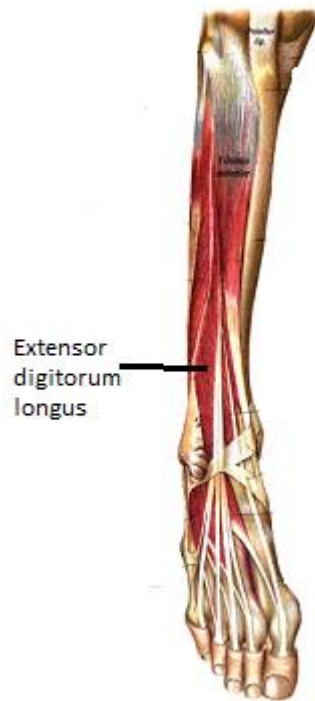


Fig. 29: Rappresentazione anatomica dell'Estensore Digitorum

L'Estensore si attiva nel periodo di mid stance e pre-swing. [19]

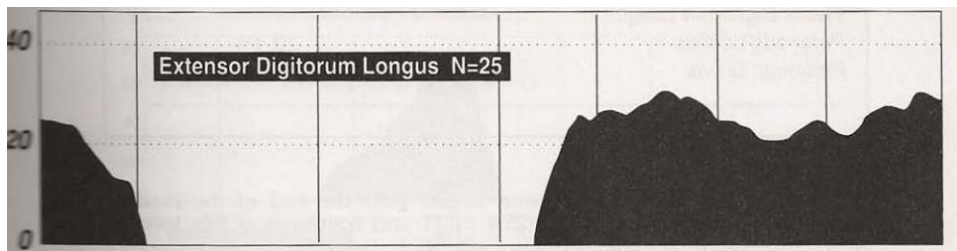


Fig. 30: Reclutamento muscolare tipico dell'Estensore Digitorum

CAPITOLO 4

4.1 Materiali e metodi

Nel presente capitolo si mostrano gli strumenti utilizzati per lo svolgimento di questo lavoro, spiegandone brevemente il principio di funzionamento e le caratteristiche tecniche. In seguito, viene presentato il protocollo sperimentale, ossia l'insieme delle procedure svolte: posizionamento dei sensori, processi di calibrazione, tipi di cammino effettuati, specificando anche il tipo di soggetti presi in esame e il modello biomeccanico scelto. In ultimo si espone il tipo di analisi statistica scelto sulla base dei dati acquisiti.

4.2 Partecipanti

I dati cinematici, cinetici e sEMG di 58 passi di 10 soggetti anziani sono stati prelevati dal database raccolto presso il BioMovLab dell'università degli studi di Padova. I soggetti sono stati selezionati escludendo dal presente studio persone che presentavano una fascia d'età compresa tra i 50-64 anni (59.0 ± 5.5 anni), o con gravi malattie cardiovascolari, neurologiche o psichiatriche; ma soprattutto soggetti con patologie ortopediche o che presentavano un quadro clinico che includeva interventi chirurgici agli arti inferiori. Infine, si escludevano anche soggetti che utilizzavano ausili per la deambulazione.

4.3 Acquisizione dei segnali

Per individuare gli istanti di contatto piede-terreno necessari per identificare le varie fasi del passo è stato impiegato un sistema stereofotogrammetrico dotato di 6 videocamere optoelettroniche (frame rate = 60 Hz, SMART-E, BTS Bioengineering s.r.l., Italia), utilizzate per il tracking tridimensionale della traiettoria di due markers sferici retroriflettenti posti sul calcagno posteriore (in base al protocollo IOR-gait). Tale sistema è stato inoltre sincronizzato con un sistema sEMG wireless a 8 canali (frame rate = 1000 Hz, BTS Free 1000, BTS Bioengineering s.r.l., Italia) .

Tramite questo è stata rilevata bilateralmente l'attività elettrica di sette muscoli degli arti inferiori: Tibialis anterior, Gastrocnemius lateralis, Rectus femoris, Biceps femoris caput longus, Peroneus longus, Gluteus medius, Extensor digitorum. Dopo un'accurata preparazione della pelle, gli elettrodi sono stati posizionati seguendo le linee guida riportate in [20]. I sensori (H/Ag/AgCl, Kendall Arbo H124SG, Covidien, Ireland) hanno un diametro di 24 mm e sono stati posizionati a 1 cm di distanza. I segnali sono stati acquisiti mentre il soggetto camminava procedendo in linea retta su una piattaforma di 10 metri alla propria velocità confortevole.

4.4 Elaborazione del segnale EMG

I segnali sEMG sono stati filtrati utilizzando un filtro Butterworth passa-banda (20-450 Hz, frequenza di taglio). Gli intervalli di attivazione muscolare sono stati stimati implementando una metodologia basata sulla CWT (Trasformata di Wavelet continua) che consiste sostanzialmente nel filtraggio del segnale EMG tramite CWT denoising, nel calcolo dei coefficienti della CWT e nell'applicazione di una soglia adattativa.

Denoising

È una procedura volta a ridurre il rumore acquisito insieme al segnale. Una volta scelta la Mother Wavelet, come specificato una Daubechies di ordine 4, si effettua la decomposizione del segnale al fine di ottenere diversi coefficienti. L'implementazione della trasformata wavelet avviene tramite un banco di filtri passa-basso e passa-alto, dividendo le componenti inerenti le caratteristiche a elevato dettaglio del segnale (alte frequenze, basso fattore di scala) e quelle inerenti le caratteristiche d'approssimazione del segnale (basse frequenze, elevato fattore di scala). A ciò segue il thresholding, che definisce un valore di soglia tramite in base al quale alcuni coefficienti vengono azzerati. Lo scopo è quello di individuare una funzione di soglia adeguata, in modo tale da poter eliminare quei coefficienti associati alla componente di rumore. La procedura di thresholding può essere attuata tramite due approcci: hard-thresholding e soft-thresholding. Nell'algoritmo descritto è stato

utilizzato l'approccio di soft-thresholding proposto da Donoho. A questo punto si ricostruisce il segnale ricombinando i coefficienti di approssimazione del segnale originale con i coefficienti a elevato dettaglio sottoposti al thresholding.

Applicazione di una soglia adattativa

La prima operazione consiste nel calcolare il valore di picco della densità di energia del segnale EMG in ogni passo. Dopodiché si assume un valore di soglia pari all'1% di questo valore massimo. Successivamente, tutti i campioni del segnale che presentano un valore inferiore alla soglia vengono posti uguali a zero. Le attivazioni vengono quindi stimate come gli intervalli temporali in cui tutti i campioni superano la soglia. Va notato che gli intervalli adiacenti la cui distanza, in termini temporali, non superi il 3% della durata del GC, vengono accorpati in un'unica attivazione. Inoltre, per ogni intervallo di attivazione, vengono memorizzati il valore minimo e il valore massimo assunti dal vettore delle frequenze. Infine, vengono eliminati tutti quegli intervalli di attivazione la cui durata non supera il 3% del GC e che pertanto si possono considerare trascurabili. Ulteriori dettagli di questa procedura sono riportati in [22].

L'ultima analisi dello studio (fig. 30) è relativa alla visualizzazione all'attivazione del muscolo rispetto alla percentuale del Gait Cycle. Lo stato di attivazione del muscolo Tibiale anteriore si registra: la prima attivazione tra 0-7% GC, mentre la seconda attivazione 55-100% GC.

