

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

TESI DI LAUREA IN BIOINGEGNERIA
(Laurea magistrale DM 270/04)

**CONFRONTO TRA METODI PER L'ANALISI DI
MANIFESTAZIONI ELETTRICHE DI FATICA MUSCOLARE
IN PAZIENTI DIABETICI, CON E SENZA VASCULOPATIA
PERIFERICA, E SOGGETTI SANI DURANTE CAMMINATA
SU TREADMILL**

Docente relatore: *Chiara Dalla Man*
Correlatore: *Zimi Sawacha*

Laureando: *Alberto Covallero*
Matricola: *1046652*
Data di laurea: *7/7/2014*

ANNO ACCADEMICO 2013/2014

Sommario

La fatica muscolare rappresenta un fenomeno complesso che dipende da varie cause e si manifesta in diversi modi. Il monitoraggio della fatica muscolare durante l'esecuzione di un certo carico di lavoro è possibile tramite l'elettromiografia di superficie, con la quale si può misurare l'attività mioelettrica dei muscoli coinvolti. Infatti cambiamenti biochimici e fisiologici nei muscoli durante contrazioni affaticanti si riflettono anche nelle proprietà del segnale mioelettrico generato.

Attraverso l'utilizzo di opportuni indici - aumento dell'ampiezza del segnale (RMS), decremento della frequenza media del segnale (MNF), aumento di un indice appositamente studiato da Dimitrov (FInsm5) e decremento della frequenza media istantanea del segnale (IMNF) - sono state studiate le manifestazioni elettriche di fatica muscolare registrate durante camminata su treadmill eseguita da soggetti diabetici, con e senza vasculopatia, e soggetti sani.

Gli esiti dello studio hanno evidenziato che l'indice di Dimitrov è il parametro più consistente nel nostro tipo di lavoro e che ci sono differenze significative nelle manifestazioni di fatica tra i vari gruppi, soprattutto nei muscoli tibiale anteriore ed estensore lungo delle dita.

Abstract

Muscle fatigue is a complex phenomenon which manifests itself in several ways. The monitoring of the muscle fatigue during the execution of a certain work is possible via the surface electromyography, a technique that allows to measure the myoelectric activity of the muscles involved. In fact, physiological and biochemical changes in the muscles during fatiguing contractions are also reflected in the properties of generated myoelectric signals.

Through the use of appropriate indices - increase in the amplitude of the signal (RMS), decrease in the average frequency of the signal (MNF), increase of an index specially studied by Dimitrov (FInsm5) and decrease in the instantaneous average frequency of the signal (IMNF) - we have studied electrical manifestations of muscle fatigue recorded during walking on a treadmill performed by diabetic subjects, with and without vascular disease, and healthy subjects.

The results showed that the index of Dimitrov is the most significant parameter in our type of research and that there are significant differences in the manifestations of fatigue among the various groups, especially in the muscles tibialis anterior and extensor digitorum longus.

Indice

1	Introduzione	7
1.1	Scopo della tesi	10
2	Il diabete	13
2.1	Principali forme di diabete	14
2.1.1	Diabete di tipo 1	14
2.1.2	Diabete di tipo 2	14
2.2	Complicanze	15
2.2.1	Neuropatia	15
2.2.2	Vasculopatia	16
3	Fisiologia del muscolo	19
3.1	La contrazione muscolare	20
3.1.1	Il meccanismo di scorrimento	21
3.1.2	Il potenziale di azione	22
3.1.3	Il meccanismo di contrazione	23
3.2	I tipi di fibre muscolari	25
3.3	La fatica muscolare	26
4	Analisi del movimento	29
4.1	L'analisi del cammino	30
4.1.1	Parametri del ciclo del passo	31
4.1.2	Le fasi del ciclo del passo	34
4.1.3	Valutazione del controllo muscolare durante il passo	38
4.2	Elettromiografia	41
4.2.1	Elettromiografia di superficie	42
4.2.2	Fattori che influenzano il segnale EMG	43
4.3	Indici di fatica	45
4.3.1	Analisi nel dominio del tempo	46
4.3.2	Analisi nel dominio della frequenza	48
4.3.3	Analisi tempo-frequenza	52
4.4	Analisi Emg in soggetti diabetici	53

5	Materiali e metodi	57
5.1	Soggetti	57
5.2	Strumentazione	58
5.3	Protocollo di esercizio su treadmill	63
5.4	Analisi dei dati	67
5.4.1	Analisi dei burst	67
5.4.2	Analisi dei cicli del passo	71
5.5	Analisi statistica	75
5.5.1	One-way Anova	75
5.5.2	Paired T-test	75
6	Risultati e conclusioni	77
6.1	Risultati	77
6.1.1	Analisi dei burst	78
6.1.2	Analisi dei cicli del passo	86
6.2	Conclusioni	102

Capitolo 1

Introduzione

Con il termine fatica si intende un fenomeno complesso che dipende da varie cause e si manifesta in diversi modi. Per spiegare approfonditamente il concetto, Bills [3] ha suggerito una differenziazione del fenomeno in tre principali categorie.

La prima categoria è la fatica soggettiva, caratterizzata da un declino di lucidità, concentrazione mentale ed altri fattori psicologici.

La seconda categoria è la fatica oggettiva, caratterizzata da un peggioramento nella produttività.

La terza categoria è la fatica fisiologica, caratterizzata appunto da cambiamenti nei processi fisiologici. Questo tipo di fatica può essere indotto da contrazioni muscolari sostenute ed è associato a manifestazioni come l'incapacità a mantenere il livello di forza desiderato, il tremore muscolare ed il dolore localizzato. Gli effetti della fatica sono limitati al muscolo, o al gruppo di muscoli, coinvolto nella contrazione, perciò Chaffin ha definito questa categoria fatica muscolare localizzata [12].

Secondo numerosi studi, fra cui citiamo quello di Merletti [38], le sorgenti della fatica muscolare sono localizzate a livello periferico (nel tessuto o nella giunzione muscolare) e a livello centrale (nel cervello e nel midollo spinale). Alcune delle cause principali della manifestazione di fatica sono il consumo delle riserve energetiche, come l'ATP, da parte dei muscoli, l'aumento della concentrazione di acido lattico e la difficoltà da parte della giunzione neuromuscolare a trasmettere gli impulsi nervosi alla fibra muscolare.

Uno dei metodi più semplici per determinare l'insorgere della fatica è misurare il tempo durante il quale un individuo riesce ad eseguire un certo lavoro, come mantenere un livello definito di contrazione statica con carico imposto. Ciò è noto come manifestazione meccanica della fatica muscolare. Benché semplice da determinare, i risultati ottenuti in questo modo dipendono anche da fattori psicologici, come ad esempio la motivazione. Inoltre, tale metodo non dà un'idea della fatica muscolare intesa come insieme di cambiamenti fisiologici e biochimici durante la performance.

Un altro metodo per valutare l'affaticamento muscolare è quello di determinare la concentrazione di lattato nel muscolo basandosi sui campioni di sangue presi in determinati intervalli di tempo durante l'esecuzione di un certo esercizio. Tuttavia anche questo tipo di misura non permette di monitorare in tempo reale lo stato di fatica ed inoltre è un metodo invasivo.

Per superare queste problematiche si è cominciato ad applicare un monitoraggio continuo della fatica muscolare, durante l'esecuzione di un certo task, attraverso la misura dell'attività elettrica di particolari muscoli tramite l'elettromiografia di superficie (sEMG).

Ciò è possibile poiché cambiamenti biochimici e fisiologici nei muscoli si riflettono anche nelle proprietà del segnale mioelettrico registrato sulla superficie della pelle al di sopra del muscolo coinvolto [22].

Le più grosse limitazioni del metodo sEMG sono la sua applicabilità ai soli muscoli superficiali ed il problema del cross talk dei segnali mioelettrici [21]. Nonostante questi inconvenienti l'elettromiografia di superficie viene sempre più utilizzata per la determinazione della fatica muscolare a livello locale grazie ai suoi vantaggi: non invasività, applicabilità in situ, monitoraggio real-time, capacità di rilevare la fatica di un particolare muscolo e correlazione coi cambiamenti biochimici e fisiologici nel muscolo durante l'affaticamento.

L'impiego dell'elettromiografia di superficie per la misura di manifestazioni elettriche di fatica è cominciato nei primi decenni del '900. Già nel 1912 Piper [46] osservò la progressiva diminuzione delle componenti di frequenza del segnale sEMG durante una serie di contrazioni isometriche volontarie. Successivamente anche Cobb e Forbes [14], nel 1923, nei loro studi notarono lo shift dello spettro del segnale verso le basse frequenze a causa della fatica, ed in più osservarono un consistente incremento dell'ampiezza del segnale sEMG.

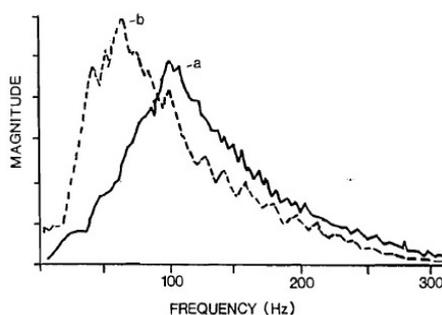


Figura 1.1: Densità dello spettro di potenza del segnale mioelettrico in due istanti diversi della contrazione. Si notano l'aumento dell'ampiezza e lo shift verso le basse frequenze [22].

Più recentemente sono stati studiati altri indici per la valutazione delle

manifestazioni elettriche di fatica. In particolare sono stati proposti nuovi e più robusti indici (FI_{nsmk}) per quantificare i cambiamenti spettrali nei segnali Emg durante esercizi di fatica [25]. Questi indici sono basati sulle caratteristiche dello spettro del segnale e sono definiti come la variazione del rapporto tra il momento spettrale di ordine -1 del segnale ed il momento spettrale di ordine da 2 a 5.

L'applicabilità dei momenti spettrali e le loro variazioni nel tempo per monitorare la fatica muscolare sono state sperimentate dettagliatamente da Dimitrov nel 2006 [24], il quale è arrivato ad affermare che il momento spettrale di ordine -1 enfatizza l'aumento delle basse frequenze dello spettro, mentre i momenti spettrali di ordine dal 2 al superiore enfatizzano l'effetto del decremento delle alte frequenze, attribuibile all'aumento della durata dei potenziali d'azione intracellulari ed alla diminuzione della velocità di propagazione di suddetti potenziali.

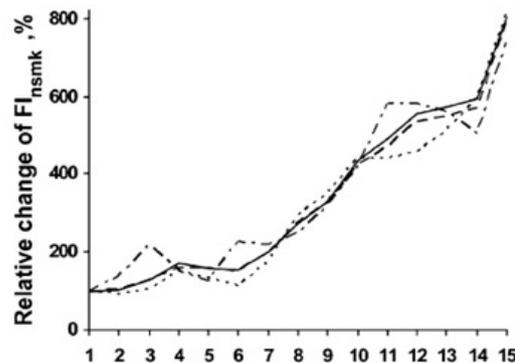


Figura 1.2: Esempio di utilizzo di FI_{nsmk5} : il valore dell'indice incrementa col susseguirsi delle ripetizioni [24]

Concludendo, bisogna ricordare che, nel caso di contrazioni dinamiche, il segnale elettromiografico di superficie si può considerare una realizzazione di un processo stocastico non-stazionario. Il motivo è che, durante una contrazione dinamica, entrano in gioco numerosi fattori legati alla fatica: cambia il numero di motoneuroni attivi, mutano la forza e la potenza esercitate, variano la lunghezza del muscolo e la velocità di conduzione. Questi cambiamenti aumentano la non stazionarietà del segnale mioelettrico e ciò comporta che gli indici normalmente utilizzati per descrivere le variazioni dello spettro non risultino accurati per analizzare la fatica muscolare.

A partire da queste considerazioni risulta chiara l'importanza di introdurre la variabile temporale nell'analisi di Fourier al fine di fornire una descrizione delle variazioni del contenuto spettrale in funzione del tempo. Un indice di fatica basato su queste osservazioni è la frequenza media istantanea dello spettro di potenza del segnale (IMNF). Bonato et al. nel 1996 [7] hanno

studiato un insieme di distribuzioni tempo-frequenza della classe di Cohen, stabilendo che la distribuzione di Choi-Williams fosse la più adatta per l'analisi del segnale elettromiografico di superficie di un esercizio dinamico. Alle stesse conclusioni sono arrivati Karlsson e Gerdle [29,30], e successivamente Molinari, Knaflitz e Bonato nel 2006 [44].

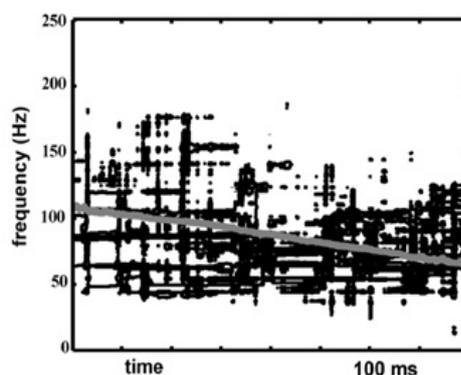


Figura 1.3: Esempio di shift verso le basse frequenze dello spettro nel tempo [44]

Riassumendo, una manifestazione elettrica di fatica è individuabile tramite: aumento del valore RMS del segnale, diminuzione della frequenza media dello spettro di potenza, aumento dell'indice F_{Insm5} e diminuzione della frequenza media istantanea dello spettro di potenza.

1.1 Scopo della tesi

Uno degli obiettivi del presente lavoro è impiegare e valutare i quattro indici sopra descritti per analizzare i comportamenti muscolari dei soggetti in esame mediante lo studio delle manifestazioni elettriche di fatica monitorate durante camminata su treadmill.

In particolare sono stati registrati i segnali dei muscoli retto femorale, tibiale anteriore, gastrocnemio laterale ed estensore comune lungo delle dita. La scelta di questi muscoli è dovuta al fatto che non si trovano in profondità, quindi il loro segnale è facilmente misurabile, ed inoltre sono i principali responsabili nel gesto motorio del cammino [49].

Il protocollo di esercizio impiegato nello studio è quello approvato nel 2010 dal comitato etico della Clinica Universitaria dell'Università degli Studi di Padova. Tale protocollo prevede di registrare i segnali elettromiografici di superficie durante una camminata di 40 minuti su treadmill.

Il test e la registrazione dei segnali devono avvenire all'inizio e alla fine di

un periodo di 10 settimane in cui i soggetti sono stati invitati a compiere camminate per almeno 150 minuti per ciascuna settimana, in modo tale da aumentare la loro abilità motoria e quindi evidenziare le possibili differenze nell'attivazione muscolare tra le due fasi in esame.

I soggetti che hanno acconsentito a partecipare allo studio sono stati reclutati sia tra persone sane sia tra persone diabetiche, tra cui alcune presentanti vasculopatie. Proprio grazie ai diversi gruppi partecipanti si possono cercare eventuali differenze, sia a livello di fatica, sia a livello di attivazione muscolare. Infatti i soggetti diabetici, secondo numerosi studi, tra cui quello di Sawacha ed al. [49], per compensare alcune complicanze legate alla malattia sono costretti ad adattare il gesto motorio alla loro condizione: per esempio è frequente rilevare il differente posizionamento del piede durante l'appoggio rispetto ad un soggetto sano, il che comporta la diversa attivazione dei muscoli coinvolti.

I dati acquisiti sono stati trattati mediante un codice Matlab appositamente creato, che ha permesso di elaborarli in modo efficiente e di raggiungere lo scopo principale della tesi, ovvero valutare eventuali differenze nei parametri di fatica e nell'attivazione muscolare tra le fasi pre e post esercizio, e di evidenziare le diversità nel comportamento muscolare tra i vari gruppi in esame.

Per concludere occorre precisare che sono state scelte due differenti vie per trattare i dati: in un caso si è scelto di analizzare unicamente i burst selezionati all'interno dell'opportuno segnale, mentre nell'altro caso si è scelto di analizzare gli interi segnali derivanti da una serie di cicli di passo. Facendo uso di entrambe queste metodologie si è infatti in grado di ottenere un maggior numero di informazioni e di produrre un report più esaustivo.

Capitolo 2

Il diabete

L'Istituto nazionale di statistica (Istat) effettua ogni anno un monitoraggio sullo stato di salute della popolazione italiana, sui suoi comportamenti sanitari e sui suoi stili di vita. I dati riportati nell'annuario statistico Istat 2010 rivelano che è diabetico il 4,9% degli italiani, pari a circa 3 milioni di persone. Inoltre, secondo l'Oms Europa, 52 milioni di persone in Europa soffrono di diabete e la presenza di tale malattia è in crescita in tutto il continente, arrivando in alcuni paesi a tassi del 10-14% della popolazione. L'aumento è probabilmente in parte dovuto all'invecchiamento generale della popolazione, ma si lega principalmente alla diffusione di condizioni di rischio come sovrappeso, scorretta alimentazione e sedentarietà.

L'American Diabetes Association (ADA) definisce il diabete in questo modo: "Diabetes is a group of diseases characterized by high blood glucose levels that result from defects in the body's ability to produce and/or use insulin".

Sempre secondo l'ADA, un individuo soffre di diabete se:

- la glicemia supera i 126 mg/dl a digiuno. Il digiuno è definito come mancata assunzione di cibo da almeno 8 ore;
- la glicemia oltrepassa i 200 mg/dl in un momento qualsiasi durante il giorno;
- la glicemia oltrepassa i 200 mg/dl durante una curva da carico OGTT (Oral Glucose Tolerance Test).

L'aumento della glicemia, ovvero dei livelli di zucchero nel sangue, può dipendere soprattutto da:

- ridotta produzione di insulina, un ormone secreto dalle isole di Langerhans, situate nel pancreas, allo scopo di permettere l'ingresso del glucosio dal sangue alle cellule e di trasformare il glucosio stesso in glucosio-6-fosfato impiegabile nelle vie metaboliche cellulari;
- ridotta capacità dell'organismo di utilizzare l'insulina.

A causa di suddetti motivi il meccanismo di controllo dell'insulina è alterato ed il glucosio si può accumulare nel circolo sanguigno. Livelli elevati di glucosio nel sangue, se non corretti con una cura adeguata, possono nel tempo

favorire la comparsa di complicanze croniche, come danni a reni, retina, nervi periferici e sistema cardiovascolare.

2.1 Principali forme di diabete

Esistono vari tipi di diabete, tuttavia i principali sono due: il tipo 1, detto insulino-dipendente, ed il tipo 2, detto insulino-indipendente.

2.1.1 Diabete di tipo 1

Il diabete di tipo 1 riguarda circa il 10% delle persone con diabete ed in genere insorge nell'infanzia o nell'adolescenza.