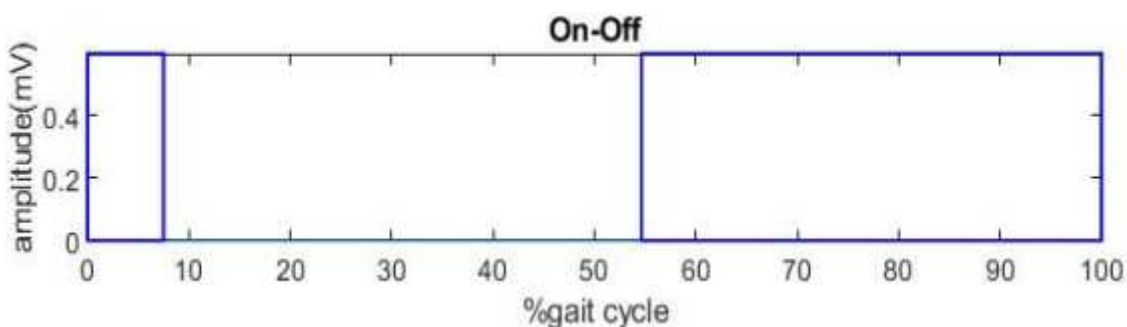


Fig. 30: Istanti di attivazione del muscolo tibiale anteriore in un passo sinistro

L'intervallo di on-off set è valutato come l'intervallo in cui lo scalo-gramma supera l'1% del valore di picco della densità di energia in ciascuna porzione specifica del segnale. È riconosciuto che i reclutamenti muscolari che durano meno di 30 ms non hanno alcun effetto nel controllo del movimento articolare [22]. Pertanto, gli intervalli di attivazione rilevati dall'algorithm ma che durano meno di 60 campioni vengono scartati. Allo stesso modo, intervalli di attivazione distanti meno di 60 campioni vengono raggruppati in un unico intervallo di attivazione. Massimo e minimo del contenuto di frequenza sono, quindi, quantificati per ognuna delle attivazioni individuate nel dominio del tempo. Dai risultati finali si evince che il muscolo preso in esempio si attivi:

- Nella risposta di carico (0-10%)
- Pre-swing (50-60%)
- Swing: initial-swing (60-73% CG),
- Mid-swing (73-87 % GC),
- Terminal swing (87-100% GC)

In Fig.31, è rappresentato un esempio di segnale sEMG grezzo elaborato del muscolo tibiale anteriore, all'interno del quale si è preso un lasso temporale dai 2.65-3.783 s corrispondente all'inizio e alla fine di un passo sinistro.

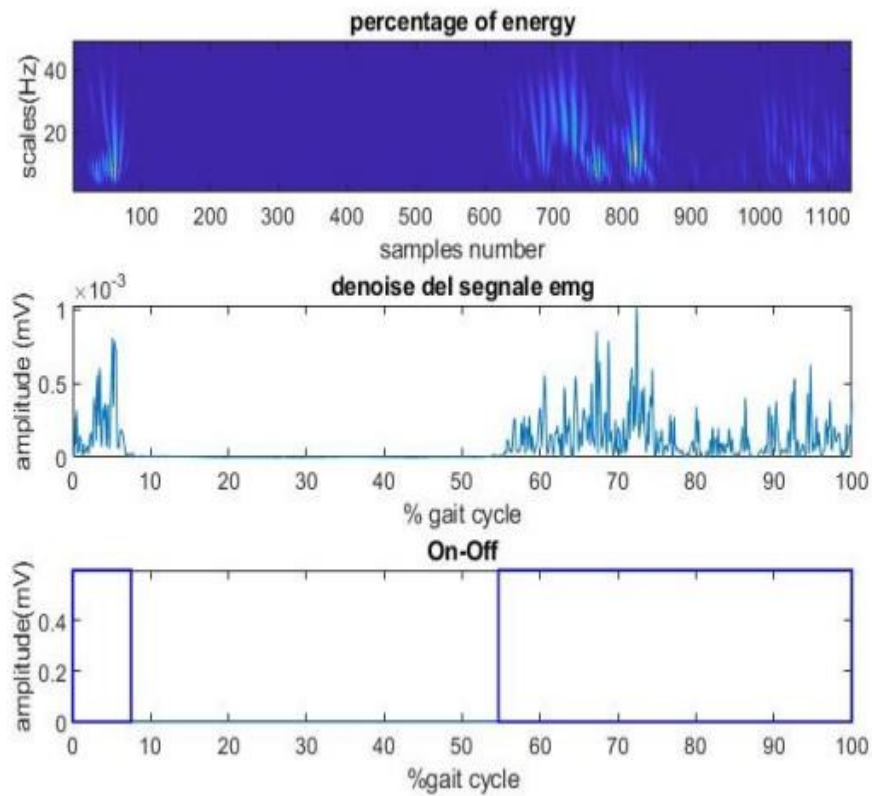


Fig. 31: Esito di un segnale sEMG grezzo del muscolo tibiale anteriore dopo l'analisi

L'analisi dei segnali sEMG grezzi è stata effettuata per tutti i 10 soggetti, elaborando per ogni muscolo preso in considerazione il suo istante di attivazione.

CAPITOLO 5

Risultati

In questo capitolo vengono riportati i risultati ottenuti dall'algoritmo e dall'analisi statistica effettuata sui soggetti anziani. Eseguendo la procedura precedentemente illustrata, per tutti i 10 soggetti, si è voluto creare un piccolo database su Excel, in cui sono stati inseriti (per i 7 muscoli e per i 58 passi considerati) gli istanti di attivazione e il relativo range di frequenza. Il passo successivo è stato quello di creare una tabella, nella quale sono stati raggruppati gli istanti di attivazione dei singoli passi per ottenere un andamento medio delle attivazioni e del range di frequenza del muscolo considerato, in modo da ottenere dei grafici che potessero evidenziare l'andamento nei diversi muscoli considerati.

• Muscolo Tibiale Anteriore:

SOGGETTO ANZIANO			MEDIA	DEVIAZIONE STANDARD
I ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	0.1	0.42
		OFF	16.7	8.89
	Frequenza	MIN	12.9	22.52
		MAX	415	105.61
II ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	30.8	3.39
		OFF	42.6	7.19
	Frequenza	MIN	3.69	3.5
		MAX	390.47	114.02
III ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	60.35	4.01
		OFF	78.47	4.73
	Frequenza	MIN	8.48	3.64
		MAX	395.35	122.77
IV ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	80.73	13.76
		OFF	99.5	1.17
	Frequenza	MIN	7.54	9.41
		MAX	443.22	86.4

Tabella 1: Media e deviazione standard delle diverse attivazioni nel soggetto anziano relative al muscolo Tibiale anteriore

Successivamente si è utilizzato il linguaggio in Matlab per ottenere dei grafici per gli intervalli medi di attivazione in funzione della percentuale del ciclo del passo:

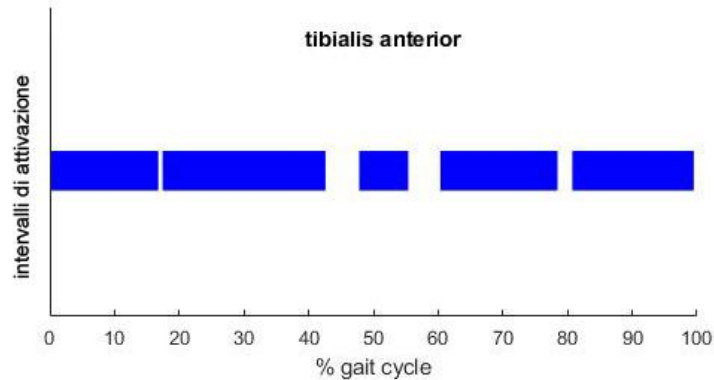


Fig. 32: Medie degli istanti on-off set in relazione alla % GC del soggetto anziano

Facendo un confronto tra la figura 18 e la figura 32 si può notare come il reclutamento muscolare del tibiale di quest'ultima comprenda quasi tutto il ciclo del passo; mentre nella figura 15 vediamo che si ha una prima attivazione durante lo swing iniziale e l'azione diventa minima durante il mid swing per poi aumentare nella fase di terminal swing fino alla successiva fase di initial stance.