Nel diabete tipo 1 il pancreas non produce un livello sufficiente di insulina a causa della distruzione delle β cellule che producono questo ormone. E' quindi necessario che l'insulina venga iniettata ogni giorno e per tutta la vita.

La velocità di distruzione delle β cellule è piuttosto variabile, per cui l'insorgenza della malattia può avvenire rapidamente in alcune persone, solitamente nei bambini e negli adolescenti, e più lentamente negli adulti.

La causa del diabete tipo 1 è sconosciuta, ma caratteristica è la presenza nel sangue di anticorpi diretti contro antigeni presenti a livello delle cellule che producono insulina. Questo problema potrebbe essere legato a fattori ambientali, fattori dietetici, oppure a fattori genetici. Si potrebbe quindi trasmettere una "predisposizione alla malattia" attraverso l'ereditarietà di geni che, in caso di una risposta del sistema immunitario a comuni agenti infettivi, causano una reazione anche verso le β cellule del pancreas, con la produzione di anticorpi diretti contro di esse (auto-anticorpi). Questa alterata risposta immunitaria causa una progressiva distruzione delle β cellule, per cui l'insulina non può più essere prodotta e si scatena così la malattia diabetica. Proprio per questo motivo, il diabete di tipo 1 viene classificato tra le malattie definite "autoimmuni", cioè dovute ad una reazione immunitaria diretta contro l'organismo stesso.

2.1.2 Diabete di tipo 2

Il diabete di tipo 2 è la forma più comune di diabete e rappresenta circa il 90% dei casi di questa malattia.

Nel diabete di tipo 2 è certo che il pancreas sia in grado di produrre insulina, ma il problema sta nel fatto che le cellule dell'organismo non riescono poi ad utilizzarla adeguatamente. E' presente quindi una diminuita sensibilità cellulare all'insulina.

Il diabete di tipo 2 in genere non viene diagnosticato per molti anni in quanto l'iperglicemia si sviluppa gradualmente e inizialmente non è elevata al punto

da dare i classici sintomi del diabete.

Il rischio di sviluppare la malattia aumenta con l'età, con la presenza di obesità e con la mancanza di attività fisica: questa osservazione consente di attuare strategie di prevenzione primarie, cioè interventi in grado di contrastare l'insorgenza della malattia e che hanno il loro cardine nell'applicazione di uno stile di vita adeguato (dieta, esercizio fisico e assunzione di farmaci orali).

2.2 Complicanze

Il diabete può determinare una serie di complicanze acute o croniche. Le complicanze acute sono più frequenti nel diabete di tipo 1, dove il paziente può andare incontro a coma chetoacidotico, dovuto ad accumulo di prodotti del metabolismo alterato, i chetoni, che causano perdita di coscienza, disidratazione e gravi alterazioni ematiche.

Nel diabete di tipo 2 le complicanze acute sono piuttosto rare, mentre sono molto frequenti le complicanze croniche, le quali riguardano diversi organi e tessuti, tra cui occhi, reni, cuore, vasi sanguigni e nervi periferici. Fra queste complicanze le più comuni sono le neuropatie e le vasculopatie.

Altre importanti complicanze legate al diabete sono:

- La retinopatia diabetica, ossia un danno a carico dei piccoli vasi sanguigni che irrorano la retina provocando la perdita delle facoltà visive.
- La nefropatia diabetica, ossia una riduzione progressiva della funzione di filtro dei reni che, se non trattata, può condurre all'insufficienza renale fino alla necessità di dialisi e/o trapianto del rene.
- Le malattie cardiovascolari, il cui rischio è da 2 a 4 volte più alto nelle persone con diabete che nel resto della popolazione.
- Il piede diabetico, cioè modificazioni della struttura dei vasi sanguigni e dei nervi, che causano ulcerazioni e problemi a livello degli arti inferiori, soprattutto del piede, a causa dei carichi che sopporta.
- La microalbuminuria, cioè la presenza di albumina nell'urina. La microalbuminuria è considerata un indicatore precoce di nefropatia diabetica, infatti l'iperglicemia cronica determina a lungo andare un danneggiamento dei piccoli vasi capillari che costituiscono il glomerulo renale, con aumento della loro permeabilità. La compromessa integrità del sistema vascolare fa sì che sostanze normalmente trattenute nel sangue passino nelle urine.

2.2.1 Neuropatia

La neuropatia è una patologia che colpisce i nervi, compromettendone la conduzione elettrica. Molto probabilmente tale problema è causato dall'occlusione dei capillari degli arti distali, oppure dalla demielizzazione delle fibre

nervose, a causa dell'iperglicemia. Questa patologia degrada la qualità dell'informazione necessaria per l'attivazione muscolare trasmessa attraverso i nervi. Conseguentemente sorgono problemi di instabilità nel ciclo del cammino e problemi di postura. La neuropatia si può distinguere principalmente in periferica e autonoma.

Neuropatia periferica

La neuropatia periferica è una patologia che coinvolge il sistema nervoso periferico andando a danneggiare proprio le terminazioni nervose periferiche. Queste innervazioni servono a scambiare segnali tra il sistema nervoso centrale (cervello e midollo spinale), i muscoli, la pelle, e gli organi interni.

La neuropatia periferica si manifesta con formicolio, dolore continuo e pulsante ed infine insensibilità agli arti inferiori, piedi soprattutto. Le persone con neuropatia periferica in forma grave possono avere dolori fortissimi, tali da pregiudicare la funzione motoria.

Neuropatia autonoma

Con il termine neuropatia autonoma ci si riferisce ai danni subiti dai nervi autonomi, cioè i nervi che controllano le funzioni involontarie del corpo. Questo tipo di danno interrompe i segnali tra il cervello e le parti del sistema nervoso autonomo, come il cuore, i vasi sanguigni e le ghiandole sudoripare, con conseguente riduzione delle prestazioni o con anomalie delle stesse.

I danni al sistema cardiovascolare provocano alterazioni anomale della frequenza cardiaca e della pressione sanguigna.

I danni ai nervi del sistema digestivo possono causare costipazione, difficoltà di deglutizione e gastroparesi.

I danni ai nervi che controllano la sudorazione possono provocare difficoltà nel regolare la temperatura corporea.

La neuropatia autonoma può anche influenzare il corretto funzionamento delle pupille, causando un adattamento troppo lento alle variazioni di intensità luminosa.

2.2.2 Vasculopatia

Nel soggetto diabetico la vasculopatia costituisce una delle manifestazioni più frequenti in termini di sviluppo delle complicanze croniche dovute al cattivo controllo della glicemia.

Le vasculopatie si possono suddividere in macroangiopatie e microangiopatie. Entrambe sono patologie che comportano l'occlusione dei vasi sanguigni, rispettivamente di grande e di piccolo diametro. Non c'è una differenza sostanziale con le angiopatie che colpiscono i non diabetici, tuttavia le vasculiti tendono ad essere più frequenti e più precoci nei pazienti diabetici.

La vasculopatia periferica è un'espressione di un processo di aterosclerosi che si localizza negli arti inferiori e che comporta l'occlusione dei vasi sanguigni a causa dell'ispessimento dei vasi stessi e/o per la formazione di placche.

L'occlusione dei vasi sanguigni periferici può causare un rallentamento della cicatrizzazione dei tessuti, portando alla formazione di ulcere sugli arti distali e nelle forme più gravi si possono presentare anche gangrene.

Il quadro clinico ha esordio con un classico dolore che si localizza nel polpaccio dopo una passeggiata di qualche metro. Tale situazione clinica se non viene aggredita con delle terapie specifiche può peggiorare velocemente fino a produrre uno stato di difficoltà totale nella deambulazione.

Per questa serie di motivi il segno caratteristico dell'insufficienza arteriosa è la claudicatio intermittens.

Capitolo 3

Fisiologia del muscolo

Il muscolo è un organo costituito da tessuto muscolare deputato alla contrazione. Possiamo distinguere il muscolo liscio (involontario e presente nei visceri) ed il muscolo striato, che costituisce il muscolo cardiaco (involontario) e quello scheletrico (volontario).

Tutti i muscoli scheletrici sono composti da numerose fibre muscolari (con un diametro compreso tra 10 e 80 micron), le quali sono formate da strutture cilindriche dette miofibrille, che consistono in tante catene molecolari composte da mecano-proteine (actina e miosina), che si aggregano in unità definite sarcomeri.

Ogni sarcomero è delimitato da striature di natura proteica dette linee Z, che hanno lo scopo di unire meccanicamente i capi terminali di due sarcomeri contigui. I sarcomeri sono dunque connessi in serie lungo le miofibrille.

Alle estremità della fibra muscolare il sarcolemma, cioè la membrana che ricopre la fibra, si fonde con una fibra tendinea. Le fibre tendinee, a loro volta, si riuniscono in fascicoli e formano tendini muscolari che si inseriscono nelle ossa, collegando muscoli e scheletro.

Le proteine contrattili che costituiscono il sarcomero sono organizzate in fasci ordinati di filamenti sottili (corrispondenti alle bande chiare) e filamenti spessi (corrispondenti alle bande scure) che scorrono gli uni sugli altri durante la contrazione ed il rilassamento.

I filamenti sottili sono connessi direttamente ai dischi Z, sono composti da actina, troponina e tropomiosina e trasmettono la forza.

I filamenti spessi sono composti da molecole di miosina che generano forza e sono stabilizzati meccanicamente da altre proteine del citoscheletro.

La miosina è una grossa molecola costituita da una testa e da una coda. Le code di miosina si aggregano per formare i filamenti spessi, mentre le teste proiettano lateralmente verso i filamenti sottili. Ogni testa, chiamata ponte trasversale, contiene due siti di legame per l'actina e due siti capaci di idrolizzare ATP in ADP e fosfato organico (Pi).

Ogni fibra è innervata da una terminazione nervosa, che si trova circa alla

metà della lunghezza della fibra stessa. Il collegamento tra fibra nervosa e fibra muscolare prende il nome di placca (o giunzione) neuromuscolare. L'unità motoria (UM) è costituita dal raggruppamento funzionale costituito da un singolo assone e da tutte le cellule muscolari che esso innerva, e può essere composta da poche o da migliaia di cellule. Le unità motorie sono le unità funzionali di base della contrazione.

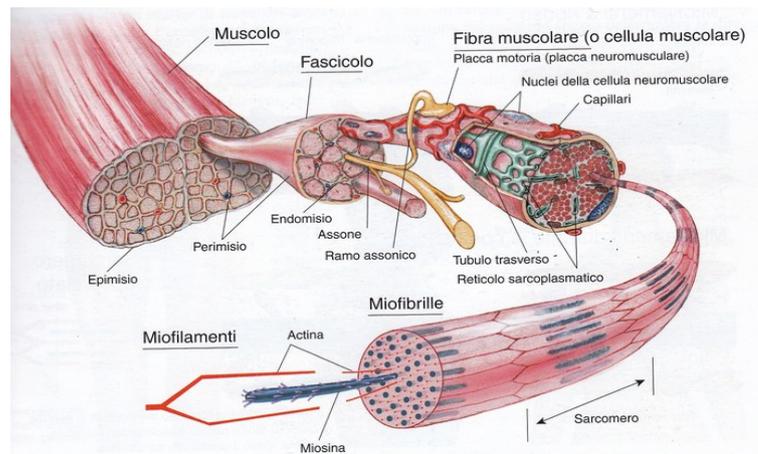


Figura 3.1: Composizione del muscolo

3.1 La contrazione muscolare

Possono essere distinte diverse tipologie di contrazione muscolare:

- **Contrazione isometrica:** il muscolo attivato sviluppa forza mantenendo costante la propria lunghezza.
- **Contrazione isotonica:** si realizza quando un muscolo si accorcia sotto l'azione di un carico costante.
- **Contrazione tetanica:** tutte le fibre sono attivate alla massima frequenza di scarica.
- **Contrazione isocinetica:** è una contrazione che avviene con una velocità di accorciamento costante.
- **Contrazione concentrica:** è una contrazione in cui si ha l'accorciamento del muscolo.
- **Contrazione eccentrica:** è una contrazione in cui si ha l'allungamento del muscolo.

3.1.1 Il meccanismo di scorrimento

Le interazioni tra i ponti trasversali e i filamenti sottili determinano l'avvicinamento dei dischi Z e l'accorciamento del sarcomero secondo un meccanismo chiamato meccanismo di scorrimento. Questo fenomeno può essere suddiviso schematicamente in diverse fasi che si ripetono ciclicamente:

- 1) Inizialmente il muscolo è in fase di rilassamento ed alla testa della miosina è attaccata una molecola di ATP. I complessi troponina-tropomiosina dei filamenti sottili non sono legati a Ca^{2+} e quindi bloccano i siti di legame dell'actina.
- 2) Avviene l'idrolisi dell'ATP in ADP e fosfato con liberazione dell'energia necessaria per la contrazione. Grazie a questa energia la testa della molecola di miosina cambia posizione e diventa disponibile a legarsi ad un sito presente sull'actina. A questo punto dalle cisterne del reticolo sarcoplasmatico vengono liberati ioni Ca^{2+} che si legano ai siti della troponina. Questo legame provoca un cambiamento di conformazione a livello del filamento sottile che determina l'esposizione dei siti di legame dell'actina e, di conseguenza, le teste della miosina possono attaccarsi ad essi formando ponti trasversali tra filamenti spessi e sottili.
- 3) Quando l'ADP ed il fosfato si staccano dalla testa della miosina, questa si piega e ruota sviluppando forze longitudinali che spingono i filamenti spessi e sottili a sovrapporsi, provocando l'accorciamento della fibra muscolare.
- 4) Alla fine dell'impulso meccanico una nuova molecola di ATP si lega alla testa della miosina, e questa si stacca dal suo legame rendendo possibile l'innesco di un nuovo ciclo.

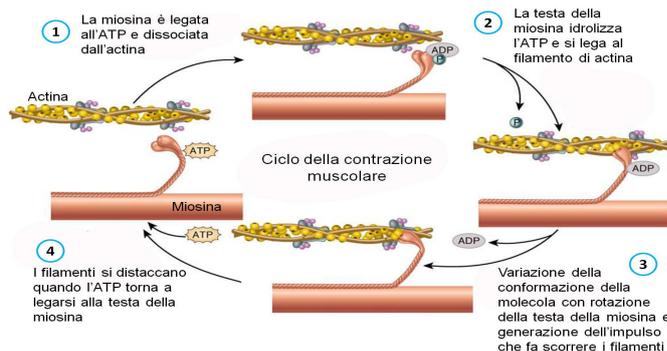


Figura 3.2: Rappresentazione del meccanismo di scorrimento

Un singolo ciclo di un ponte trasversale provoca uno spostamento su scala molecolare di circa 10 nm e sviluppa una forza esigua, circa $5 * 10^{-12} N$. Occorre il lavoro di milioni di ponti trasversali con cicli asincroni per sviluppare forze elevate e produrre un accorciamento notevole del sarcomero.

Il ciclo si può arrestare quando non sono più disponibili riserve di ATP. L'energia liberata dall'idrolisi dell'ATP viene in parte persa come calore ed in parte convertita in lavoro meccanico.

3.1.2 Il potenziale di azione

Le cellule muscolari hanno un potenziale di riposo causato dalla diversa concentrazione ionica che si ha tra ambiente intracellulare ed extracellulare. Il potenziale di membrana all'interno della cellula è di circa 90 mV più negativo rispetto al potenziale del liquido extracellulare. Tale differenza è generata dalla diffusione verso l'esterno di ioni potassio attraverso la membrana e dalla diffusione in piccole quantità di ioni sodio attraverso dei canali passivi sodio-potassio.

Un ulteriore contributo è dato dalla pompa sodio-potassio che pompa attivamente 3 ioni sodio verso l'esterno e 2 ioni potassio verso l'interno. Tale processo avviene contro gradiente elettrochimico e per questo è necessario l'utilizzo di ATP.

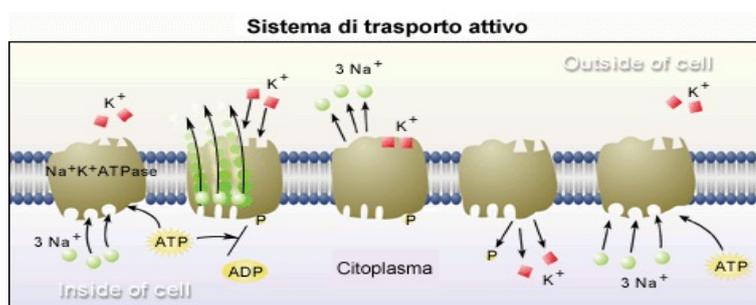


Figura 3.3: Processo di trasporto attivo nella pompa sodio-potassio

Il potenziale d'azione è generato da una fibra motoria quando la somma delle afferenze sinaptiche eccitatorie ed inibitorie provoca una depolarizzazione critica del soma cellulare. Ogni volta che un impulso nervoso giunge alla giunzione muscolare molte vescicole di acetilcolina vengono svuotate dai bottoni terminali nello spazio sinaptico determinando un potenziale d'azione nelle cellule muscolari che costituiscono l'unità motrice.

L'acetilcolina causa una modificazione conformazionale dei canali presenti sulla cellula muscolare, rendendoli disponibili al passaggio di ioni positivi: sodio (Na⁺), potassio (K⁺) e calcio (Ca²⁺). Gli ioni negativi invece (come gli ioni cloro) non riescono a passare a causa delle forti cariche negative presenti all'imbocco del canale.

Il potenziale negativo all'interno della membrana muscolare attira gli ioni sodio, carichi positivamente, verso l'interno, mentre, allo stesso tempo, impedisce la fuoriuscita degli ioni potassio che tentano di passare all'esterno.

Pertanto, il principale effetto dell'apertura dei canali è quello di consentire il passaggio all'interno della fibra di un notevole numero di ioni sodio che causano una variazione del potenziale locale (depolarizzazione): si arriva così al potenziale d'azione (+35 mV), il quale provoca poi la contrazione.

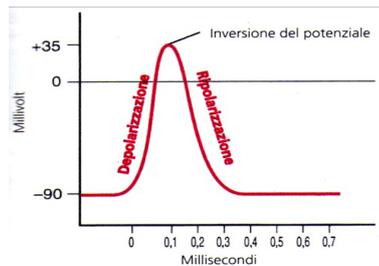


Figura 3.4: Potenziale d'azione

Una volta liberata nello spazio sinaptico, l'acetilcolina viene velocemente rimossa da un enzima (acetilcolinesterasi), mentre una piccola parte diffonde all'esterno dello spazio sinaptico. In questo modo non può più agire sulla membrana della fibra muscolare ed impedisce una immediata nuova eccitazione del muscolo dopo che la fibra ha recuperato dal primo potenziale d'azione.

Pochi millisecondi dopo la depolarizzazione, i canali del sodio iniziano a richiudersi ed i canali del potassio diventano più permeabili, permettendo l'uscita degli ioni potassio verso l'esterno della membrana e ripristinando il normale potenziale negativo della membrana a riposo (ripolarizzazione).

3.1.3 Il meccanismo di contrazione

L'accoppiamento eccitazione-contrazione è il processo che lega il potenziale d'azione ai cicli dei ponti trasversali permettendo la contrazione di ogni miofibrilla.

La contrazione ha inizio quando il segnale elettrico proveniente dai motoneuroni del sistema nervoso centrale arriva ai bottoni sinaptici. Questi liberano acetilcolina nel citoplasma delle fibre muscolari ed essa agisce sui recettori della placca neuromuscolare determinando il potenziale di azione. Tale potenziale si propaga lungo i tubuli T, i quali penetrano nella fibra muscolare. In questo modo viene indotta la liberazione di ioni calcio dal reticolo sarcoplasmatico nelle immediate vicinanze delle miofibrille e questi ioni innescano poi la contrazione, in quanto regolano il meccanismo dei ponti trasversali. Quello appena descritto è un processo molto rapido e richiede solo pochi millisecondi.

Il calcio funziona come interruttore in quanto consente la conversione dallo stato in cui i ponti trasversali dei muscoli non possono attaccarsi ai filamenti

sottili, allo stato dove invece è possibile la contrazione.

Quando il Ca^{2+} è rilasciato, diffonde nel citosol e va a legarsi ai quattro siti di legame specifici posseduti dalla troponina. In questo modo i filamenti sottili vengono rapidamente attivati ed i ponti trasversali iniziano i loro cicli. I cicli terminano quando il calcio inizia a dissociarsi dalla troponina e la sua concentrazione comincia a ridursi in quanto viene ripompato all'interno del reticolo endoplasmatico. I filamenti sottili a questo punto si disattivano ed il muscolo si rilassa.

I muscoli devono produrre forze di diversa entità ed a volte per lunghi periodi di tempo. Ci sono essenzialmente due meccanismi che regolano la contrazione: la forza può essere incrementata gradualmente mediante il reclutamento di un numero sempre maggiore di unità motrici, oppure incrementando la frequenza di scarica delle fibre motrici (le unità motorie presentano una frequenza minima di attivazione pari a 8 Hz).

Una scarica ad elevata frequenza delle fibre motorie provoca rilasci ripetitivi di Ca^{2+} in un tempo sufficiente a sommare le singole risposte meccaniche e producendo una contrazione più potente e prolungata.

La presenza di un elevato numero di unità motrici in un muscolo e l'aumento della frequenza di attivazione consentono una modulazione continua della forza generata.

La contrazione del muscolo causa un rapido incremento del consumo di ATP, di cui il muscolo possiede tre vie per la sintesi:

- La fosforilazione diretta dell'adenosina difosfato (ADP) che mantiene elevati i livelli cellulari di ATP all'inizio della contrazione;
- La glicolisi che fornisce ATP ad elevata velocità, anche se con basso rendimento per mole di glucosio idrolizzato. Il contributo termina quando si esauriscono le scorte cellulari di glicogeno (secondi o minuti);
- La fosforilazione ossidativa, che avviene nei mitocondri, fornisce ATP in modo continuo ed efficiente. Questo processo è lento e non riesce a soddisfare le richieste energetiche di cicli a velocità elevate.

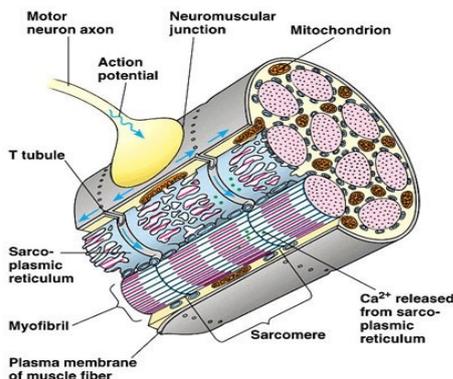


Figura 3.5: Reticolo sarcoplasmatico

3.2 I tipi di fibre muscolari

I muscoli dei vertebrati possono essere divisi in due ampie classi, un tipo di fibre a scossa lenta e due tipi di fibre a scossa rapida.

- **Fibre muscolari rosse (fibre di tipo I)**: sono caratterizzate da contrazioni lente e da basso consumo di ATP. I muscoli composti da queste fibre possono produrre livelli di tensione piuttosto bassi per lunghi periodi di tempo senza esaurire le loro riserve energetiche, quindi tollerano maggiormente la fatica. Le forze contrattili sono inferiori rispetto a quelle sviluppate dalle fibre di tipo II in quanto i motoneuroni sono più piccoli ed hanno un numero inferiore di filamenti contrattili. I mitocondri sono invece più numerosi e di dimensioni maggiori. Maggiore è anche il numero di capillari che irrorano la singola fibra. E' proprio l'abbondante contenuto di mioglobina e mitocondri a conferire a queste fibre il colorito rosso.

- **Fibre muscolari bianche (fibre di tipo II)**: sono caratterizzate da contrazioni rapide, alto consumo di ATP ed elevata efficienza di conversione di ATP in lavoro meccanico. Le fibre di tipo II sono caratterizzate da motoneuroni grandi ed un numero elevato di fibre. Possono essere distinte in due sottotipi a seconda dei loro processi metabolici e della loro suscettibilità alla fatica. Le fibre rapide suscettibili alla fatica (tipo II B) generano forza utilizzando un catabolismo anaerobico. Possiedono grandi scorte di glicogeno che fornisce energia per fosforilare ADP producendo al contempo acido lattico. Il rapido consumo di glicogeno e l'accumulo di acido lattico permettono di produrre elevati livelli di forza solo per brevi periodi di tempo, ed occorrono diverse ore prima che esse possano recuperare del tutto.

L'altro sottotipo di fibre sono le fibre rapide resistenti alla fatica (tipo II A), le quali generano contrazioni relativamente veloci poiché sono dotate di capacità aerobica che gli consente di resistere alla fatica per diversi minuti. Le fibre rapide vengono reclutate durante esercizi di breve durata che richiedono un grosso impegno neuromuscolare.

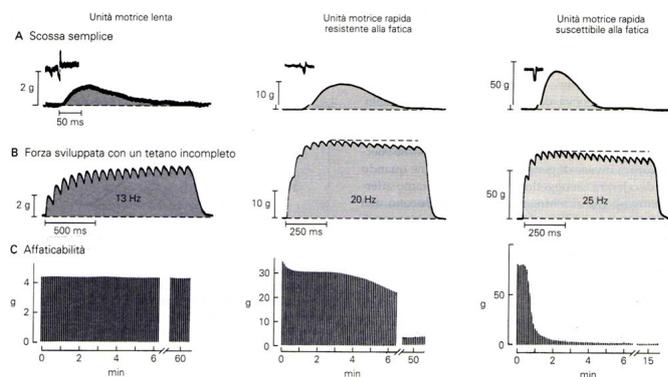


Figura 3.6: Tipi di fibre muscolari

Sia nelle contrazioni riflesse sia in quelle volontarie le unità motrici sono reclutate secondo un ordine prestabilito dato dal principio della dimensione: prima le fibre di dimensioni minori (tipo I) e poi quelle di dimensioni maggiori (tipo II). Quando la forza sviluppata dal muscolo si riduce, le unità motrici cessano di scaricare seguendo l'ordine opposto a quello di reclutamento: le unità grandi smettono di scaricare per prime.

Secondo il principio della dimensione le unità motorie sono quindi reclutate con un ordine che è direttamente proporzionale a forza generata e velocità di contrazione ed inversamente proporzionale alla resistenza a fatica. Grazie a questa regola nell'ordine di reclutamento si minimizza lo sviluppo della fatica, in quanto si utilizzano per la maggior parte del tempo le fibre muscolari più resistenti a fatica, mantenendo di riserva le fibre più suscettibili alla fatica finché non è necessario sviluppare forze più elevate.

Per fare un esempio, quando un muscolo deve sviluppare una forza modesta, tale forza è fornita soltanto da fibre di tipo I. Quando invece si devono sviluppare forze più elevate, sono prima reclutate le unità resistenti alla fatica (tipo I) e poi quelle suscettibili alla fatica (tipo II), secondo un ordine estremamente preciso, in base al livello di forza che ciascuna unità produce. La forza complessiva dipende sia dal numero di motoneuroni attivati sia dalla frequenza di scarica delle unità motorie attive.

3.3 La fatica muscolare

L'analisi della fatica viene effettuata solitamente per due scopi: per verificare le condizioni di un muscolo e per testare l'efficienza di uno specifico allenamento.

Le cause generali della fatica fisica che si prova dopo un lavoro muscolare intenso sono poco conosciute. Questo stato di malessere fisico è percepito prima che le cellule smettano di contrarsi. Inoltre le attività delle unità motrici sono sospese molto prima che le concentrazioni cellulari di ATP decadano a livelli troppo bassi.

Durante l'affaticamento si verificano variazioni metaboliche come l'aumento di concentrazione ematica di acido lattico ed una riduzione del pH che possono contribuire al senso di fatica, ma non spiegano completamente questo fenomeno.

L'applicazione protratta di stimoli ripetuti provoca, dopo un certo tempo, l'affaticamento del muscolo, che si manifesta con una progressiva diminuzione della sua risposta meccanica.

La fatica muscolare deve essere considerata come una risposta fisiologica conseguente ad un sovraccarico funzionale ed è agevolmente superata con il riposo ed il ripristino delle riserve energetiche dell'organismo.

Si suppone generalmente che l'affaticamento abbia come fondamento alterazioni funzionali del muscolo stesso, della giunzione neuromuscolare e delle

componenti del sistema nervoso che regolano l'attività motoria.

- **Fattori muscolari:** l'accumulo di acido lattico è uno dei fattori muscolari correlati con la diminuzione della forza massima sviluppata. Per far sì che il muscolo possa contrarsi in modo ripetitivo si deve raggiungere un equilibrio tra fornitura aerobica di energia e fabbisogno energetico. Se quest'ultimo non può essere garantito per via aerobica, si ricorre alla sintesi anaerobica di energia con conseguente accumulo di acido lattico nelle fibre muscolari. All'aumentare della concentrazione di acido lattico il pH diminuisce, alterando la composizione dell'ambiente intracellulare, che determina la riduzione della quantità di ioni Ca^{2+} che sono liberati dal reticolo sarcoplasmatico, ostacolando la contrazione.

Un altro importante fattore della fatica muscolare è l'esaurimento delle scorte di ATP, di fosfocreatina e di glicogeno nel muscolo stesso. L'ATP, che è l'unica sorgente diretta di energia per la contrazione, è contenuto nel muscolo in quantità assai esigue (4-6 mmol/kg di muscolo) e per questo, durante sforzi di notevole intensità, viene esaurito entro alcuni secondi. In modo analogo, la fosfocreatina, che rappresenta la fonte energetica più rapidamente disponibile per una nuova sintesi dell'ATP, è contenuta nel muscolo in quantità limitate (15-17 mmol/kg). Per quanto riguarda il glicogeno muscolare, è stato dimostrato che durante l'esercizio fisico protratto (oltre i 30 min), le scorte di questo materiale (13-15 g/kg di muscolo) vengono quasi completamente esaurite.

- **Giunzione neuromuscolare:** è la struttura mediante la quale il motoneurone stimola la fibra muscolare inducendo in essa il processo di contrazione. La fatica di trasmissione insorge in seguito ad un'eccitazione prolungata del motoneurone a frequenza elevata.

In questo tipo di fatica, la stimolazione diretta del muscolo dimostra che questo non ha perduto la sua capacità contrattile. La fatica di trasmissione può essere attribuita ad una diminuita capacità della giunzione neuromuscolare di trasmettere gli impulsi nervosi alla fibra muscolare. La causa potrebbe risiedere nella diminuzione della velocità di formazione e di liberazione del mediatore acetilcolina da parte della terminazione nervosa del motoneurone.

- **Sistema nervoso centrale:** la fatica che incide sulla prestazione muscolare è stata anche messa in correlazione con un possibile affaticamento dei centri nervosi che regolano l'attività motoria. La fatica dei centri motori è stata dimostrata mediante l'impiego di diverse tecniche, come ad esempio la misura dei tempi di reazione e l'applicazione di test atti alla valutazione dell'attività di coordinazione. Si pensa che quando il muscolo si affatica, da questo possano essere inviati al sistema nervoso segnali in grado di determinare fenomeni inibitori nelle cellule nervose del sistema motorio.

Dopo un periodo di riposo, la fatica diminuisce fino a scomparire e le alterazioni fisico-chimiche caratteristiche del muscolo affaticato vengono progressivamente rimosse. L'insieme dei fenomeni che si verificano durante una pausa di riposo che segue l'esercizio viene generalmente indicato con il termine re-

stauro. Le finalità del processo di restauro sono la ricostituzione delle riserve energetiche muscolari e la rimozione dell'acido lattico accumulato. Le riserve di ATP e di fosfocreatina sono rapidamente ricostituite durante i primi 3-5 minuti del restauro, mentre per il ripristino delle riserve di glicogeno muscolare possono rendersi necessari anche parecchi giorni e occorre l'assunzione di carboidrati tramite la dieta.

La rimozione dell'acido lattico, accumulatosi nel sangue e nel muscolo durante l'esercizio, può richiedere fino a oltre 60 minuti e avviene prevalentemente mediante due reazioni: la conversione in glucosio e l'ossidazione. La riconversione in glucosio riguarda soltanto una frazione minore dell'acido lattico complessivamente rimosso e avviene nel fegato e nel muscolo. L'ossidazione si svolge soprattutto nel muscolo scheletrico, ma si verifica anche nel cuore, nei reni e nel fegato.

Esistono numerosi indici fisiologici che possono essere utilizzati per monitorare l'approssimarsi dello stato di affaticamento. I più utilizzati sono: diminuzione della forza e della capacità di lavoro; modificazioni ematochimiche, quali la concentrazione dell'acido lattico e la diminuzione della riserva alcalina; alterazioni della funzione cardiocircolatoria, con particolare riferimento alla frequenza cardiaca ed alla pressione arteriosa; alterazioni della frequenza e della profondità del respiro; variazioni del quoziente respiratorio; aumento della temperatura corporea; peggioramento della coordinazione motoria; variazioni nei segnali mioelettrici.

Capitolo 4

Analisi del movimento

“Qualunque aspetto del movimento umano si voglia studiare, per prima cosa occorre osservarlo” (Galileo Galilei). A questo scopo si sfruttano i sistemi di analisi del movimento, i quali permettono lo studio quantitativo del movimento umano.

In principio l'analisi del movimento veniva utilizzata esclusivamente in ambito medico, in particolare per lo studio della fisiopatologia dell'apparato muscolo scheletrico. Col tempo si è poi cominciato ad utilizzarla anche in altri ambiti, quali l'ergonomia (progettazione di attrezzi e protesi secondo i principi della biomeccanica), lo sport (analisi quantitativa del gesto atletico, miglioramento delle prestazioni, prevenzione degli infortuni), o altro (animazione digitale, videogames, realtà virtuale).

Dal punto di vista metodologico, l'analisi del movimento richiede l'utilizzo simultaneo di diversi strumenti.

Tramite l'uso di telecamere e markers (stereofotogrammetria) è possibile ottenere parametri cinematici, quali gli angoli di flessione-estensione, abduzione-adduzione, rotazione interna-esterna alle articolazioni caviglia, ginocchio ed anca, velocità ed accelerazione. Oltre a questi dati, la ripresa video ci permette di avere informazioni qualitative di supporto all'indagine clinica, come ad esempio le traiettorie dei markers.

L'impiego di pedane di forza e di solette di pressione permette di ottenere le coordinate del centro di pressione, le forze e i momenti di reazione al suolo. Unendo questi dati a quelli ottenuti tramite le riprese video è possibile calcolare importanti variabili dinamiche: momenti e potenze alle articolazioni caviglia, ginocchio ed anca.

Sempre grazie ai sensori di pressione possono essere valutati parametri temporali, quali il periodo del ciclo del passo e gli intervalli di stance.

L'elettromiografia permette infine di misurare l'attività dei muscoli durante il movimento utilizzando dati registrati con elettrodi di superficie (sEMG).

Riassumendo, l'analisi del movimento comprende tutte le metodiche strumentali atte a fornire misure quantitative del movimento (cinematica: angoli-

li di movimento), cause dello stesso (dinamica: forze e momenti articolari), parametri spazio-temporali e dati elettromiografici del paziente.

4.1 L'analisi del cammino

Un'applicazione importante dell'analisi del movimento è la Gait Analysis, la quale permette una valutazione delle caratteristiche della postura e del movimento, nonché delle loro variazioni rispetto ad una situazione di normalità, che possono essere molto utili in campo clinico per la diagnosi di patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti.

La deambulazione in passato veniva registrata da un sistema di telecamere che consentiva di ottenere una misura qualitativa della locomozione del soggetto analizzato, interpretabile unicamente in modo soggettivo dal clinico. Molto spesso però tale tipo di rilevazione si è dimostrata troppo qualitativa ed incompleta. Infatti, l'analisi video non fornisce informazioni legate allo scambio di forze tra piede e terreno (dinamica) ed alla attività muscolare (elettromiografia) durante il movimento analizzato. Questi limiti sono superabili mediante l'utilizzo della Gait Analysis che consente di affiancare alle valutazioni qualitative bidimensionali delle valutazioni quantitative tridimensionali, relative alla cinematica, alla dinamica ed all'attivazione muscolare.

La semplicità dell'esame e l'assoluta non invasività permettono di monitorare anche pazienti poco collaboranti o caratterizzati da deambulazioni particolari.

I principali aspetti positivi di questa tecnologia sono la tridimensionalità (3D), la non invasività, la possibilità di fornire informazioni quantitative con elevata precisione, la possibilità di acquisire contemporaneamente dati relativi alla cinematica, alla dinamica ed all'attivazione muscolare ed il facile utilizzo.

Per analizzare il cammino è necessaria una sua definizione preliminare. Esso è il movimento determinato da una serie di attività motorie cicliche degli arti inferiori che permette di trasferire il peso corporeo sull'arto di supporto e quindi di avanzare l'arto controlaterale [45].

Durante la camminata 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 al fine di minimizzare lo sforzo da parte dei muscoli.

Durante l'incedere del corpo, un arto funge da sostegno mentre l'altro avanza

fino al successivo appoggio. In seguito i due arti si scambiano di ruolo ed entrambi i piedi sono in contatto con il terreno durante il trasferimento del peso del corpo da un arto all'altro.