E' utile tener presente, però, che l'elettromiografia ad ago (utilizzata nella figura 17) è per definizione una tecnica di acquisizione molto più selettiva rispetto all'elettromiografia di superficie, che ha come obiettivo quello di analizzare il segnale proveniente dalla più ampia porzione possibile di muscolo.

Oltre alla valutazione temporale dell'attivazione muscolare, il presente studio può fornire una nuova informazione sull'attività muscolare, mediante la quantificazione del parametro noto come frequenza.

Nei grafici a barre di seguito si è voluto mostrare l'andamento delle frequenze minime (fig.33) e massime (fig.34):

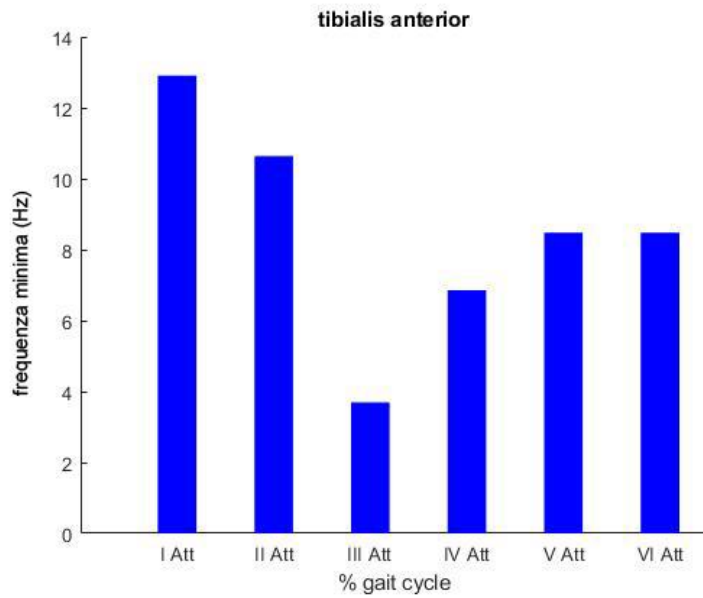


Fig. 33: Frequenza minima in relazione alle attivazioni del muscolo Tibiale durante il ciclo del passo.

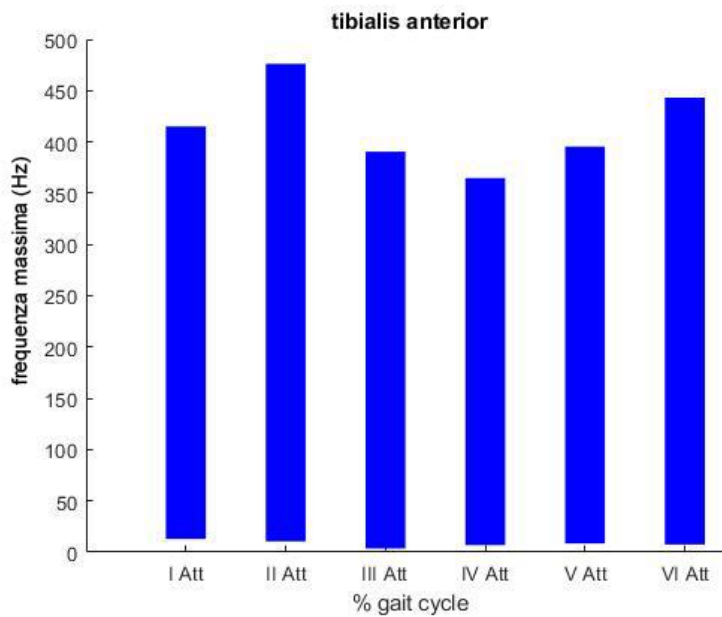


Fig. 34: Frequenza massima in relazione alle attivazioni del muscolo Tibiale durante il ciclo del passo.

• **Muscolo Gastrocnemio laterale:**

SOGGETTO ANZIANO			MEDIA	DEVIAZIONE STANDARD
I ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	1.43	2.1
		OFF	26.69	14.44
	Frequenza	MIN	7.76	9.31
		MAX	254.3	121.76
II ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	27.64	6.75
		OFF	48	3.65
	Frequenza	MIN	8.18	3.22
		MAX	326.26	120.54
III ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	66.33	4.6
		OFF	79.22	7.96
	Frequenza	MIN	4.82	2.74
		MAX	338.12	136.86
IV ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	81.18	15.41
		OFF	98.72	1.79
	Frequenza	MIN	4.8	3.35
		MAX	360.75	116.44

Tabella 2: Media e deviazione standard delle diverse attivazioni nel soggetto anziano relative al muscolo Gastrocnemio laterale

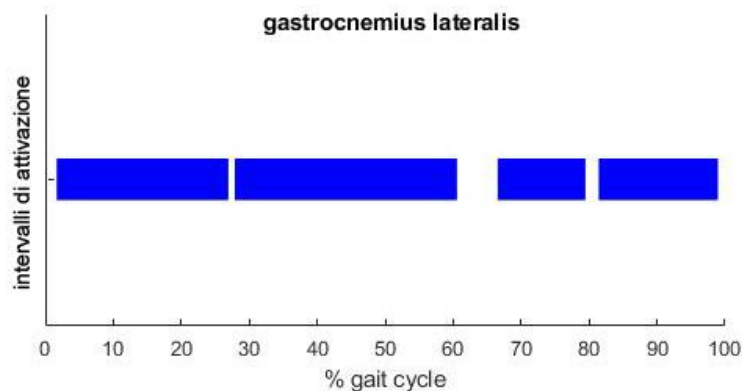


Fig. 36: Medie degli istanti on-off set in relazione alla % GC del soggetto anziano

Nella figura 20 si può notare che il muscolo viene reclutato fino al 40% GC; mentre nel soggetto anziano (fig.36), si hanno ben quattro fasi di attivazione che non comprendono solo la fase iniziale del ciclo del passo, ma addirittura si vedono anche delle attivazioni nella fase finale del ciclo.

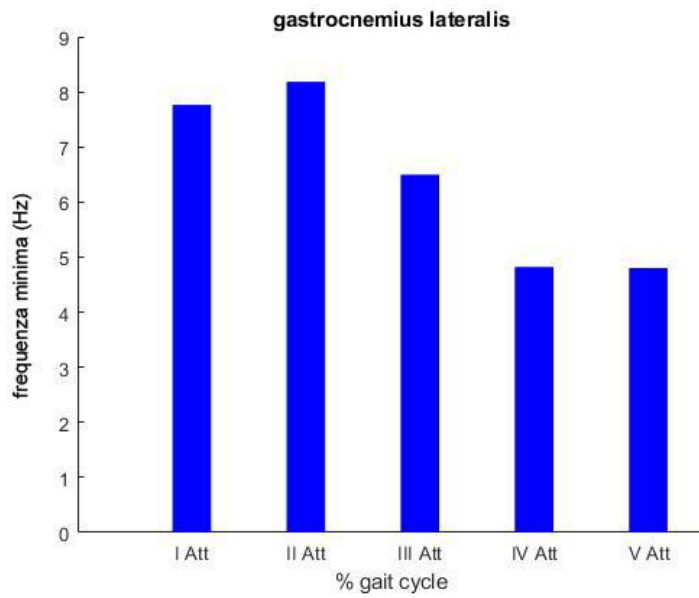


Fig. 37: Frequenza minima in relazione alle attivazioni del muscolo Gastrocnemio durante il ciclo del passo.