Bisogna distinguere immediatamente due concetti che spesso vengono confusi, quello di passo e quello di semipasso. Il passo (gait), definito come l'equivalente del ciclo del passo, rappresenta l'unità funzionale di riferimento nella analisi del cammino. Esso è definito dall'intervallo di spazio e tempo tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede e rappresenta il riferimento temporale in cui vengono descritti tutti gli altri eventi biomeccanici e di attività muscolare. Il semipasso (step) è invece la distanza spazio-temporale tra l'appoggio di un piede (generalmente il tallone) e l'appoggio della stessa parte del piede controlaterale.

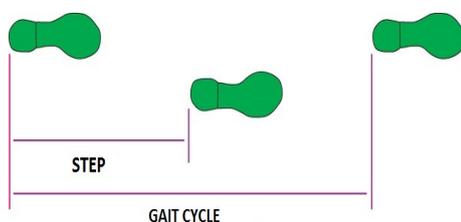


Figura 4.1: Differenza tra gait e step

4.1.1 Parametri del ciclo del passo

I parametri spaziali del ciclo del passo sono:

- Lunghezza del ciclo (gait stride): distanza tra il contatto iniziale di un piede (appoggio del tallone) ed il successivo contatto iniziale dello stesso piede (appoggio del tallone) (m);
- Durata del ciclo (gait cycle): tempo misurato dal contatto iniziale di un piede fino al successivo contatto iniziale dello stesso piede (s);

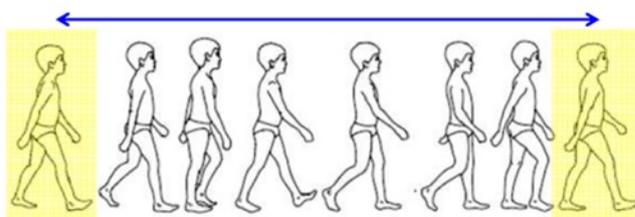


Figura 4.2: Gait stride

- Step length: distanza tra un punto di contatto di un piede con il suolo (solitamente il tallone) e lo stesso punto di contatto col suolo dell'altro piede (m);
- Durata del passo (step period): tempo misurato per compiere la step length (s);

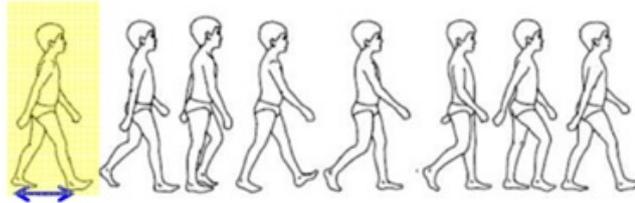


Figura 4.3: Step length

- Fase di appoggio (stance phase): periodo di tempo in cui il piede è appoggiato al suolo (s);

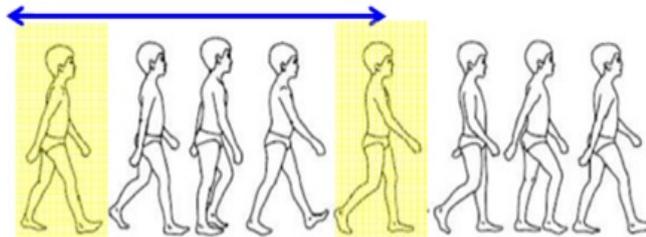


Figura 4.4: Fase di appoggio

- Fase di volo (swing phase): periodo di tempo durante il quale il piede non è mai a contatto col suolo (s);

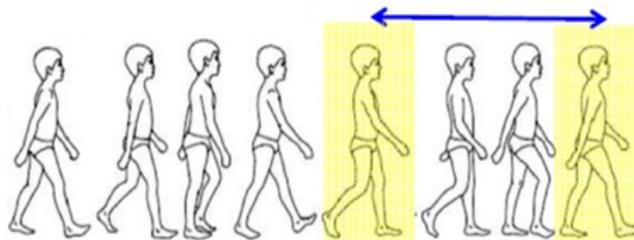


Figura 4.5: Fase di volo

- Doppio appoggio (double support): periodo di tempo in cui entrambi i piedi sono in contatto col suolo. Avviene due volte durante un singolo ciclo:
 - il doppio appoggio iniziale: costituisce l'inizio del ciclo del passo. Rappresenta il tempo in cui entrambi i piedi si trovano a contatto con il suolo dopo l'appoggio iniziale;
 - il doppio appoggio terminale: ha inizio con il contatto iniziale del piede controlaterale e continua finchè l'arto che era in appoggio inizialmente si distacca per l'oscillazione;

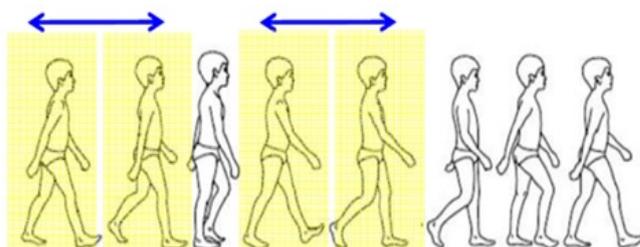


Figura 4.6: Doppio appoggio (double support)

- Appoggio singolo (single support): periodo di tempo in cui un solo piede è in contatto col suolo. Ha inizio quando il piede opposto si stacca dal suolo per iniziare l'oscillazione;

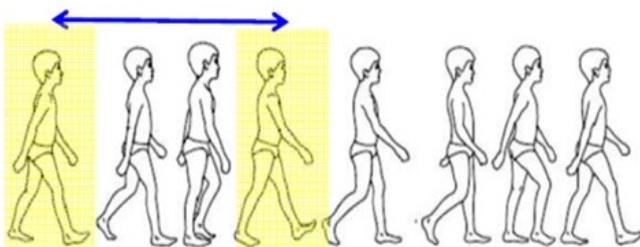


Figura 4.7: Singolo appoggio (single support)

- Velocità: velocità lineare lungo la direzione di progressione misurata su uno o più passi (m/s);
- Ritmo: cadenza del passo (passi/min);
- Stance/swing ratio: rapporto tra periodo di stance e swing;
- Stride width: distanza tra i due piedi, solitamente misurata tra i centri articolari della caviglia (m).

4.1.2 Le fasi del ciclo del passo

Il ciclo del passo è suddiviso in due fasi principali:

- fase di stance (fase di appoggio), durante la quale il piede è a contatto con il suolo. Occupa circa il primo 60% del ciclo;
- fase di swing (fase di sospensione), durante la quale il piede è sollevato e portato in avanti per l'appoggio successivo. Occupa circa l'ultimo 40% del ciclo.

J. Perry, in "The Gait cycle, Gait Analysis Normal and pathological Function" [45], ha distinto l'intero ciclo del passo in otto intervalli funzionali, chiamati fasi. La combinazione in sequenza delle fasi permette all'arto di portare a termine tre compiti base: accettazione del carico, appoggio su un singolo arto, avanzamento dell'arto.



Figura 4.8: Compiti base durante il passo

Fase di appoggio

La fase di appoggio si può dividere in cinque diverse sottofasi.

- 1) **Contatto iniziale** (initial contact, 0-2% del ciclo): comprende il momento in cui il piede, normalmente il tallone, tocca il pavimento.
- 2) **Risposta al carico** (loading response, 2-10% del ciclo): periodo di decelerazione durante il quale deve essere assorbito lo shock per il contatto con il suolo. Corrisponde alla fase di primo doppio appoggio.
- 3) **Appoggio intermedio** (midstance, 10-30% del ciclo): inizia quando il piede controlaterale viene sollevato e termina quando il peso è sopportato dalle teste metatarsali e dalle dita del piede di interesse. In questa fase l'arto supporta tutto il peso del corpo.
- 4) **Appoggio terminale** (terminal stance, 30-50% del ciclo): questa fase conclude il singolo supporto e termina quando l'arto controlaterale tocca il suolo.
- 5) **Pre-oscillazione** (pre swing, 50-60% del ciclo): è l'ultimo periodo della fase di stance, corrisponde al secondo doppio supporto. Incomincia con il contatto iniziale del piede opposto e termina con il distacco delle dita dell'arto in appoggio (toe-off).



Figura 4.9: Suddivisione della fase di appoggio

Fase di oscillazione

La fase di oscillazione si può, invece, suddividere in tre sottofasi:

6) Oscillazione iniziale (initial swing, 60-73% del ciclo): è il primo periodo della fase di swing: il piede è sollevato dal terreno e l'arto si muove in avanti. Il periodo termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede in appoggio.

7) Oscillazione intermedia (mid swing, 73-87% del ciclo): comprende l'avanzamento dell'arto fino al punto in cui è davanti all'altro.

8) Oscillazione terminale (terminal swing, del 87-100% del ciclo): l'arto decelera per un corretto posizionamento che lo prepari alla successiva fase di appoggio. Termina quando il tallone in esame tocca il suolo.



Figura 4.10: Suddivisione della fase di oscillazione

Funzioni dell'arto inferiore durante il passo

Ciascuna delle otto fasi del passo ha un preciso obiettivo funzionale ed è caratterizzata da uno schema di movimento utile a raggiungere tale obiettivo. La combinazione sequenziale delle fasi è inoltre in grado di far effettuare all'arto tre compiti di base: accettazione del carico, appoggio singolo e avanzamento dell'arto.

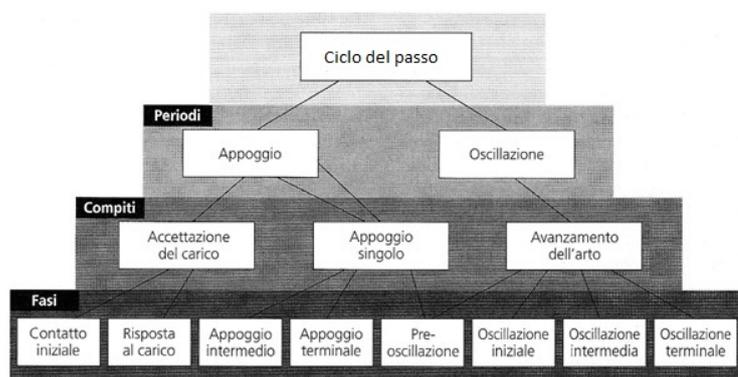


Figura 4.11: Suddivisione del ciclo del passo

ACCETTAZIONE DEL CARICO

L'accettazione del carico caratterizza l'inizio del periodo d'appoggio e determina le prime due fasi del passo:

FASE 1: CONTATTO DEL TALLONE

L'obiettivo di questa fase è la preparazione per l'appoggio del tallone.

Inizia con il posizionamento dell'arto in modo da iniziare l'appoggio con il rotolamento del calcagno. Il contatto con il terreno, realizzato dal tallone, genera una brusca e momentanea forza di reazione verticale, dal momento che si verifica una caduta libera del corpo. L'allineamento della linea di forza con le articolazioni introduce instabilità alla giunzione tibiotarsica ed all'anca mentre il ginocchio è stabile.

FASE 2: RISPOSTA AL CARICO

Gli obiettivi di questa fase sono l'assorbimento dell'impatto, il raggiungimento della stabilità sotto carico e la conservazione della progressione.

Inizia con il rotolamento del calcagno ed il trasferimento del peso sull'arto in appoggio che avvicina l'avampiede al suolo con conseguente flessione plantare. La flessione della tibiotarsica contribuisce all'assorbimento dell'impatto, mentre la flessione del ginocchio, introdotta dall'azione dei muscoli pretibiali, è sufficiente per mantenere la stabilità necessaria per la sicurezza del carico.

APPOGGIO SINGOLO

Il distacco del piede controlaterale per l'oscillazione determina l'inizio dell'appoggio singolo per l'arto a contatto con il suolo. Questo continua fino a quando il piede controlaterale non entra nuovamente a contatto con il terreno. Le fasi comprese sono:

FASE 3: APPOGGIO INTERMEDIO

Gli obiettivi di questa fase sono la progressione sul piede di appoggio, il raggiungimento della stabilità dell'arto e del tronco.

Questa fase inizia con il vettore di forza che modifica il proprio allineamento a livello di ogni articolazione. Man mano che l'arto ruota in avanti sul piede d'appoggio il punto critico per la stabilità dinamica si sposta dal ginocchio alla tibiotarsica, con il vettore che diventa anteriore alla tibiotarsica ed al ginocchio e posteriore rispetto all'anca. Il momento creato dalla progressione, che deriva dall'oscillazione dell'arto controlaterale e dal rotolamento del calcagno, porta la tibiotarsica in flessione dorsale e nella fase finale, all'estensione del ginocchio.

FASE 4: APPOGGIO TERMINALE

L'obiettivo di questa fase è la progressione del corpo oltre il piede in appoggio.

Il corpo ruota anteriormente sull'avampiede, la tibiotarsica flette dorsalmente e il calcagno si solleva poiché il ginocchio ha completato l'estensione. L'avanzamento del tronco sposta il vettore in avanti verso la tibiotarsica. Alla fine dell'appoggio terminale la rotazione del complesso tibiotarsica/piede porta il ginocchio in avanti oltre il vettore, dando inizio alla sua flessione.

AVANZAMENTO DELL'ARTO

L'avanzamento dell'arto inizia nella fase finale dell'appoggio (preoscillazione) necessaria per il corretto posizionamento dell'arto, che successivamente oscilla attraverso tre differenti movimenti: sollevamento, avanzamento e preparazione per il successivo appoggio.

FASE 5: PREOSCILLAZIONE

L'obiettivo di questa fase è il posizionamento dell'arto per l'oscillazione.

L'ampio arco di flessione del ginocchio inizia in questa fase di doppio appoggio, quando la tibiotarsica si flette plantarmente. L'avanzamento del vettore oltre le articolazioni metatarsofalangee e il trasferimento del carico da un arto all'altro liberano il piede permettendogli di ruotare determinando il sollevamento del calcagno. Questo sposta il ginocchio davanti al vettore e ne determina la flessione e l'avanzamento della coscia.

FASE 6: OSCILLAZIONE INIZIALE

Gli obiettivi di questa fase sono il sollevamento del piede dal suolo e l'avanzamento del piede controlaterale.

Il distacco delle dita segnala l'avanzamento dell'arto sollevato dal carico. La flessione del ginocchio aumenta per staccare il piede dal terreno. La flessione plantare della tibiotarsica è parzialmente ridotta mentre la flessione dell'anca fa ruotare la coscia in avanti.

FASE 7: OSCILLAZIONE INTERMEDIA

L'obiettivo di questa fase è l'avanzamento dell'arto.

La tibiotarsica flette dorsalmente fino alla posizione neutra, l'anca continua la sua flessione mentre il ginocchio comincia ad estendersi.

FASE 8 : OSCILLAZIONE TERMINALE

Gli obiettivi di questa fase sono il completo avanzamento dell'arto e la preparazione per l'appoggio.

Viene inibita l'ulteriore flessione dell'anca mentre il ginocchio continua ad estendere fino alla sua posizione neutra. La tibiotarsica rimane in posizione neutra.

4.1.3 Valutazione del controllo muscolare durante il passo

Controllo muscolare nella fase di appoggio

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

- Oscillazione terminale e contatto iniziale

Nella parte iniziale dell'oscillazione terminale i tre ischiocrurali proseguono l'attivazione dell'oscillazione intermedia con un picco di intensità per assorbire parzialmente l'impatto con il terreno, frenando prima la coscia e poi la gamba, mentre nella parte finale riducono la loro intensità per evitare la flessione del ginocchio. La flessione viene comunque contrastata dall'attivazione dei quattro vasti per assicurare la completa estensione del ginocchio necessaria per il contatto iniziale. La decelerazione del femore continua grazie all'azione dei due estensori monoarticolari dell'anca. La riattivazione dei muscoli pretibiali posiziona il piede per la successiva azione di rotolamento del calcagno.

- Risposta al carico

L'azione dei muscoli pretibiali raggiunge il picco di intensità nella parte iniziale della risposta al carico con lo scopo di frenare la velocità di flessione plantare passiva della tibiotarsica. Questo comporta il rotolamento del calcagno e la flessione del ginocchio per l'assorbimento dell'impatto. L'azione dei quattro vasti aumenta rapidamente fino a raggiungere il picco di intensità. La loro funzione consiste nel limitare la flessione del ginocchio, avviata

con il rotolamento del calcagno, e nell'assicurare una stabile accettazione del carico. Dopo che è stata controllata questa azione di flessione del ginocchio, i muscoli vasti si rilasciano rapidamente.

- Appoggio intermedio e appoggio terminale

Il muscolo vasto presenta un breve periodo di attività durante la parte iniziale dell'appoggio intermedio, per assistere l'estensione del ginocchio, ma di fatto la graduale progressione sul piede in appoggio viene assicurata dai flessori plantari della tibiotarsica. Il primo muscolo a essere attivato è il soleo. L'azione del soleo fornisce una forza di flessione plantare che frena la velocità di avanzamento della tibia. Il picco di attività del soleo si verifica in prossimità della fine dell'appoggio terminale, in risposta a due richieste: il vettore del corpo avanza fino all'avampiede creando un elevato momento dorsiflessorio che deve essere contrastato per mantenere la stabilità in carico; in secondo luogo, il distacco del tallone richiede un forte momento plantar-flessorio per sostenere il peso del corpo. L'azione del muscolo soleo cessa rapidamente non appena l'arto controlaterale tocca il terreno. L'attivazione del gastrocnemio segue rapidamente quella del soleo ed il suo incremento in intensità è analogo.

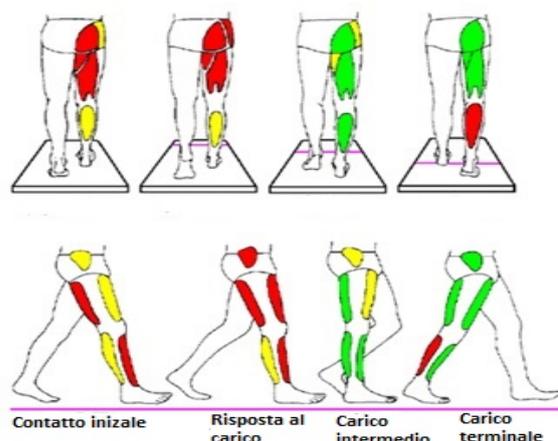


Figura 4.12: Muscoli attivi nella fase di appoggio

Controllo muscolare nella fase di oscillazione

La transizione dall'appoggio all'oscillazione è compiuta nella preoscillazione, a cui segue, nell'oscillazione iniziale, un'azione sinergica dei muscoli flessori che sollevano e fanno avanzare l'arto. Nell'oscillazione intermedia continua l'attività muscolare presente in quella iniziale, con una minima azione muscolare aggiuntiva.

- Preoscillazione

Nella preoscillazione il muscolo adduttore lungo si attiva per contrastare il

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

- Oscillazione iniziale

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

- Oscillazione intermedia

Nell'ultima fase i tracciati elettromiografici mostrano una significativa riduzione dell'attività dei flessori dorsali della tibiotarsica: l'unico muscolo dell'anca ad 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.

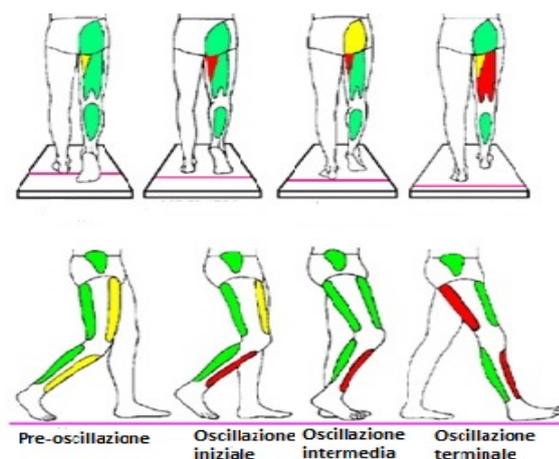


Figura 4.13: Muscoli attivi nella fase di oscillazione

4.2 Elettromiografia

L'elettromiografia (EMG) è una tecnica che permette di misurare i potenziali elettrici che si formano in un muscolo durante la sua contrazione. Questi potenziali sono causati dalla depolarizzazione elettrica delle fibre muscolari in risposta all'arrivo di un impulso elettrico alla sinapsi neuromuscolare (punto di contatto tra la terminazione di un nervo periferico e la membrana di una fibra muscolare).

Oggetto di studio dell'elettromiografia è quindi l'unità motoria (UM), cioè il complesso formato dal corpo cellulare del motoneurone, posto nelle corna anteriori del midollo spinale, dall'assone motore che parte da esso e dalle fibre muscolari che vengono innervate.

Il segnale EMG è la tensione rilevata con due o più elettrodi all'interno del volume conduttore oppure sulla superficie della pelle. Vi sono dunque principalmente due tipi di elettromiografia a seconda del tipo di elettrodo utilizzato:

- 1) elettromiografia ad ago o a filo, che è invasiva poiché si acquisisce il valore di potenziale dall'interno del muscolo. Tale tecnica fornisce un'informazione localizzata che permette l'individuazione e la separazione dei contributi dovuti ad unità motorie diverse;
- 2) elettromiografia di superficie (sEMG), in cui i sensori sono posti sulla cute. Il segnale superficiale è il risultato della sovrapposizione dei potenziali d'azione di tutte le unità motorie al di sotto degli elettrodi. Più i muscoli sono profondi, più la superficie in cui il potenziale è rilevabile aumenta e la sua ampiezza diminuisce.

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

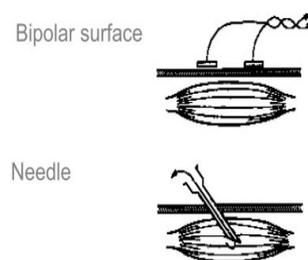


Figura 4.14: In alto è rappresentato un elettromiografo di superficie, in basso un elettromiografo ad ago

4.2.1 Elettromiografia di superficie

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

La contrazione del muscolo avviene quando il motoneurone attiva l'unità motoria, generando una distribuzione di potenziale nella regione di collegamento tra il neurone ed ogni fibra. Questa distribuzione si propaga per tutte le fibre, depolarizzando la zona subito successiva alla giunzione neuronale e propagandosi fino al tendine. L'unità motoria in contrazione può essere rappresentata, come scritto da Merlo e Campanini [43], come un tripolo con in serie un dipolo: la distribuzione di carica portata dal motoneurone entra nell'unico ingresso del tripolo le cui uscite si dirigono una verso l'entrata del dipolo, l'altra verso la cute, uscendo dalla fibra. In maniera simile, l'uscita del dipolo, il quale rappresenta la zona tendinea, porta alla propagazione del potenziale all'esterno del muscolo. Sono proprio queste diffusioni di cariche verso la cute che vengono acquisite dagli elettrodi.

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

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

Infine i disturbi restanti vengono eliminati applicando un filtro passa-banda, via software o via hardware, per tagliare le frequenze sotto i 10 Hz e quelle sopra i 450 Hz, che non rappresentano valori di EMG.

L'ampiezza del segnale rimanente è strettamente legata al livello di attivazione muscolare e può variare da valori di qualche microvolt fino a decimi di millivolt.

Sistema di acquisizione

Il rilevamento superficiale può avvenire in modo monopolare, bipolare (differenziale) o con schiere di elettrodi, come descritto da De Luca [20]. Se il

segnale viene rilevato tra un elettrodo posizionato sopra il muscolo ed uno situato in una zona elettricamente neutra che fa da riferimento, in genere l'osso, si parla di elettromiografia di superficie monopolare. Invece si parla di rilevamento bipolare nel caso in cui un amplificatore differenziale prelevi il segnale tra due punti dello stesso muscolo, allineati in direzione delle fibre. È necessario anche in questo caso un terzo elettrodo come riferimento. In questo modo non si rileva la tensione di modo comune.

La tecnica che utilizza schiere di elettrodi permette invece sia di osservare fenomeni di propagazione, sia di localizzare zone di innervazione e zone di terminazione delle fibre. Le serie di elettrodi sono equispaziate e disposte lungo una retta oppure lungo le righe e le colonne di una matrice bidimensionale [20].

Posizionamento delle sonde

Per avere il miglior segnale elettromiografico possibile è meglio applicare i due elettrodi parallelamente alla fibra muscolare, a metà tra l'unità motoria e la zona di innervazione. Esempi di vari posizionamenti e dei segnali che ne derivano sono rappresentati nella figura 4.15.

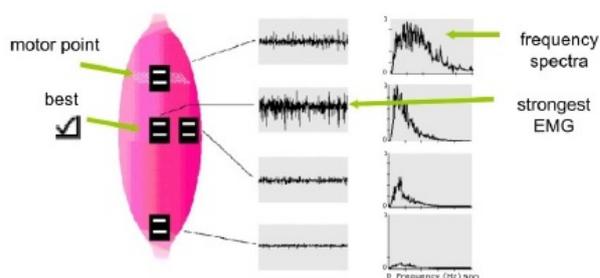


Figura 4.15: Rappresentazione del posizionamento degli elettrodi e del segnale elettromiografico che ne deriva

Secondo le linee guida presentate da Merlo e Campanini [43], il diametro migliore per la scelta degli elettrodi dovrebbe essere minore di 10 mm e la distanza tra i loro centri, nell'applicazione sulla cute, dovrebbe essere minore di 20 mm.

4.2.2 Fattori che influenzano il segnale EMG

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

- **Cross-talk:** è una distribuzione di potenziale data o dall'attivazione muscolare dei muscoli limitrofi a quello di interesse oppure dalla perturbazione

residua dell'attivazione muscolare. Avendo tutte le caratteristiche del segnale elettromiografico, essa non può essere distinta dalla contrazione del muscolo di interesse. Solo tecniche avanzate di analisi permettono di filtrare questo disturbo. La scelta dei muscoli da studiare diventa quindi di fondamentale importanza per ottenere un segnale quanto più ampio e quanto meno disturbato. Infatti acquisire il segnale da muscoli di grandi dimensioni e vicini alla superficie rende l'effetto del cross-talk meno rilevante. La lista prodotta da Merlo e Campanini [43] enumera alcuni muscoli di grandi dimensioni che sono vicini alla cute e su cui risulta più semplice eseguire un'analisi elettromiografica.

Per acquisire il segnale da muscoli profondi e di piccole dimensioni l'unica soluzione sarebbe quella di utilizzare l'elettromiografia ad ago, che può prelevare il segnale direttamente al livello del muscolo di interesse.

Oltre alla scelta dei muscoli, anche il posizionamento delle sonde può essere molto importante per ridurre il cross-talk.

- **Spessore dello strato sottocutaneo e profondità delle sorgenti di segnale:** tra il muscolo e la superficie della pelle vi sono diversi tessuti biologici, tra cui i vari strati di cute, grasso, tendini e vasi sanguigni. Ciò comporta la presenza di una resistenza di valore notevole che porta ad affievolire l'ampiezza del potenziale che dal muscolo si propaga fino all'elettrodo. Diventa allora importante che la sorgente del segnale non sia troppo lontana dalla superficie. Per ridurre questo problema si può intervenire in modo da diminuire la resistenza dei tessuti tramite una preventiva preparazione della zona di pelle su cui verrà posizionato l'elettrodo. La pelle deve essere pulita con sostanze abrasive oppure con alcool e sugli elettrodi deve essere applicato un apposito gel.

Il valore di resistenza della cute può arrivare a qualche mega ohm se non pulita, mentre di norma si dovrebbero ottenere valori di resistenza minori di 100 kOhm.

- **Inclinazione del sistema di riferimento rispetto all'orientamento delle fibre muscolari:** questo fattore è molto importante nell'attività dinamica, dove i movimenti delle articolazioni e degli arti possono cambiare la posizione relativa degli elettrodi. Tali fattori portano ad una variazione dell'ampiezza del segnale con una conseguente errata interpretazione dei dati.

- **Sistema di prelievo utilizzato e dimensione degli elettrodi:** vi sono diversi tipi di elettromiografi, da quelli più economici a quelli più prestanti. Importanti parametri per stimare la bontà di questi strumenti sono: la frequenza di campionamento, il numero di bit per la rappresentazione digitale, il numero di canali elettromiografici, i materiali con cui sono realizzati gli elettrodi e la loro dimensione. In particolare una maggiore area del sensore porta ad un notevole disturbo: essendo l'elettrodo sensibile ad una maggiore distribuzione di cariche, aumenta il problema del cross-talk.

- **Acquisizioni dinamiche:** uno dei problemi che riguarda in generale tutti quegli studi che si occupano di movimenti dinamici è la possibilità che la

distanza tra l'origine del segnale ed il punto di rilevazione vari nel tempo. Questa variazione è causata dalla variazione di lunghezza dei muscoli durante la contrazione e dal loro scorrimento rispetto alla cute ed agli elettrodi. Per limitare il problema possono essere usati pre-amplificatori, che, se vicini alla zona di rilevamento del segnale, consentono una minore sensibilità agli artefatti di movimento.

• **Ambienti elettronicamente rumorosi:** un ulteriore accorgimento per ridurre il rumore è quello di evitare ambienti elettronicamente molto rumorosi, cioè con molti dispositivi elettronici che possono originare interferenze. L'uso di amplificazione differenziale elimina gli artefatti e le interferenze che raggiungono entrambi gli elettrodi, cioè i segnali di modo comune. Il rapporto tra guadagno differenziale e guadagno di modo comune, CMRR (common mode rejection ratio), dà un'idea della qualità dell'amplificatore (dovrebbe essere superiore ai 95 dB).

Il segnale va convertito in digitale, con risoluzione a 12 o 16 bit. La frequenza di campionamento solitamente è compresa tra i 1000 ed i 1500 Hz. Essa deve essere, secondo il teorema di Shannon, almeno il doppio della massima frequenza del segnale, per evitare effetti di aliasing nella ricostruzione del segnale.

4.3 Indici di fatica

In questo paragrafo si riporta una revisione della letteratura al fine di offrire un panorama generale di alcuni dei parametri utilizzati fino ad oggi per valutare l'insorgenza di manifestazioni elettriche di fatica muscolare.

I processi di elaborazione dei segnali elettromiografici, come quelli di acquisizione, sono soggetti alle raccomandazioni SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [42].

Per lo studio del segnale elettromiografico è di fondamentale importanza l'identificazione di parametri che lo caratterizzino e che possano essere correlati ai fenomeni fisiologici: parametri quindi in grado di fornire informazioni sullo stato funzionale del muscolo in esame.

In base a quanto riportato in letteratura, la fatica muscolare viene rispecchiata in un significativo aumento dell'ampiezza del segnale EMG ed in uno spostamento dello spettro di potenza verso le basse frequenze [26,46].

L'aumento dell'ampiezza può essere attribuito al reclutamento neuromuscolare di ulteriori unità motorie e/o ad un aumento della sincronizzazione spaziale e temporale di tali unità.

Una maggiore concentrazione dello spettro intorno alle basse frequenze può essere invece collegato all'aumento del tempo in cui ogni singola unità motoria rimane attiva e ad una conseguente riduzione della velocità di conduzione.

4.3.1 Analisi nel dominio del tempo

Il segnale acquisito, definito segnale grezzo, consente di valutare i tempi di attivazione di un muscolo, ma non dà ulteriori informazioni.

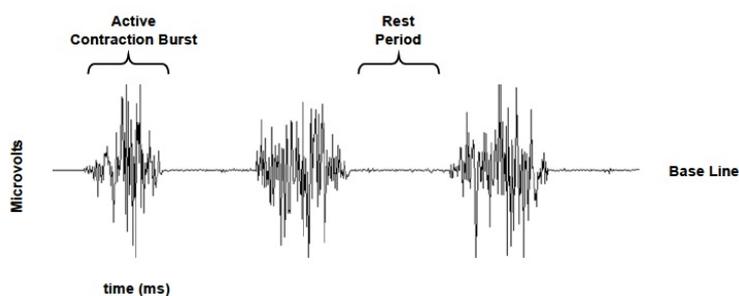


Figura 4.16: Segnale grezzo [55]

Occorre applicare al segnale un filtraggio passa-banda (via software) che tagli le frequenze esterne all'intervallo 10-450 Hz. Il segnale filtrato risulta quindi adatto alla successiva fase di analisi.

Un'operazione molto utilizzata è quella di rettificare il segnale (rettificazione full-wave): tutte le ampiezze negative vengono convertite in positive, cioè viene calcolato il valore assoluto del segnale. A questo punto è possibile ottenere dalla curva i parametri di ampiezza, come media, valore di picco e media quadratica (RMS). E' importante ricordare che l'informazione di ampiezza del segnale è legata soprattutto a quella di sforzo esercitato dal muscolo.

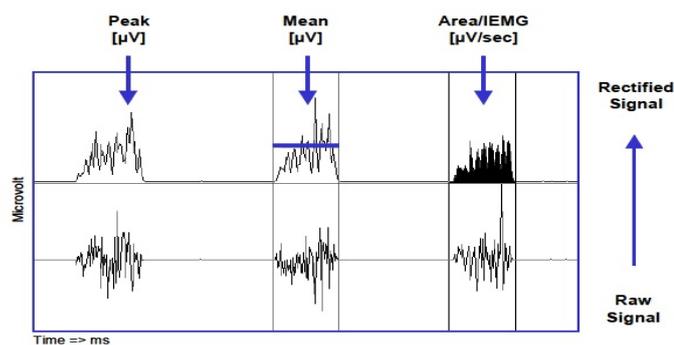


Figura 4.17: Segnale rettificato [55]

L'ampiezza del segnale sEMG è influenzata dal numero di motoneuroni attivi e da forma e velocità del potenziale di attivazione. L'ampiezza del segnale può essere stimata come valore medio del segnale rettificato (ARV, Average Rectified Value):

$$x_{ARV} = \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)| dt \quad (4.1)$$

Dove $x(t)$ rappresenta il segnale e T l'intervallo di osservazione. Il valore efficace (RMS, Root Mean Square value) è una definizione alternativa di ampiezza del segnale ed è definito come:

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt} \quad (4.2)$$

Da un punto di vista fisico il valore RMS è la radice quadrata della potenza media del segnale in un dato periodo, e quindi riflette la potenza elettrica del segnale.

Prima di calcolare il valore RMS è buona norma applicare al segnale una finestra a media mobile. In questo modo si regolarizza il segnale rendendolo più leggibile.

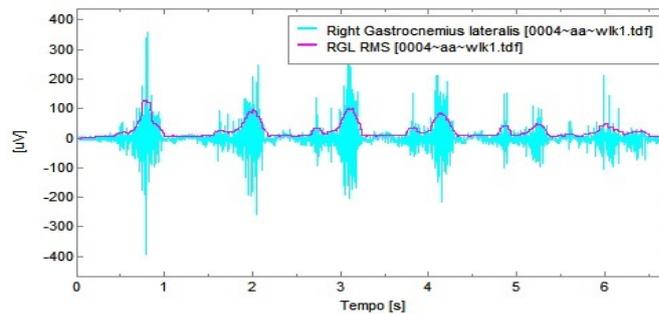


Figura 4.18: Segnale filtrato con una finestra a media mobile [55]

Applicando invece un filtraggio passa-basso inferiore ai 5 Hz si trova l'involuppo lineare (smoothing) del segnale, che viene regolarizzato in modo da evidenziarne l'andamento. L'involuppo fornisce informazioni sul reclutamento muscolare e risulta utile per effettuare medie e normalizzazioni e per trovare la posizione ed il valore dei picchi di attivazione.

L'involuppo viene solitamente normalizzato in ampiezza: nella maggior parte dei casi si normalizza la scala delle tensioni rispetto alla massima contrazione volontaria (MVC), che si ottiene con test specifici e mirati ai singoli muscoli. Esistono tuttavia modalità alternative, come ad esempio la normalizzazione rispetto al valor medio o al valore di picco. In ogni caso, normalizzando le ampiezze non cambia la forma d'onda, ma solo la scala dell'asse verticale.

Nel dominio del tempo si possono infine ricercare gli intervalli di onset/offset di un muscolo, che possono essere determinati in diversi modi. Un primo metodo consiste nel calcolare una soglia oltre alla quale il muscolo viene

considerato attivo. La soglia è data dalla media del segnale in condizioni di riposo, alla quale si somma la deviazione standard dal livello basale. Si stabilisce anche la durata minima durante la quale la tensione deve essere costantemente sopra alla soglia affinché il muscolo sia definibile attivo.

Un altro metodo per ricercare gli intervalli di onset ed offset è quello di definire la soglia come una certa percentuale di un picco interno all'intervallo analizzato, senza considerare il segnale basale.

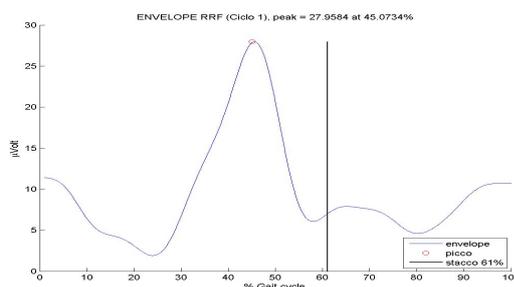


Figura 4.19: Envelope del segnale

4.3.2 Analisi nel dominio della frequenza

In molti casi la rappresentazione nel tempo non permette una buona percezione dell'informazione contenuta nel segnale. Per questo le rappresentazioni in frequenza rappresentano un'alternativa interessante.

Dal punto di vista dell'analisi dei segnali, il calcolo dello spettro di un segnale mioelettrico non è semplice poiché tale segnale è non stazionario, soprattutto in condizioni dinamiche. Solamente per contrazioni isometriche a forza costante si possono effettuare stime spettrali su intervalli temporali di quasi-stazionarietà.