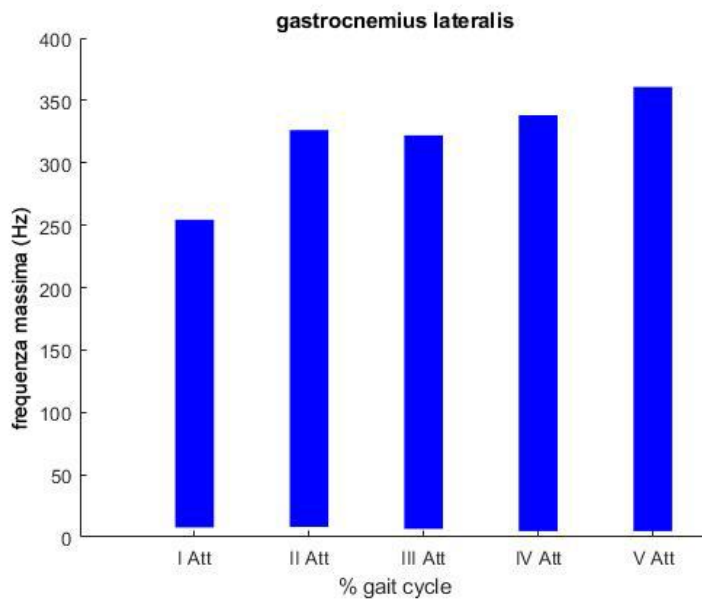


Fig. 38: Frequenza massima in relazione alle attivazioni del muscolo Gastrocnemio durante il ciclo del passo.

• **Muscolo Retto Femorale:**

SOGGETTO ANZIANO			MEDIA	DEVIAZIONE STANDARD
I ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	0.45	1.59
		OFF	22.5	7.96
	Frequenza	MIN	6.21	4.58
		MAX	315.02	113.56
II ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	23.18	5.65
		OFF	40.18	7.8
	Frequenza	MIN	2.93	2.23
		MAX	294.63	105.87
III ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	42.5	5.06
		OFF	55.6	9.54
	Frequenza	MIN	4.28	3.07
		MAX	383.67	122.49
IV ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	61.2	6.85
		OFF	74.35	5.25
	Frequenza	MIN	4.15	2.69
		MAX	281.85	118.56
V ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	77.55	13.76
		OFF	98.88	3.11
	Frequenza	MIN	3.22	2.49
		MAX	351.94	109.7

Tabella 3: Media e deviazione standard delle diverse attivazioni nel soggetto anziano relative al muscolo Retto femorale

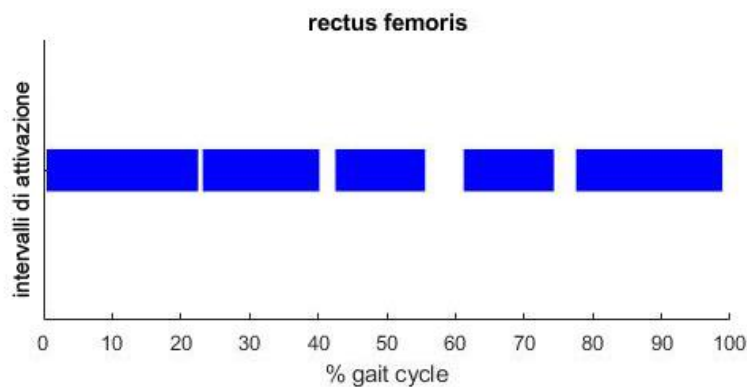


Fig. 39: Medie degli istanti on-off set in relazione alla % GC del soggetto anziano

Nella figura 24 si può notare che il muscolo viene reclutato nel periodo di pre-swing e initial swing; mentre, nel caso del soggetto anziano (fig. 39), si hanno cinque attivazioni che vanno dalla fase iniziale a quella finale.

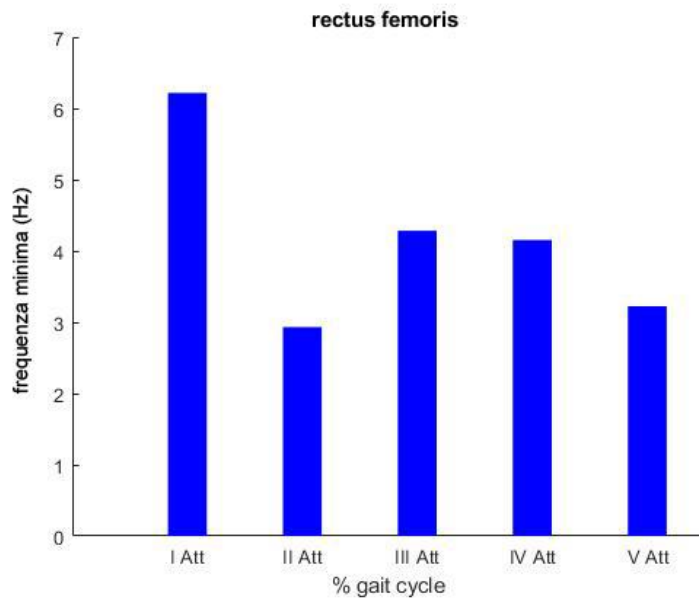


Fig. 40: Frequenza minima in relazione alle attivazioni del muscolo Retto durante il ciclo del passo.

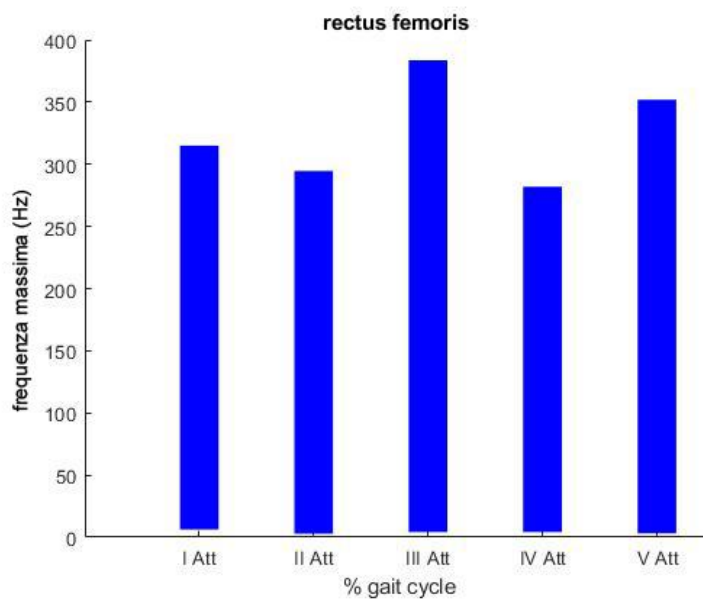


Fig. 41: Frequenza massima in relazione alle attivazioni del muscolo Retto durante il ciclo del passo.