González-Izal et al. [26] hanno così sintetizzato la letteratura in materia: secondo Bigland-Ritchie et al. (1981) i parametri spettrali sono correlati a variazioni nella velocità di conduzione nelle fibre muscolari e conseguentemente a cambiamenti nella durata dei potenziali d'azione delle unità motorie. Kouzaki et al. (2004), invece, hanno mostrato come maggiori decrementi della frequenza media siano legati a grandi fluttuazioni della forza muscolare. Da vari studi è stato poi osservato che, durante una serie di contrazioni statiche, la frequenza media generalmente diminuisce (Arendt-Nielsen and Mills, 1988; Moritani et al., 1986).

Per quanto riguarda protocolli dinamici di fatica, qualche autore ha verificato un decremento della frequenza media dello spettro (Tesch et al., 1990), mentre altri, durante un esercizio di camminata, non hanno osservato nessun cambiamento (Ament et al., 1996; Arendt-Nielsen and Sinkjær, 1991).

I diversi comportamenti della frequenza media possono essere parzialmente attribuiti a diversi fattori che causano cambiamenti nello spettro del segnale.

Petrofsky e Lind (1980) hanno trovato che la temperatura intramuscolare può indurre un aumento del contenuto spettrale del segnale Emg, con conseguente shift dello spettro verso frequenze maggiori e quindi con aumento della frequenza media. Di conseguenza, durante esercizi di fatica, ci sono principalmente due opposti fattori che influenzano il segnale mioelettrico: l'effetto indotto dalla fatica muscolare, che causa un decremento della frequenza media, e l'effetto indotto dall'aumento di temperatura intramuscolare dovuta all'esercizio, che causa un incremento della frequenza media. Risulta perciò possibile che durante certi esercizi, come ad esempio una camminata, i due effetti si compensino tra loro, rendendo minore o non-significativo il decremento della frequenza.

Passando ad aspetti più operativi, per valutare le componenti in frequenza del segnale si può calcolarne la trasformata di Fourier (FFT). Prima di questo passaggio è utile applicare al segnale un filtraggio passa-banda (via software) che tagli le frequenze esterne all'intervallo 10-450 Hz. Osservando la FFT risultante si nota come lo spettro di potenza sia concentrato tra i 10 e i 250 Hz.

La scelta di criteri oggettivi per la selezione della banda di frequenza è problematica. Il motivo è che la distribuzione dello spettro di potenza non dipende solo dallo sviluppo di fatica muscolare, ma anche da altri fattori quali la distanza tra gli elettrodi e la fibra muscolare, i tipi di elettrodi utilizzati, la posizione longitudinale degli elettrodi e la lunghezza delle fibre muscolari [24, 25]. Per ridurre il problema sono stati proposti, come indici di fatica muscolare localizzata, la velocità di variazione della frequenza media e della frequenza mediana [26].

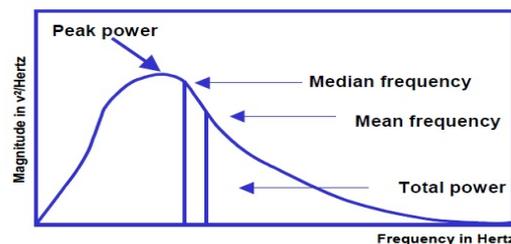


Figura 4.20: Spettro di potenza del segnale [55]

Nello specifico la frequenza mediana (MDF) è definita come la frequenza che divide lo spettro di potenza in due parti di uguale area:

$$MDF : \int_{F_1}^{F_{median}} PS(f) \cdot df = \int_{F_{median}}^{F_2} PS(f) \cdot df \quad (4.3)$$

Dove $PS(f)$ è lo spettro di potenza del segnale, mentre F_1 e F_2 sono le frequenze limite del segnale.

Per definire la frequenza media (MNF) è prima utile definire il concetto di momento spettrale. I momenti spettrali rappresentano l'area sottesa dalla curva dello spettro dopo che è stata moltiplicata per la frequenza elevata dell'ordine k (dove k è definito ordine del momento) come funzione peso. Pertanto, il momento spettrale permette di estrarre particolari caratteristiche dallo spettro di potenza del segnale.

Matematicamente il momento di ordine k è così definito:

$$M^k = \int_{F_1}^{F_2} f^k \cdot PS(f) \cdot df \quad (4.4)$$

La frequenza media è quindi definita come il rapporto tra momento spettrale di primo ordine e momento spettrale di ordine 0 [26]:

$$MNF = \frac{\int_{F_1}^{F_2} f \cdot PS(f) \cdot df}{\int_{F_1}^{F_2} PS(f) \cdot df} \quad (4.5)$$

Quando un muscolo è soggetto a fatica si nota una variazione dello spettro di potenza del segnale: cambiano sia la sua ampiezza che la sua frequenza. Il reclutamento delle unità motorie determina l'aumento dell'ampiezza dello spettro ed una diminuzione della frequenza media e mediana, legato ad uno shift dello spettro di potenza verso le basse frequenze. Questi cambiamenti sono causati da un decremento della velocità di conduzione del potenziale d'azione.

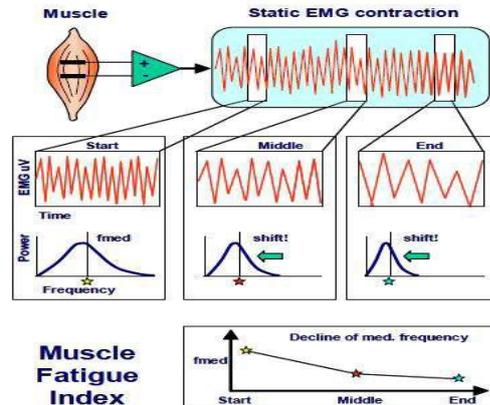


Figura 4.21: Spettro del segnale [55]

Tuttavia, come esposto anche in precedenza, è stato dimostrato che MNF e MDF sono dei parametri relativamente poco sensibili. In letteratura ci sono pareri discordanti riguardo i cambiamenti in frequenza del segnale Emg durante esercizi di fatica.

In particolare Vollestad [53], analizzando i metodi utilizzati per misurare la fatica muscolare, ha concluso che la validità dell'ampiezza e lo shift delle frequenze del segnale per valutare la fatica è discutibile, poichè non ci sono relazioni lineari tra esse.

Per superare il problema sono stati recentemente proposti nuovi indici (FInsmk) in grado di quantificare i cambiamenti spettrali nei segnali Emg durante esercizi di fatica. Tali indici sono basati sulle caratteristiche dello spettro del segnale Emg, ottenuto con la convenzionale FFT, e sono costruiti come la variazione del rapporto tra il momento spettrale di ordine -1 del segnale ed il momento spettrale di ordine da 2 a 5.

L'applicabilità dei momenti spettrali e le loro variazioni nel tempo per monitorare la fatica muscolare sono state sperimentate dettagliatamente da Dimitrov nel 2006 [24, 25].

Il momento spettrale di ordine -1 enfatizza l'aumento delle basse frequenze dello spettro, attribuibile all'aumento del periodo di refrattarietà delle cellule durante la fatica muscolare. I momenti spettrali di ordine dal 2 al superiore enfatizzano invece l'effetto del decremento delle alte frequenze, attribuibile all'aumento della durata dei potenziali d'azione intracellullari ed alla diminuzione della velocità di propagazione di suddetti potenziali.

In definitiva FInsmk, a differenza degli indici prima citati, non dipende dalla soggettiva selezione del punto di separazione tra regione a basse frequenze e regione ad alte frequenze.

Una simulazione matematica ha dimostrato che FInsmk riflette adeguatamente il cambiamento nella velocità di conduzione delle fibre muscolari e nella forma dei potenziali d'azione intracellullari osservati durante l'affaticamento muscolare [24].

Il parametro proposto da Dimitrov è stato utilizzato anche da González-Izal et al. [26], che hanno dimostrato come esso permetta una migliore valutazione della fatica muscolare se comparata con gli indici spettrali tradizionali.

Nel nostro lavoro il parametro di Dimitrov è stato calcolato utilizzando la seguente formulazione:

$$FI_{nsm5} = \frac{\int_{F_1}^{F_2} f^{-1} \cdot PS(f) \cdot df}{\int_{F_1}^{F_2} f^5 \cdot PS(f) \cdot df} \quad (4.6)$$

Dove $PS(f)$ è lo spettro di potenza calcolato usando la trasformata di Fourier, F_1 e F_2 sono rispettivamente 10 Hz e 450 Hz.

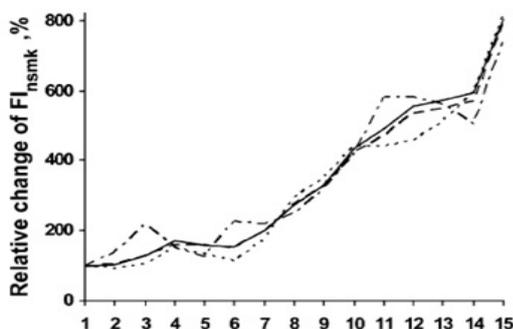


Figura 4.22: Esempio di utilizzo di $FInsm5$: il valore dell'indice incrementa col susseguirsi delle ripetizioni [24]

I cambiamenti nei valori di $FInsm5$ sono stati calcolati in relazione al valore ottenuto nella prima serie del corrispondente segnale. Quindi l'indice di fatica risultante viene così espresso:

$$\frac{FI_{nsm5}}{FI_{1sm5}} \cdot 100 \quad (4.7)$$

Dove n indica il numero della ripetizione in esame. In questo modo si riesce a valutare la variazione percentuale del parametro ad ogni ripetizione e la manifestazione di fatica è rispecchiabile nell'aumento percentuale di $FInsm5$.

4.3.3 Analisi tempo-frequenza

Contrazioni dinamiche sono comuni nei movimenti delle attività quotidiane ed il segnale elettromiografico di superficie rilevato nel loro caso è da considerarsi una realizzazione di un processo stocastico non-stazionario. Il motivo è che, durante una contrazione dinamica, entrano in gioco numerosi fattori legati alla fatica: cambia il numero di motoneuroni attivi, cambiano la forza e la potenza esercitate, variano la lunghezza del muscolo e la velocità di conduzione. Tutto questo contribuisce ad aumentare la non stazionarietà del segnale mioelettrico e ciò comporta che gli indici normalmente utilizzati per descrivere le variazioni dello spettro non risultino accurati per analizzare la fatica muscolare in una contrazione dinamica.

Bonato et al. [7], nel 1996, hanno studiato un insieme di distribuzioni tempo-frequenza della classe di Cohen, arrivando alla conclusione che la distribuzione di Choi-Williams fosse la più adatta per l'analisi del segnale elettromiografico di superficie di un esercizio dinamico. Alle stesse conclusioni sono arrivati Karlsson e Gerdle [30], e Molinari, Knafitz e Bonato [44].

La trasformata di Choi-Williams è così definita:

$$C(t, w) = \int \int \int x^*(u - \frac{1}{2}\tau) \cdot (u + \frac{1}{2}\tau) \cdot \phi(\theta, \tau) \cdot e^{-j\theta t - j\tau w + j\theta x} \cdot dx \cdot d\tau \cdot d\theta \quad (4.8)$$

Un indice di fatica basato su queste nuove tecniche è la frequenza media istantanea (IMNF) [44, 26], la quale è stata calcolata considerando la distribuzione temporale delle frequenze, così da tenere conto della non-stazionarietà del segnale.

Questo parametro rappresenta un gruppo di valori ottenuti calcolando la frequenza media per ogni istante di tempo. Il parametro IMNF è pertanto influenzato dagli stessi fattori fisiologici di MNF e MDF.

Usando tecniche tempo-frequenza, è stato identificato uno shift verso le basse frequenze e dunque un decremento nel valore di IMNF durante esercizi di fatica con contrazioni dinamiche [7, 44].

$$IMNF = \frac{\int_{F_1}^{F_2} f \cdot PS_{cw}(t, f) \cdot df}{\int_{F_1}^{F_2} PS_{cw}(t, f) \cdot df} \quad (4.9)$$

Dove $PS_{cw}(f, t)$ è lo spettro di potenza calcolato utilizzando la trasformata di Choi-Williams, F_1 e F_2 , come prima, sono rispettivamente 10 Hz e 450 Hz.

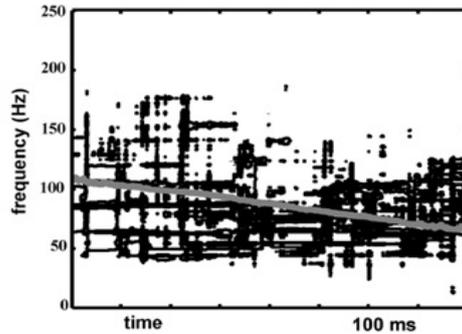


Figura 4.23: Esempio di shift di IMNF nel tempo verso le basse frequenze [44]

4.4 Analisi Emg in soggetti diabetici

In condizioni di deficit di insulina nel sangue si ha una minore quantità di glucosio che entra nelle cellule rimanendo invece nei vasi sanguigni. Il corpo risponde alla mancanza di glucosio nei tessuti con una maggiore produzione epatica, aumentando maggiormente i livelli ematici di glucosio, il che comporta l'occlusione dei capillari. Per questo motivo i soggetti diabetici

soffrono di stanchezza e debolezza causate soprattutto dall'assenza di energia necessaria alle cellule, che dovrebbe essere ottenuta dalla scissione del glucosio. In particolare, una volta che i tessuti muscolari hanno sfruttato tutta l'energia disponibile, si manifesta la fatica muscolare come risposta del corpo all'attività troppo prolungata. Non sorprende quindi che, potendo usufruire di una minore quantità di glucosio, nei soggetti diabetici si possa osservare una manifestazione precoce di fatica muscolare rispetto ai soggetti sani.

Grazie a tali considerazioni nasce l'idea di sfruttare l'analisi elettromiografica per valutare questa maggiore manifestazione di fatica muscolare.

L'analisi Emg di superficie in ambito sanitario viene applicata durante il cammino, perchè la camminata è un'azione che non necessita di una preparazione specifica. In più, per la posizione eretta dell'uomo, la difficoltà nella circolazione vascolare agli arti inferiori evidenzia manifestazioni di una certa patologia al sistema muscolare prima a questi arti rispetto a quelli superiori. In letteratura sono presenti molti articoli riguardanti l'utilizzo dell'Emg di superficie per studiare le complicanze legate al diabete. In questi articoli vengono solitamente esaminati due gruppi: quello dei controlli, cioè soggetti sani i cui dati sono utili come termine di confronto, e quello dei soggetti diabetici.

Le prime importanti conclusioni sono state tratte da Kwon et al.[34], che hanno riscontrato:

- anticipo dell'attivazione dei muscoli soleo e gastrocnemio mediale all'inizio della fase di stanche per migliorare la stabilità del piede, fenomeno confermato anche da Akashi e al. [1] e da Sawacha et al. [49]. Questo anticipo comporta un minore assorbimento dell'urto nell'istante di appoggio del piede, provocando un'alterata distribuzione delle pressioni plantari, ed una maggiore possibilità di sviluppo di ulcere negli arti inferiori.
- ritardo nella cessione dell'attivazione dei muscoli soleo, tibiale anteriore e vasto mediale nella fase di stanche, confermato da Sacco et al. [47], Akashi et al. [1] e da Sawacha et al. [49]. Questo ritardo è dato dalla necessità di trovare una maggiore stabilità nella camminata e porta ad una durata maggiore della fase di stanche del ciclo di cammino. Ciò comporta una maggiore distribuzione di pressione esercitata sul terreno e quindi una maggiore possibilità di insorgenza di ulcere plantari.
- diminuita velocità di cammino, che, come riportato da Sawacha et al. [49], può essere causata sia dalla minore propulsione esercitata dal muscolo gastrocnemio laterale nella parte finale dello stanche, sia dalla maggiore durata della fase di appoggio, sia dalla continua ricerca dell'equilibrio per la precaria stabilità.
- attivazione di muscoli dell'articolazione coxo-femorale per sopperire alla rigidità dell'articolazione tibio-tarsica: i pazienti conducono avanti la gamba nella fase di swing usando anche i muscoli della coscia, tra cui retto femorale e vasto laterale, invece che usare solo l'estensore comune delle dita ed il tibiale anteriore. Questo sistema di compensazione è definito hip strategy

ed è confermato anche da Sacco et al. [47], Akashi et al. [1] e da Sawacha et al. [49].

Attraverso altri studi Sawacha et al. [49] hanno confrontato i dati ottenuti da soggetti neuropatici, da soggetti diabetici ma non affetti da neuropatia e da soggetti di controllo. Dal confronto è stato evidenziato che le variabili che rappresentano il ciclo di cammino dei diabetici non neuropatici, grazie all'utilizzo di un buon sistema di compensazione nella camminata, non differiscono da quelle del gruppo dei controlli. Invece le variabili che descrivono il ciclo di cammino dei neuropatici risultano diverse da quelle dei controlli: ciò può essere legato all'impossibilità da parte dei neuropatici di applicare azioni compensatorie a causa della difficoltà nel controllo e della diminuita sensibilità dei muscoli distali.

Capitolo 5

Materiali e metodi

L'obiettivo del presente studio è l'individuazione delle manifestazioni elettriche di fatica in un gruppi di soggetti diabetici, con e senza vasculopatia, e in un gruppo di soggetti sani. Nel 2010 il comitato etico della Clinica dell'Università degli Studi di Padova ha approvato un protocollo che consente di valutare gli effetti di un apposito allenamento sulle manifestazioni elettriche di fatica e sui parametri clinici che caratterizzano la diagnosi di diabete e vasculopatia periferica. In particolare il protocollo è strutturato nel seguente modo:

- 1) Valutazione pre-esercizio, tramite camminata su treadmill, con acquisizione dei dati elettromiografici;
- 2) Protocollo di allenamento fisico che prevede un ammontare di 150 minuti di cammino alla settimana per 10 settimane;
- 3) Valutazione post-esercizio, tramite camminata su treadmill, con acquisizione dei dati elettromiografici.

5.1 Soggetti

I soggetti sono stati reclutati tra i pazienti assistiti dal Servizio di Diabetologia dell'Ospedale di Padova e tutti hanno firmato il consenso informato.

I partecipanti sono stati selezionati tra due gruppi. Il primo è formato da diabetici (diabete di tipo 2), di cui alcuni vasculopatici, di età inferiore a 75 anni. Questi soggetti sono tutti in grado di svolgere attività di cammino prolungato e non presentano complicanze ai piedi (ad esempio ulcere da piede diabetico) e al sistema cardiovascolare.

Il secondo gruppo, quello dei controlli, è invece composto da persone di età inferiore a 75 anni, in buono stato di salute, senza diagnosi di diabete e di complicanze agli arti inferiori e al sistema cardiovascolare.

I soggetti valutati sono in tutto 22 e sono stati suddivisi per le analisi in controlli, diabetici e diabetici con vasculopatia. Tale scelta è stata proposta per permettere di evidenziare le differenze, rilevabili dai segnali EMG, che

caratterizzano ognuna di queste tipologie.

I parametri che descrivono l'età e il BMI della popolazione (media e deviazione standard) sono riportati nella tabella seguente:

	Età (anni)	BMI (kg/m ²)
Controlli	57.86 ± 3.44	30.73 ± 8.89
Diabetici	53.18 ± 5.81	28.3 ± 5.63
Vasculopatici	61.75 ± 4.27	26.83 ± 2.23

Figura 5.1: Dati della popolazione di analisi

5.2 Strumentazione

HARDWARE

Treadmill

L'uso del treadmill, rispetto ad una camminata libera, consente alcuni vantaggi: c'è maggior controllo dell'atto motorio, l'esercizio può essere svolto su un'area piccola, possono essere analizzati un gran numero di passi e può essere stabilita la velocità di avanzamento.



Figura 5.2: Paziente mentre esegue l'esercizio su treadmill

Elettromiografo

In questo lavoro sono stati usati due differenti elettromiografi, uno wireless ed uno wired. Il primo è il FreeEMG della BTS S.r.l., e sfrutta sonde a tecnologia wireless, le quali inviano il segnale alla Patient Unit, un dispositivo elettronico di analisi ed invio dei dati che si introduce in un marsupio posto nella fascia addominale del soggetto. Il secondo elettromiografo utilizzato è il PocketEGM, sempre della BTS. La differenza, rispetto al FreeEMG sta nel collegamento tra la Patient Unit e gli elettrodi, che è via cavo. In entrambi gli elettromiografi sono sfruttabili 16 canali elettromiografici, con risoluzione

a 16 bit e che lavorano ad una frequenza rispettivamente di 4 kHz per la versione FreeEMG e di 10 kHz per quella PocketEMG.

Per quanto riguarda il PocketEMG, i cavi devono essere fissati alla pelle con del nastro adesivo per evitare sia che a causa del movimento continuo l'elettrodo si distacchi anche solo parzialmente, sia per limitare gli effetti di disturbo dei cavi durante la camminata.



Figura 5.3: FreeEMG e PockeEMG della BTS Bioengineering S.r.l.

Gli elettrodi utilizzati sono gli ARBO ECG Diam. 24 mm - H124SG, in cui la superficie del sensore (in Ag/AgCl) è di 80mm^2 , con area adesiva di 251mm^2 e diametro massimo di 24 mm con spessore di 1 mm.



Figura 5.4: Sonda dello strumento BTS FREEEMG

Solette di pressione

Nelle scarpe dei soggetti vengono introdotte le solette del Pedar-X. Il sistema Pedar, prodotto dall'azienda Novel, è uno strumento di alta qualità in grado di misurare la distribuzione delle pressioni plantari all'interno della scarpa e di controllare localmente i carichi che agiscono tra il piede e la calzatura. La superficie di ogni soletta è suddivisa in 99 sensori capacitivi, ciascuno dei quali è in grado di ottenere il rispettivo valore di pressione misurata in N/cm^2 .

I dati vengono acquisiti dalle solette ed inviati via cavo ad un dispositivo elettronico in grado di analizzarli e registrarli. Da questi dati si possono facilmente ricavare informazioni sull'intervallo temporale in cui è più probabile riscontrare affaticamento muscolare dall'analisi elettromiografica.

Dopo aver inserito le solette nelle scarpe ed averle collegate al Pedar-X box attraverso un cavo, si fissa il box in una fascia con il velcro che viene disposta attorno alla vita del soggetto.

Principali caratteristiche delle solette:

- spessore soletta: 1 mm
- peso box: 360 g
- numero dei sensori capacitivi: da 85 a 99
- range di pressione: 15-600 o 30-1200 kPa
- risoluzione: 2.5 o 5 kPa
- tempo di registrazione su memoria flash: 25 minuti
- frequenza di campionamento massima: 100 Hz



Figura 5.5: Sistema Pedar-X della Novel

Webcam

Per registrare il video del test di valutazione è stata adoperata una semplice webcam. Grazie al video è possibile fare un tracking dei punti di interesse ed inoltre ricavare importanti informazioni temporali sui cicli del passo.

SOFTWARE

● **Smart Analyzer:** è un software che consente di integrare dati cinematici acquisiti con il sistema di motion-capture SMART con dati provenienti da dispositivi analogici come piattaforme di forza o, nel nostro caso, elettromiografi.

Smart Analyzer presenta un'interfaccia a blocchi che permette di costruire protocolli di analisi personalizzati, ovvero procedure per elaborare automaticamente i segnali ed ottenere le informazioni desiderate. In questo modo si possono elaborare dati biomeccanici calcolando distanze, angoli, velocità, accelerazioni (lineari e angolari), forze, momenti e potenze.

È possibile visualizzare dati tridimensionali, grafici e tabelle; utilizzare tecniche quali l'interpolazione, lo smoothing ed il filtraggio dei segnali; selezionare manualmente gli eventi.

I dati possono essere importati ed esportati in diversi formati e presentati in un report.

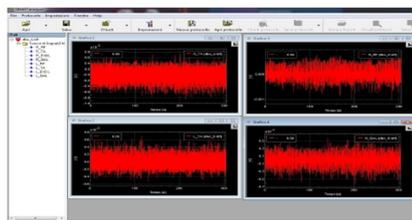


Figura 5.6: Schermata del software Smart Analyzer

- **Matlab R2013:** è un linguaggio di alto livello per il calcolo numerico, la programmazione, l'analisi e la visualizzazione dei dati. MATLAB consente inoltre di sviluppare algoritmi e creare modelli e applicazioni. Il linguaggio, gli strumenti e le funzioni matematiche incorporate permettono di raggiungere una soluzione più velocemente rispetto all'uso di fogli di calcolo o di linguaggi di programmazione tradizionali. [Mathworks.it]

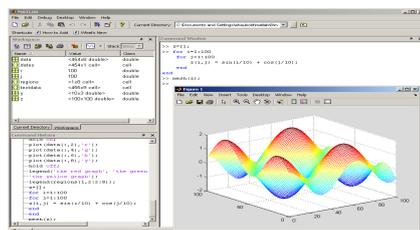


Figura 5.7: Schermata del software Matlab

- **Novel:** il software Novel Pedar-x per l'acquisizione dati contiene varie opzioni di analisi e visualizzazione. Permette l'applicazione di maschere che consentono all'utente di selezionare determinate aree di sensori. Consente di vedere l'animazione delle fasi di contatto del piede, la mappa delle pressioni e la rappresentazione della linea del centro di pressione (COP). Il software consente anche di selezionare determinati passi e di fare loro un'analisi di cronometraggio.

Nella schermata del programma è presente la Pressure Picture, una figura che contiene la distribuzione della pressione per ciascun piede. Accanto a questa è visibile la scala cromatica utilizzata per identificare il valore di pressione. I diversi colori dei sensori aiutano l'utente a distinguere velocemente il valore delle pressioni impresse.

Nella schermata sono presenti inoltre i grafici che riproducono i valori di forza, pressione ed area in funzione del tempo per ogni piede.

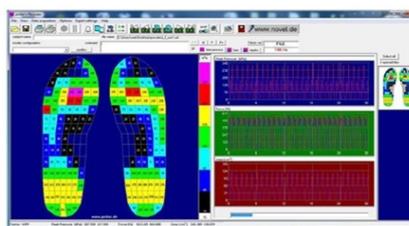


Figura 5.8: Schermata del software Novel

- **IBM SPSS Statistics:** è un sistema completo per l'analisi statistica dei dati. SPSS Statistics è in grado di elaborare dati provenienti da quasi tutti i tipi di file e di utilizzarli per generare rapporti con tabelle, grafici, trend, statistiche descrittive e complesse analisi statistiche. L'editor dei dati offre uno strumento simile ad un foglio di calcolo semplice ed efficiente per l'immissione di dati e la visualizzazione dei file di dati di lavoro. [Manuale di IBM SPSS Statistics]

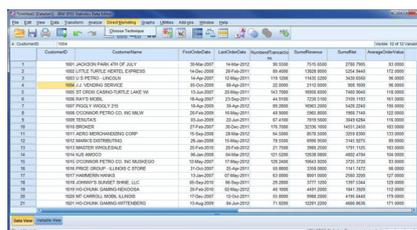


Figura 5.9: Schermata del software IBM SPSS Statistics

- **Microsoft Excel:** è un programma dedicato alla produzione ed alla gestione dei fogli elettronici. La maglia di righe e colonne in cui è suddiviso un foglio di calcolo identifica una serie di celle che sono le entità elementari in cui si memorizzano dati o con cui si specificano calcoli.

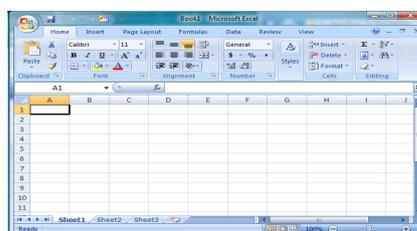


Figura 5.10: Schermata del software Microsoft Excel

5.3 Protocollo di esercizio su treadmill

Per agevolare il collegamento di tutti gli strumenti viene richiesto al paziente di indossare maglietta, scarpe sportive e pantaloncini corti.

Prima di cominciare il test vengono applicati i sensori necessari per il rilevamento del segnale elettromiografico sul soggetto, mentre nelle scarpe vengono introdotte le solette del Pedar-X.

I sensori elettromiografici sono elettrodi monouso che tramite una patina adesiva vengono fissati sulla pelle (preventivamente pulita) all'altezza dei muscoli di interesse, che nel nostro caso sono: retto femorale (RF), tibiale anteriore (TA), estensore lungo delle dita (EXDL) e gastrocnemio laterale (GAL).

La scelta è legata sia alla presenza di questi muscoli nella lista di Merlo e Campanini [43], dove sono elencati una serie di muscoli in cui l'analisi elettromiografica è affetta da disturbi deboli, sia perché monitorare l'attivazione di questi muscoli porta a risultati significativi nello studio della camminata [49].

In ogni muscolo vengono fissati due sensori a distanza di 1 cm circa e secondo la direzione di massima lunghezza delle fibre. Infine deve essere posizionata la massa, un elettrodo che viene collegato quanto più possibile a contatto con l'osso, il cui valore di potenziale sarà il riferimento per i valori di tensione acquisiti dagli altri sensori. Generalmente l'elettrodo di riferimento viene fissato sul gomito del paziente.

L'esercizio è suddiviso in tre fasi:

- 1) Fase di riscaldamento: il soggetto deve camminare per 2 minuti e 30 secondi ad una velocità di 2 km/h ad una pendenza dello 0%;
- 2) Fase centrale: il soggetto deve camminare per 35 minuti ad una velocità di 4 km/h ad una pendenza del 2%;
- 3) Fase di defaticamento: il soggetto deve camminare per 2 minuti e 30 secondi ad una velocità di 2 km/h ad una pendenza dello 0%.

Il segnale elettromiografico viene acquisito in intervalli consecutivi di 5 minuti durante tutto il test mentre i dati rilevati dalle solette di pressione vengono registrati in 3 blocchi che comprendono le tre fasi del protocollo.

PROTOCOLLO DI ALLENAMENTO

Secondo le linee guida dell'American College of Sports Medicine (ACSM) e dell'American Diabetes Association (ADA) è stato stabilito il protocollo di esercizio fisico che i soggetti devono eseguire nel periodo di 10 settimane compreso tra le due sessioni di acquisizione.

Il protocollo prevede che i soggetti camminino ad un'intensità moderata per almeno 150 minuti alla settimana, distribuiti in tre giorni con non oltre due giorni consecutivi di assenza di attività.

Per monitorare l'effettiva esecuzione del protocollo di esercizio è stato conse-

gnato un contapassi ad ogni soggetto affinché venissero registrati la velocità media ed i minuti totali di cammino. Inoltre, grazie alla visualizzazione della velocità istantanea, il contapassi dovrebbe consentire di mantenere un'intensità di esercizio tale da rispecchiare le linee guida di ACSM e ADA.



Figura 5.11: Contapassi della New-Feel per il monitoraggio dell'esercizio

MUSCOLI ANALIZZATI

Si è scelto di monitorare soltanto i seguenti muscoli in quanto, secondo la letteratura [49], essi sono quelli maggiormente coinvolti durante il gesto motorio della camminata.

Retto femorale

Ha origine in corrispondenza della spina iliaca antero-inferiore e si inserisce nel margine prossimale della rotula e sulla tuberosità della tibia. Con la sua contrazione, che inizia nella parte finale della preoscillazione (56% ciclo del passo) e continua per tutta la fase di oscillazione iniziale (70%), collabora all'estensione della gamba nell'azione di spinta posteriore e permette la flessione della coscia per il sollevamento dell'arto. Nella fase di oscillazione terminale e di risposta al carico, l'azione del retto femorale serve a stabilizzare l'articolazione dell'anca per ridurre i traumi causati dall'impatto del tallone sul terreno.

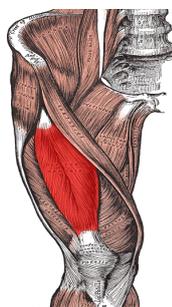


Figura 5.12: Retto femorale

Tibiale anteriore

Ha origine sulla faccia laterale della tibia e si inserisce nella faccia plantare dell'osso cuneiforme, alla base del primo osso metatarsale. Il tibiale anteriore comincia la sua attivazione nella fase finale della preoscillazione (56% ciclo del passo) per poi intensificarsi durante l'oscillazione iniziale per effettuare il sollevamento del piede. L'azione dei muscoli pretibiali nelle ultime due fasi dell'oscillazione assicura la continuazione della flessione dorsale della tibiotarsica ed il posizionamento del piede per l'azione di rotolamento. Nel contatto iniziale il tibiale anteriore stabilizza l'articolazione tibiotarsica frenando la velocità di flessione plantare e consentendo la progressione durante la risposta al carico.



Figura 5.13: Tibiale anteriore

Gastrocnemio laterale

Ha origine al di sopra del condilo mediale del femore (capo mediale) e del condilo laterale del femore (capo laterale). I due capi si uniscono fra loro e si inseriscono nella tuberosità calcaneare con il tendine del muscolo soleo. L'attività del gastrocnemio ha inizio poco dopo la fase di appoggio intermedio (10% ciclo del passo). Il gastrocnemio ha la funzione di estendere il piede, ruotandolo internamente grazie alla flessione della caviglia, e partecipa anche alla flessione della gamba essendo un muscolo biarticolare. Con la sua contrazione partecipa, inoltre, all'inizio della preoscillazione ed all'elevazione del tallone da terra.



Figura 5.14: Gastrocnemio

Estensore lungo delle dita

E' un muscolo anteriore della gamba. Si trova lateralmente al muscolo tibiale anteriore ed origina dal condilo laterale della tibia. I fasci muscolari volgono in basso e continuano con un robusto tendine che, passato sotto ai retinacoli dei muscoli estensori, si divide in quattro tendini secondari, ciascuno dei quali destinato a ognuna delle quattro dita. Questo muscolo contraendosi, estende le ultime quattro dita e contribuisce alla flessione dorsale, all'abduzione ed alla rotazione esterna del piede.



Figura 5.15: Muscolo estensore lungo delle dita del piede

5.4 Analisi dei dati

Le variabili analizzate sono quelle discusse nel paragrafo riguardante gli indici di fatica (4.3), cioè: RMS, MNF, FInsm5, IMNF.

Dopo aver studiato la letteratura, si è scelto di analizzare i segnali elettromiografici seguendo due differenti vie.

In un primo momento sono stati analizzati 10 burst consecutivi all'interno di ogni fase dell'esercizio. In seconda battuta sono stati selezionati ed analizzati 10 cicli del passo consecutivi all'interno di ogni fase.

5.4.1 Analisi dei burst

I burst rappresentano le parti di segnale in cui il muscolo è considerato attivo. Tramite l'uso del software Smart Analyzer, che permette di osservare i grafici del segnale in tensione rispetto all'evoluzione nel tempo, sono stati selezionati 10 burst consecutivi per ogni fase della camminata. Il procedimento è stato svolto per il segnale di ogni muscolo.

Una volta ricavati i segnali ed i tempi corrispondenti, è stato possibile usarli come input di un codice Matlab creato appositamente per calcolare gli indici di fatica.

Descrizione del codice:

Ogni burst, durante l'analisi, viene suddiviso in due parti, in modo da poter verificare la variazione dei parametri tra la prima e la seconda parte.

Come prima cosa al segnale viene applicato un doppio filtraggio passa-banda con un filtro Butterworth di ordine 5 e frequenze di cut-off pari a 10 e 450 Hz. Grazie a questo filtro vengono rimossi gli artefatti da movimento (basse frequenze) ed il rumore (alte frequenze).

Successivamente, per poter calcolare il valore RMS, il segnale viene rettificato e regolarizzato tramite una finestra a media mobile.

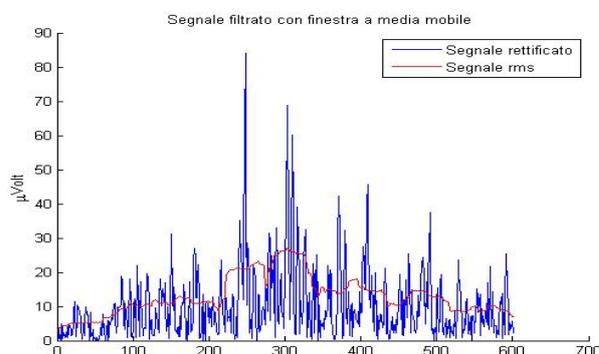


Figura 5.16: Segnale rettificato e filtrato con una finestra a media mobile

Tornando ad usare il segnale filtrato, se ne fa la trasformata di Fourier ottenendo così lo spettro di frequenza, dal quale, tramite apposite funzioni, vengono calcolati i valori di MNF e FInsm5.