• **Muscolo Bicipite Femorale a capo lungo:**

SOGGETTO ANZIANO		MEDIA	DEVIAZIONE STANDARD	
I ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	0.58	1.59
		OFF	17.19	14.45
	Frequenza	MIN	13.07	12.97
		MAX	312.78	151.6
II ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	17.55	6.11
		OFF	36.5	16.65
	Frequenza	MIN	9.45	5.17
		MAX	323.77	174.1
III ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	37.06	5.67
		OFF	53.31	11.96
	Frequenza	MIN	8.57	4.07
		MAX	395.4	101.87
IV ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	59.07	5.09
		OFF	73.35	8.39
	Frequenza	MIN	9.64	8.6
		MAX	335.69	134.72
V ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	83.7	9.67
		OFF	99.05	1.32
	Frequenza	MIN	6.73	4.35
		MAX	412.44	121.51

Tabella 4: Media e deviazione standard delle diverse attivazioni nel soggetto anziano relative al muscolo Bicipite Femorale

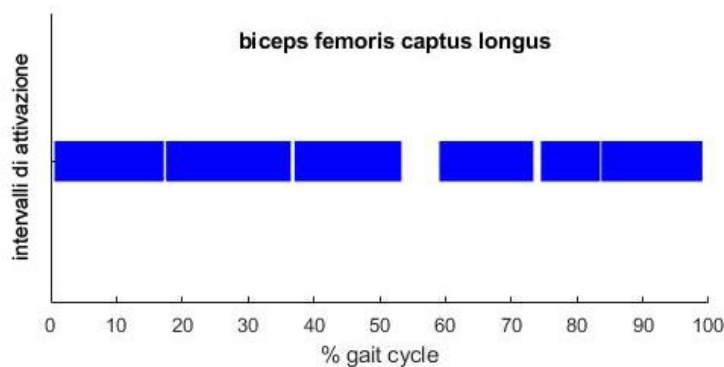


Fig. 42: Medie degli istanti on-off set in relazione alla % GC del soggetto anziano

Nella figura 21 il muscolo presenta un'azione intensa nel mid-swing e terminal swing tardiva (circa intorno al 75% GC). Mentre nel caso del soggetto anziano (Fig.42) si può notare che il muscolo viene reclutato in quasi tutto il ciclo del passo.

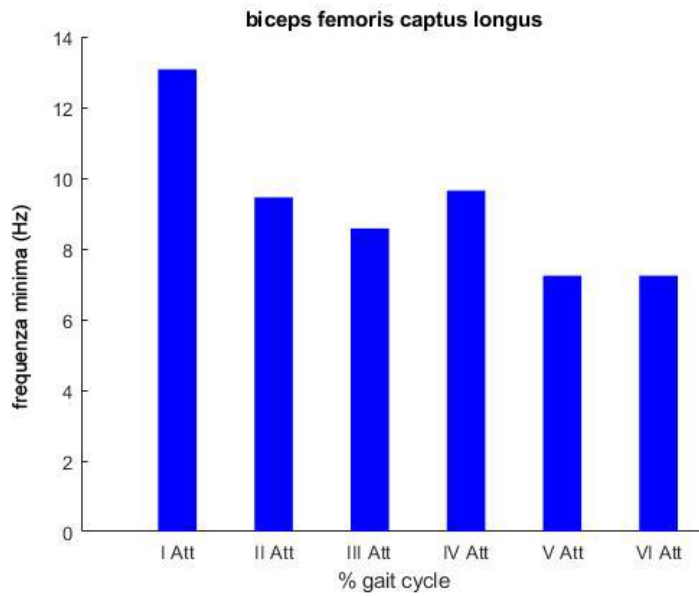


Fig. 43: Frequenza minima in relazione alle attivazioni del muscolo Bicipite Femorale durante il ciclo del passo.

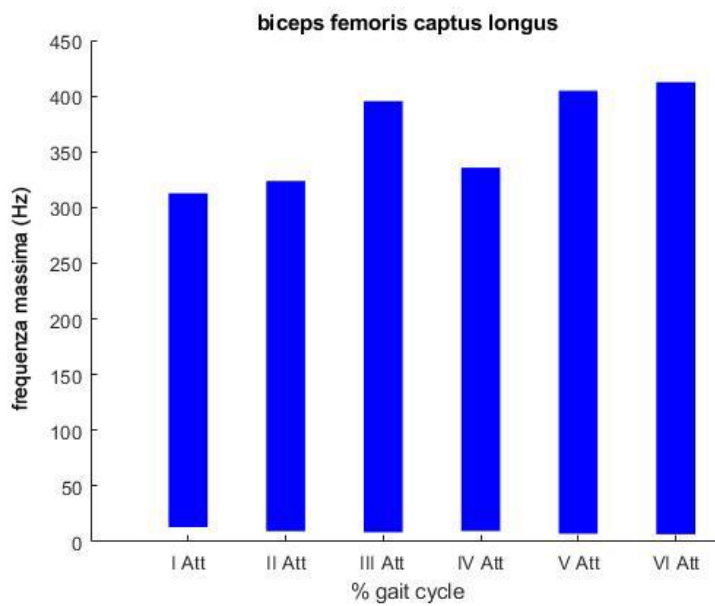


Fig. 44: Frequenza massima in relazione alle attivazioni del muscolo Bicipite Femorale durante il ciclo del passo.

- **Muscolo Peroneo lungo:**

SOGGETTO ANZIANO			MEDIA	DEVIAZIONE STANDARD
I ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	2	2.51
		OFF	18.05	9.05
	Frequenza	MIN	10.38	10.03
		MAX	376.84	125.32
II ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	19.1	7.29
		OFF	36.89	11.58
	Frequenza	MIN	10.74	8.85
		MAX	397.42	108.42
III ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	33.63	2.41
		OFF	50.63	9.11
	Frequenza	MIN	10.82	3.07
		MAX	458.87	57.43
IV ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	45.58	5.58
		OFF	57.91	7.32
	Frequenza	MIN	10.25	6.86
		MAX	406.77	91.62
V ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	68.29	7.97
		OFF	79.94	8.67
	Frequenza	MIN	7.31	3.44
		MAX	423.88	128.18
VI ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	85.33	13.23
		OFF	99.66	1.29
	Frequenza	MIN	4.9	4.26
		MAX	415.41	97.14

Tabella 5: Media e deviazione standard delle diverse attivazioni nel soggetto anziano relative al muscolo Peroneo Lungo.

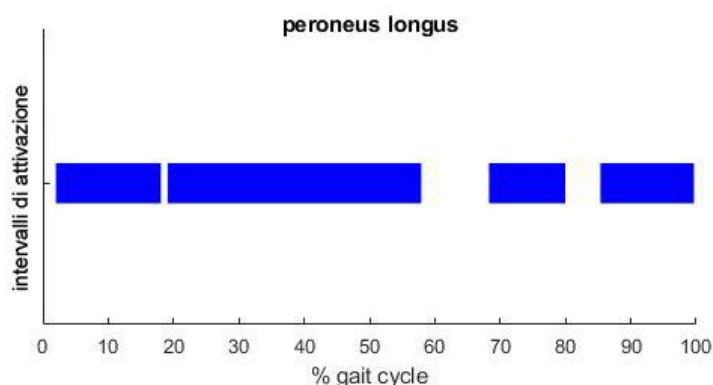


Fig. 45: Medie degli istanti on-off set in relazione alla % GC del soggetto anziano

Nella figura 26 il peroneo lungo si attiva nel periodo di mid stance e terminal stance. Mentre, nel soggetto anziano (fig.45) oltre a questa attivazione si nota come ce ne siano altre tre fino alla fine del ciclo del passo.

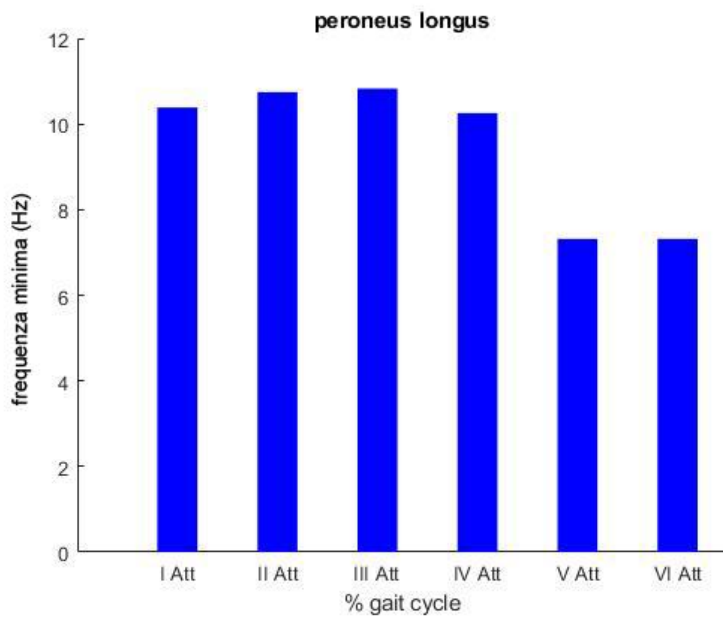


Fig. 46: Frequenza minima in relazione alle attivazioni del muscolo Peroneo lungo durante il ciclo del passo.

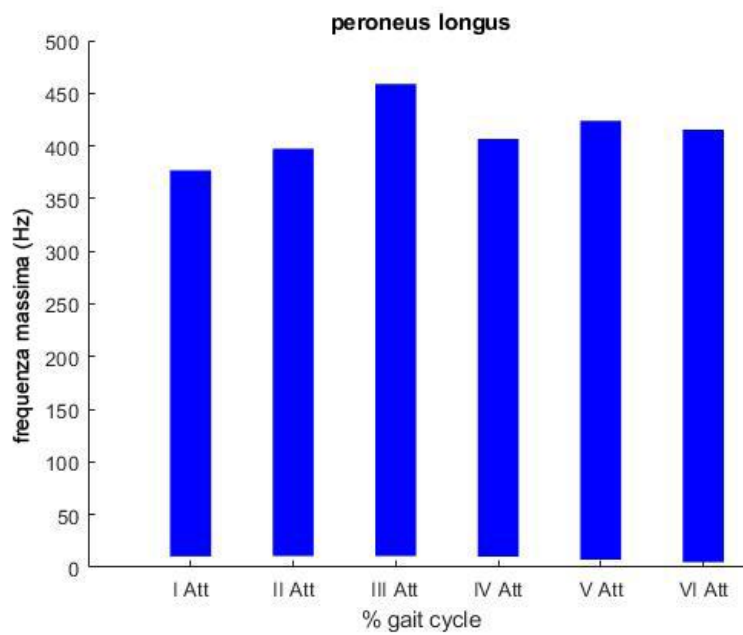


Fig. 47: Frequenza massima in relazione alle attivazioni del muscolo Peroneo lungo durante il ciclo del passo.

- **Muscolo Gluteo medio:**

SOGGETTO ANZIANO			MEDIA	DEVIAZIONE STANDARD
I ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	0.6	1.6
		OFF	23.3	12.4
	Frequenza	MIN	7.7	5.04
		MAX	288.5	94.76
II ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	26.4	6.7
		OFF	40.8	8.2
	Frequenza	MIN	8.7	4
		MAX	281.1	64.57
III ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	49.1	6
		OFF	58.4	8.1
	Frequenza	MIN	1.7	0.52
		MAX	303.3	108.94
IV ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	74.4	14.3
		OFF	97.1	5.1
	Frequenza	MIN	4.3	3.83
		MAX	334.8	101.62

Tabella 6: Media e deviazione standard delle diverse attivazioni nel soggetto anziano relative al muscolo Gluteo medio.

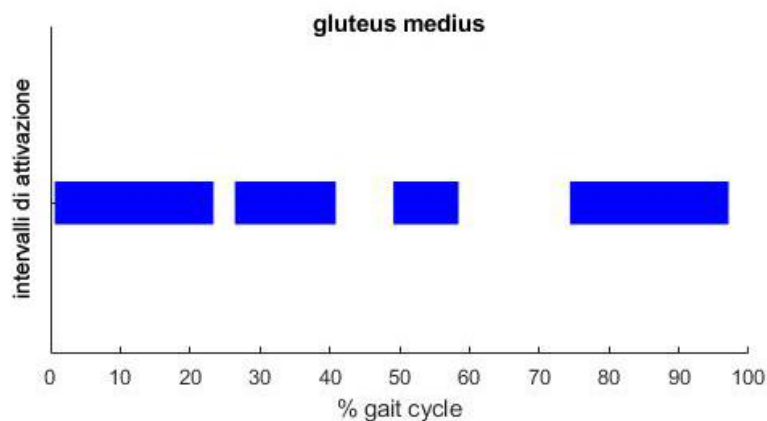


Fig. 48: Medie degli istanti on-off set in relazione alla % GC del soggetto anziano

Nella figura 28 Il gluteo medio si attiva nel periodo nella prima fase e nell'ultima quindi nel terminal swing e mid stance. Mentre nel caso del soggetto anziano (fig.48) si può notare che oltre alla prima e all'ultima attivazione, il muscolo presenta anche due attivazioni intermedie.

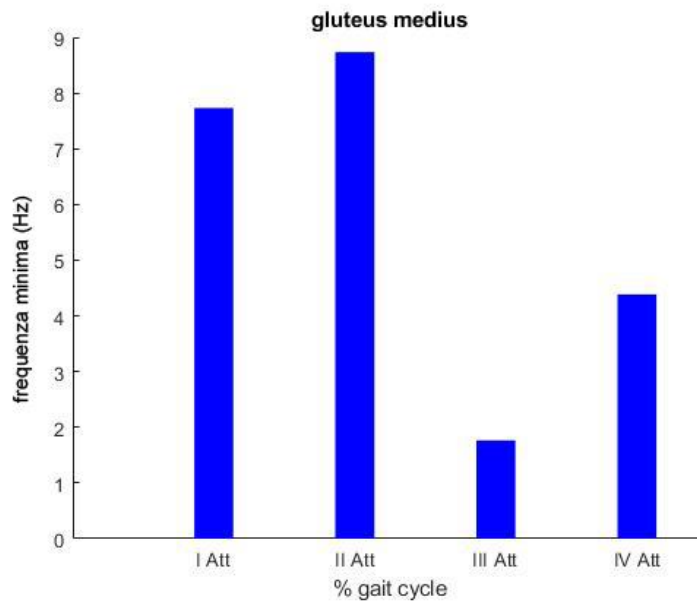


Fig. 49: Frequenza minima in relazione alle attivazioni del muscolo Gluteo medio durante il ciclo del passo.

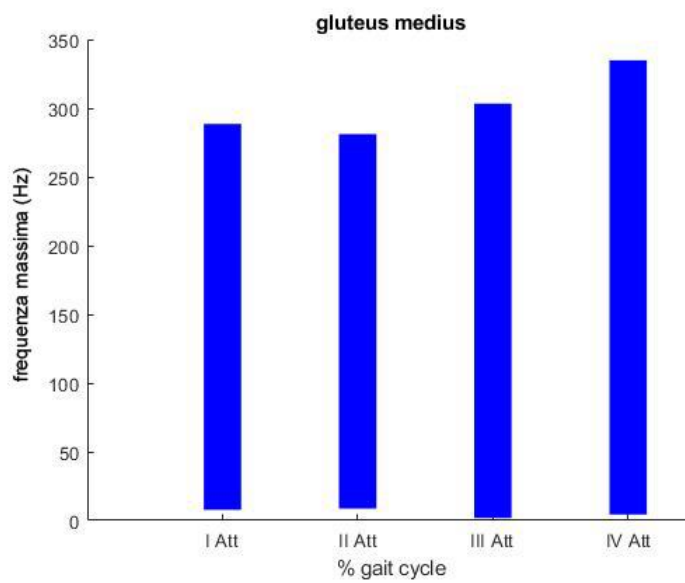


Fig. 50: Frequenza massima in relazione alle attivazioni del muscolo Gluteo medio durante il ciclo del passo.

- **Muscolo Estensore digitorum:**

SOGGETTO ANZIANO			MEDIA	DEVIAZIONE STANDARD
I ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	0.87	1.56
		OFF	20.37	20.22
	Frequenza	MIN	7.47	7.58
		MAX	385.48	102.02
II ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	22.54	4.71
		OFF	37.54	7.73
	Frequenza	MIN	3.32	3.9
		MAX	406.92	96.1
III ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	59.38	5.25
		OFF	75.46	5.68
	Frequenza	MIN	4.98	4.33
		MAX	432.23	83.52
IV ATTIVAZIONE (%GC)	Intervallo attivazione muscolare	ON	79.5	9.15
		OFF	99.4	1.57
	Frequenza	MIN	2.14	1.76
		MAX	419.04	92

Tabella 7: Media e deviazione standard delle diverse attivazioni nel soggetto anziano relative al muscolo Estensore.

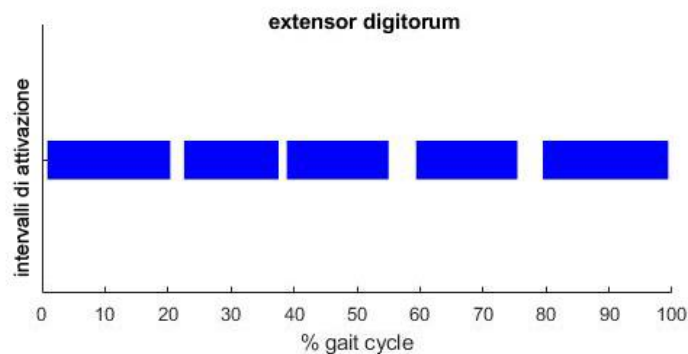


Fig. 51: Medie degli istanti on-off set in relazione alla % GC del soggetto anziano

Nella figura 30 il muscolo Estensore si attiva nel periodo di mid stance e pre- swing. Mentre, nel soggetto anziano (fig.51), il muscolo presenta altre tre attivazioni intermedie.

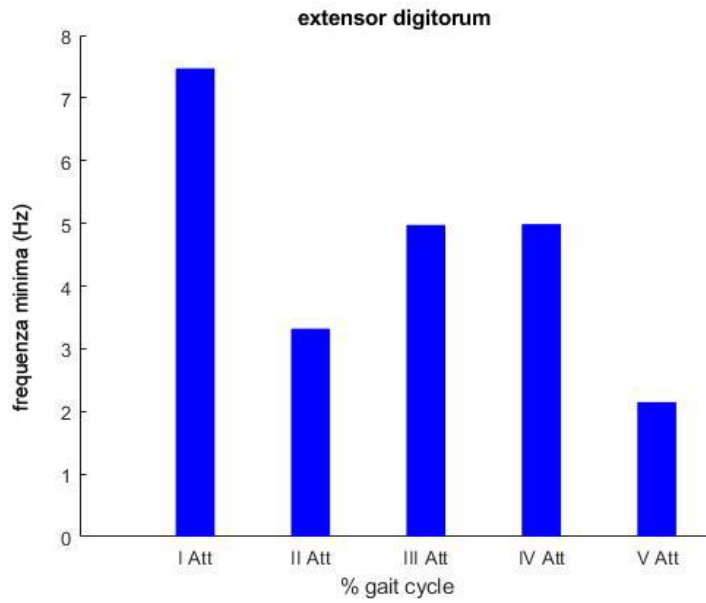


Fig. 51: Frequenza minima in relazione alle attivazioni del muscolo Estensore durante il ciclo del passo.

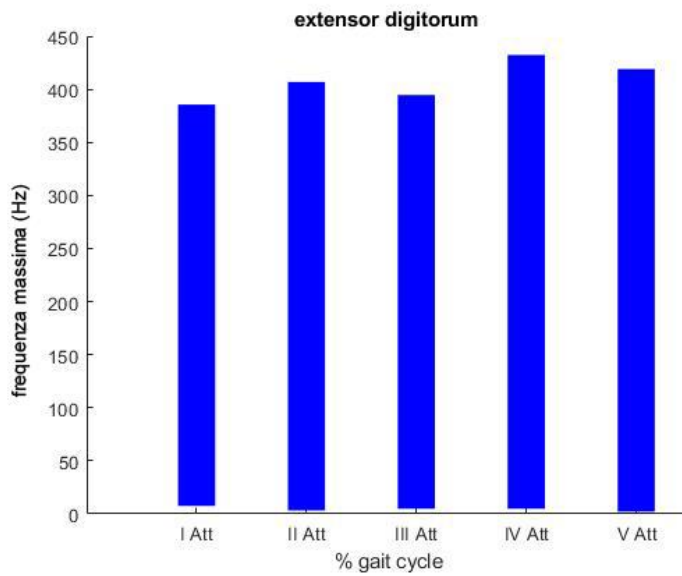


Fig. 52: Frequenza massima in relazione alle attivazioni del muscolo Estensore durante il ciclo del passo.

CAPITOLO 6

Discussione e Conclusioni

Il presente lavoro si è concentrato sulla possibilità di realizzare una valutazione quantitativa nel dominio tempo-frequenza dell'attivazione dei principali muscoli degli arti inferiori reclutati durante il cammino di soggetti anziani. L'approccio è basato su una recente metodologia proposta in letteratura per la stima in tempo-frequenza degli intervalli di attivazione muscolare realizzata tramite analisi wavelet del segnale EMG [22]. La stima dei parametri significativi del segnale EMG rappresenta un'area di ricerca importante. In particolare, nel soggetto anziano, l'EMG può fornire informazioni preziose sulla salute muscolare, sulle prestazioni motorie e sull'adattamento al training e alla riabilitazione. L'età avanzata comporta una serie di cambiamenti muscolari e neuromuscolari che possono influenzare il segnale EMG e rendere la stima dei parametri più complessa. Pertanto, è necessario utilizzare tecniche avanzate di elaborazione del segnale, come fatto nel presente studio.

Il primo risultato della presente analisi consiste nell'aver verificato l'affidabilità della metodologia proposta in [22] anche in soggetti anziani, in quanto i presenti risultati sono coerenti con quelli già presenti in letteratura per soggetti sani [22]. Inoltre, il reclutamento nel presente esperimento di un numero elevato di muscoli degli arti inferiori (i seguenti sette muscoli: Tibialis anterior, Gastrocnemius lateralis, Rectus femoris, Biceps femoris caput longus, Peroneus longus, Gluteus medius, Extensor digitorum) ha permesso un'analisi completa della deambulazione del soggetto anziano. È stato dimostrato che i cambiamenti di natura neurologica associati all'invecchiamento influenzano il cammino, riducendo la velocità, modificando la cinematica e la dinamica [23-24-25-26-27], e richiedendo agli anziani un adattamento neuro-muscolare tale da eseguire compiti motori, quali il cammino, con sufficiente destrezza [28]. I principali risultati dell'analisi EMG in letteratura riportano ridotta ampiezza dei picchi e una più bassa variabilità delle forme d'onda del segnale EMG all'interno del ciclo di passo [25]. Tali caratteristiche sono state imputate ad una minore plasticità del sistema nervoso centrale che comporterebbe una ridotta versatilità nel controllo motorio. Per quanto riguarda l'analisi nel dominio del tempo, i risultati del

presente studio sono in linea con quanto appena descritto.

Un esiguo numero di studi si concentra sull'analisi del segnale EMG nel dominio della frequenza e quest'ultima viene eseguita principalmente per calcolare lo spettro di potenza del segnale sEMG tramite applicazione della trasformata di Fourier, per quantificare il contenuto in frequenza dell'intero segnale e per fornire informazioni sul processo di fatica muscolare [29-30]. Se questo è vero per il soggetto sano e giovane, lo è ancora di più per il soggetto anziano. Il valore aggiunto del presente studio è stato quello, quindi, di quantificare nell'anziano il contenuto in frequenza del segnale EMG associato a ognuna delle attivazioni identificate nel tempo. Dai grafici a barre riportati nel capitolo 5 è evidente come ci sia un'elevata variabilità del valore di picco della frequenza del segnale EMG sia tra i diversi muscoli che tra i diversi intervalli di attivazione dello stesso muscolo. Non si sono notate differenze rilevanti tra muscoli prossimali e muscoli distali. Questa elevata variabilità non si riscontra invece per la frequenza minima del segnale EMG che si mantiene su valori inferiori a 15 Hz omogeneamente per tutti i muscoli e per tutte le attivazioni. Nonostante le indicazioni ottenute dal presente studio siano promettenti, sarà sicuramente necessario approfondire l'interpretazione fisiopatologica dei risultati ottenuti, in particolare quelli inerenti al contenuto in frequenza, estendendo la casistica sperimentale e confrontandola con popolazioni di diversi range di età.

In conclusione, i risultati ottenuti da questa tesi possono contribuire a migliorare la valutazione e il trattamento di disturbi muscolari e neuromuscolari negli anziani, nonché a migliorare la qualità della vita degli anziani stessi. La stima dei parametri del segnale EMG può essere utilizzata per identificare le disfunzioni muscolari precoci, per monitorare l'efficacia dei trattamenti riabilitativi e per valutare l'impatto di interventi preventivi sulla funzione muscolare nell'anziano. Tuttavia, ulteriori ricerche sono necessarie per approfondire la comprensione dei parametri del segnale EMG nell'anziano e per sviluppare nuove tecniche di valutazione che possano essere utilizzate nella pratica clinica quotidiana. Inoltre, è importante considerare le possibili limitazioni delle tecniche di analisi del segnale EMG e cercare di integrare queste informazioni con altre tecniche di valutazione muscolare e neuromuscolare, al fine di ottenere una visione completa della funzione muscolare

nell'anziano. La comprensione dei parametri del segnale EMG nell'anziano può anche essere utile per sviluppare programmi di esercizio personalizzati che siano più efficaci e sicuri per questa popolazione. In definitiva, la stima dei parametri significativi del segnale EMG in tempo-frequenza rappresenta una grande opportunità per la ricerca in ambito clinico e riabilitativo, poiché può contribuire a migliorare la salute e la qualità della vita degli anziani e a promuovere l'adattamento al training nell'anziano.

Bibliografia

- [1] P. Martin P, N. Kelly, B. Kahana, E. Kahana, Willcox BJ, Willcox DC, Poon LW. Defining successful aging: a tangible or elusive concept? *Gerontologist* (2015).
- [2] Hou Y., Dan X., Babbar M., Wei Y., Hasselbalch SG, Croteau DL, Bohr VA. Ageing as a risk factor for neurodegenerative disease. *Nat Rev Neurol* (2019).
- [3] M.B.I Raez, M.S. Hussain, F. Mohd-Yasin: Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online* 8, 11-35 (2006).
- [4] T.J. Doherty, A. Vandervoort & A. Taylor. W. Effects of ageing on the motor unit: a brief review. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 24(3), 234-241 (2019).
- [5] J. Kallio, K. Sogaard, J. Avela, P.V. Komi, P & H. Selänne. Fatigue-related electromyographic changes in older adults during prolonged repetitive dynamic contractions. *European Journal of Applied Physiology* (2020).
- [6] J.H. Hollman, E.M McDade, R.C. Petersen. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait Posture*. (2011)
- [7] P.E. Magnani, R.C. Freire Junior, N.F.G Zanellato, M.B Genovez, I.C. Alvarenga, D.C.C Abreu. The influence of aging on the spatial and temporal variables of gait during usual and fast speeds in older adults aged 60 to 102 years. *Hum Mov Sci.* (2019)
- [8] Lo J, Lo OY, Olson EA, Habtemariam D, Iloputaife I, Gagnon MM, Manor B, Lipsitz LA. Functional implications of muscle co-contraction during gait in advanced age. *Gait Posture* (2017)
- [9] F. Di Nardo, M. Morano, A. Strazza, S. Fioretti. Muscle Co-Contraction Detection in the Time-Frequency Domain. *Sensors (Basel)*. (2022)
- [10] World Health Organization. *World report on ageing and health* (2015).
- [11] C. López-Otín, M. Blasco, L. Partridge, M. Serrano & G. Kroemer. The hallmarks of aging. *Cell*, 153(6), 1194-1217 (2013).
- [12] United Nations, Department of Economic and Social Affairs, Population Division. *World Population Ageing 2019: Highlights (ST/ESA/SER.A/430)* (2019).

- [13] L. Ayalon & C. Tesch-Römer. Contemporary perspectives on ageism. Springer Publishing Company (2018).
- [14] M. Pijnappels, M.F. Bobbert, J.H. Van Dieën & J. Duysens. Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction in young and older subjects. *Journal of gerontology series A*, 60(12), 1546-1551 (2005).
- [15] J.C. Menant, J.R Steele, H.B. Menz & B.J. Munro. Effects of footwear features on balance and stepping in older people. *Gerontology*, 55(2), 218-223 (2009).
- [16] D. U. Silverthorn, B. R. Johnson, W. C. Ober, C. W. Garrison, e A. C. Silverthorn, *Human physiology: an integrated approach*. Boston: Pearson Education (2013).
- [17] Špulák, D.; Čmejla, R.; Bacáková, R.; Kracmar, B.; Satrapová, L.; Novotný, P. Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements. *Comput. Biol. Med.* (2014)
- [18] W. Wang, A. Stefano, R.Allen. A simulation model of the surface EMG signal for analysis of muscle activity during the gait cycle. *Comput. Biol. Med.* (2006)
- [19] Perry "Gait Analysis; Normal and Pathological Function", Slack Inc. Thorofare, NJ, USA (1992).
- [20] Y. Blanc e U. Dimanico, «Electrode Placement in Surface Electromyography (sEMG)» Minimal Crosstalk Area "(MCA)», *Open Rehabil. J.*, vol. 3, n. 1, pagg. 110–126 (2010).
- [21] L. Verdoliva. La trasformata wavelet – Appunti di Elaborazione di Segnali Multimediali a.a. 2017/2018
- [22] F. Di Nardo, T. Basili, S. Meletani and D. Scaradozzi, "Wavelet-Based Assessment of the Muscle-Activation Frequency Range by EMG Analysis," in *IEEE Access*, vol. 10, pp. 9793-9805, 2022.
- [23] T. Oberg, A. Karsznia, K.Oberg. Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev*. Aug;31(3):199-213. 1994.

- [24] T. Oberg, A. Karsznia, K. Oberg. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev.* 30(2):210-23. 1993.
- [25] Winter DA The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Waterloo, Ontario, Canada: Waterloo Biomechanics: 1991.
- [26] Judge JO, Davis RB 3rd, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* Nov;51(6):M303-12. 1996.
- [27] P. DeVita and T. Hortobagyi. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* 88: 1804-1811, 2000
- [28] McGibbon CA. Toward a better understanding of gait changes with age and disability: neuromuscular adaptation. *Exerc Sport Sci Rev* 31: 102-108, 2003.
- [29] K. Ng, C. A. Richardson, V. Kippers, M. Parnianpour e B. H. Bui, «Clinical applications of power spectral analysis of electromyographic investigations in muscle function, » *Man Ther.*, vol. 1, pp. 99-103, 1996.
- [30] C. R. Abbiss e P. B. Laursen, «Models to explain fatigue during pro-longed endurance cycling, » *Sports Med.*, vol. 35, pp. 865-898, 2005.