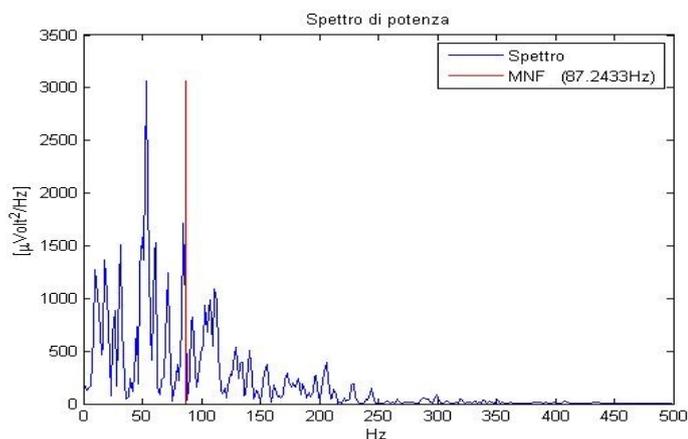


Figura 5.17: Spettro del segnale

A questo punto, a partire sempre dal segnale filtrato, viene calcolata la trasformata in tempo-frequenza (tramite la distribuzione di Choi-Williams), da cui si può poi ricavare il valore di IMNF.

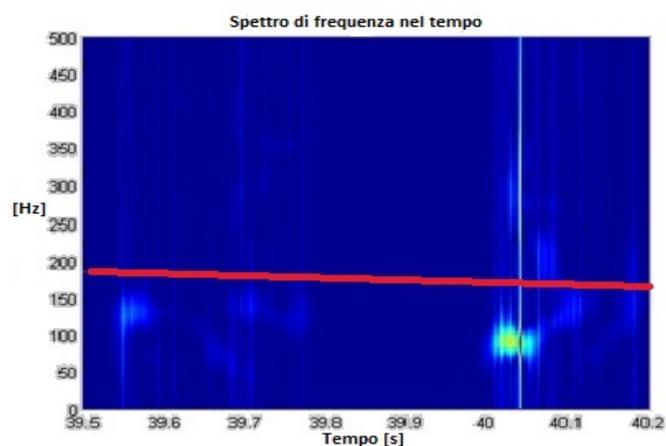


Figura 5.18: Trasformata tempo-frequenza del segnale. La linea rossa rappresenta i valori di IMNF

Una volta ottenuti tutti questi parametri si è scelto di calcolare, per ogni burst, il valore RMS medio e le variazioni di RMS, di MNF, di FInsm5 e di IMNF.

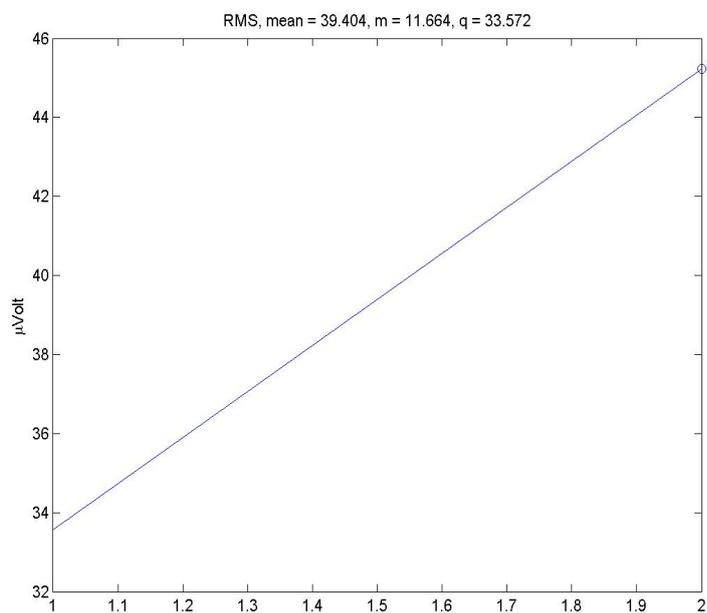


Figura 5.19: Esempio di variazione di RMS

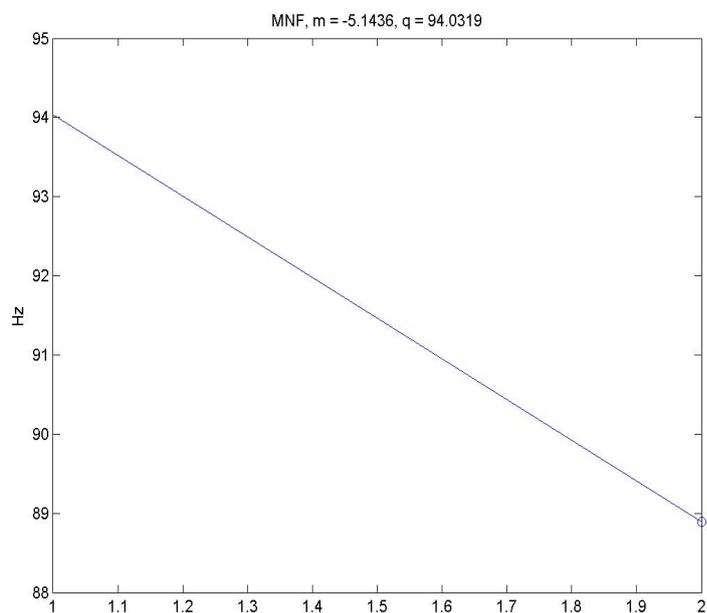


Figura 5.20: Esempio di variazione di MNF

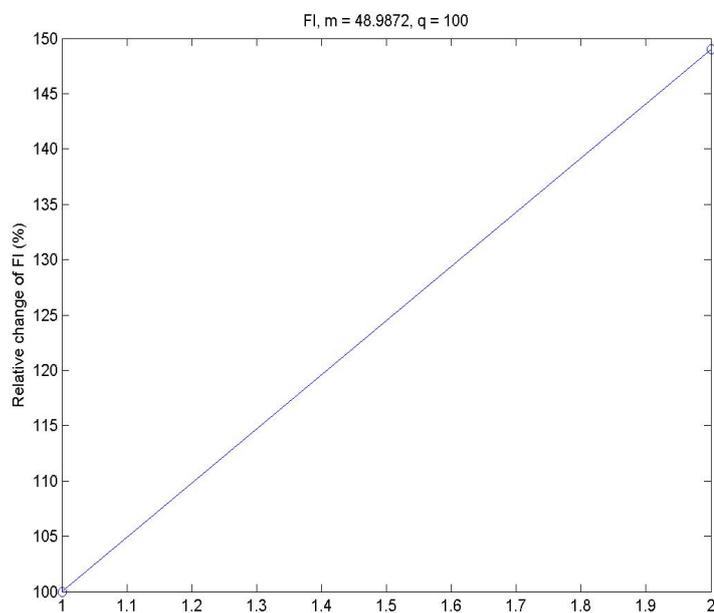


Figura 5.21: Esempio di variazione di FInsm5

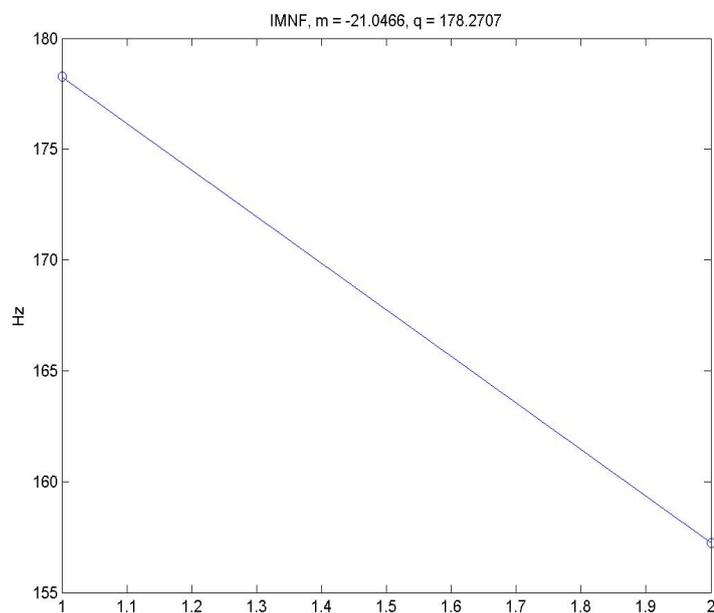


Figura 5.22: Esempio di variazione di IMNF

5.4.2 Analisi dei cicli del passo

A differenza dei burst, che rappresentano solo i periodi di tempo in cui il muscolo è considerato attivo, i segnali derivanti dal ciclo di passo contengono anche le fasi non attive del muscolo presenti nell'intervallo di tempo prescelto.

I cicli del passo sono stati selezionati, tramite l'uso del software Novel, in modo tale che i loro tempi corrispondessero a quelli in cui sono stati selezionati i burst utilizzati nel primo studio.

Dai tempi dei cicli selezionati si è individuato, usando il software Smart Analyzer e facendo riferimento al muscolo tibiale anteriore destro, l'istante iniziale del primo burst successivo all'inizio del ciclo del passo e l'istante iniziale del primo burst successivo all'istante finale del ciclo del passo. Si è scelto di usare i burst riferiti al muscolo tibiale anteriore poiché la sua attivazione corrisponde all'inizio del ciclo del passo.

Ricavati i tempi ed i rispettivi segnali, si è utilizzato un codice Matlab creato ad hoc per analizzarli.

Descrizione del codice:

Innanzitutto vengono sincronizzati i tempi acquisiti da pedar ed elettromiografi per ottenere le giuste corrispondenze nel ciclo del passo.

Il segnale grezzo viene poi rettificato e filtrato con un doppio filtraggio passa-basso con un filtro Butterworth di ordine 5 e frequenza di cut-off pari a 5 Hz. Ciò che si ottiene è l'envelope del segnale, dalla quale è possibile ricavare il valore del picco di attivazione e la sua posizione, intesa come posizione percentuale all'interno del ciclo di passo. Si è scelto di eseguire il suddetto calcolo sia per l'envelope pura, sia per l'envelope normalizzata alla sua media, utile per poter confrontare i valori inter-soggetto.

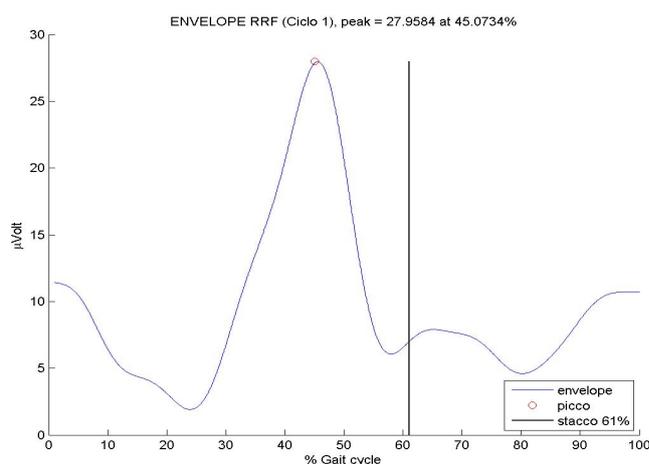


Figura 5.23: Envelope del segnale con relativo picco

Successivamente al segnale grezzo viene applicato un doppio filtraggio passa-banda con un filtro Butterworth di ordine 5 e frequenze di cut-off pari a 10 e 450 Hz.

Per calcolare il valore RMS, il segnale filtrato viene rettificato e regolarizzato tramite una finestra a media mobile.

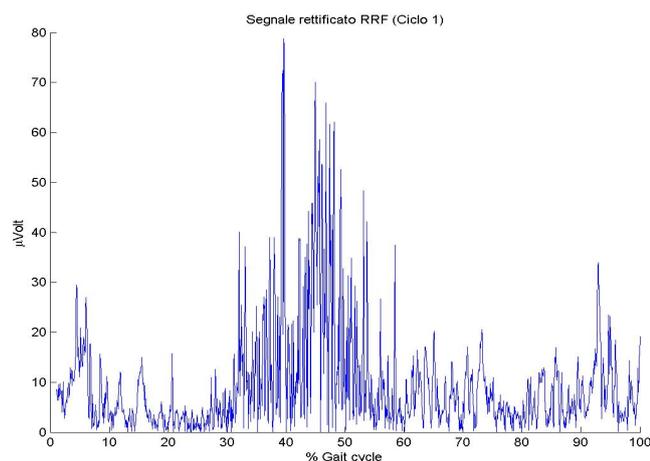


Figura 5.24: Segnale filtrato e rettificato

Tornando ad usare il segnale filtrato, se ne fa la trasformata di Fourier ottenendo così lo spettro di frequenza, dal quale vengono calcolati i valori di MNF e F_{Insm5} .

A questo punto, a partire dal segnale filtrato, viene calcolata la trasformata tempo-frequenza, da cui si ricava il valore di IMNF.

Una volta ottenuti tutti questi parametri per ogni ciclo, si è fatta un'interpolazione lineare sui 10 cicli per ciascun indice e si è usato il coefficiente angolare della retta ottenuta per valutare l'incremento o il decremento nel tempo di RMS, MNF, F_{Insm5} e IMNF.

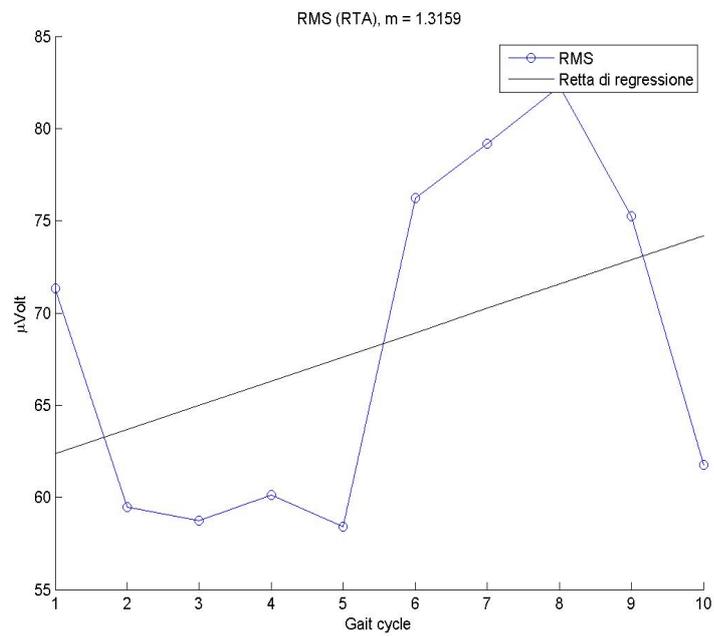


Figura 5.25: Esempio di interpolazione del valore RMS tra i 10 cicli

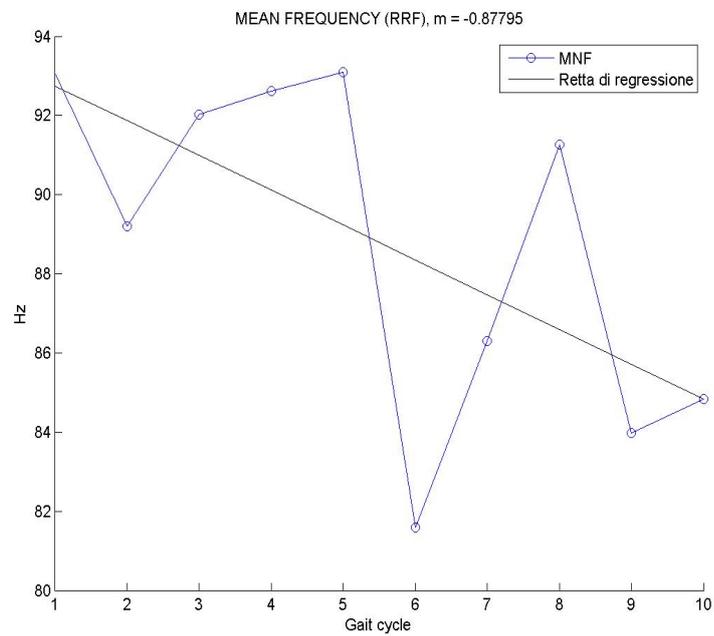


Figura 5.26: Esempio di interpolazione del valore MNF tra i 10 cicli

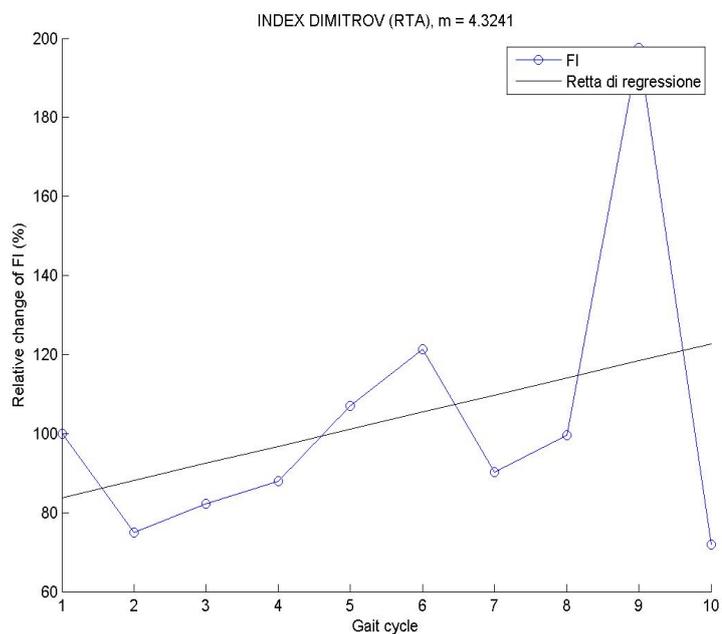


Figura 5.27: Esempio di interpolazione del valore F_{Insm5} tra i 10 cicli

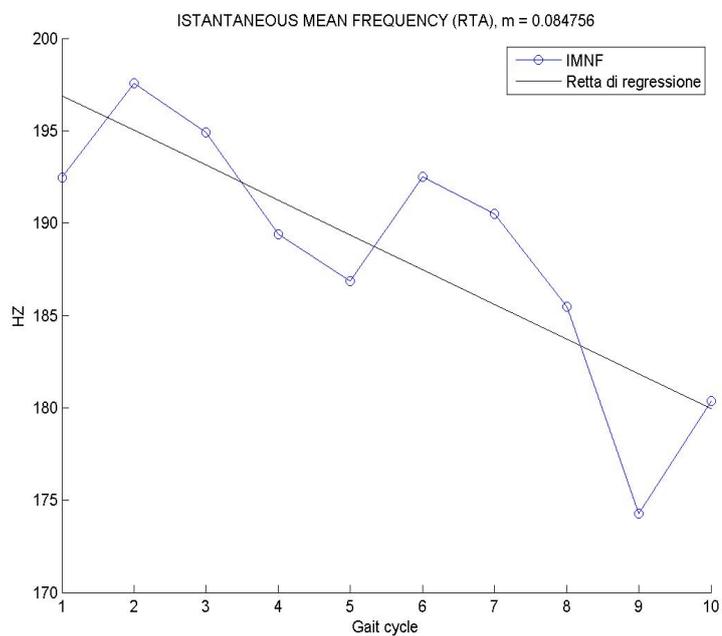


Figura 5.28: Esempio di interpolazione del valore IMNF tra i 10 cicli

5.5 Analisi statistica

Utilizzando i risultati ricavati per ogni muscolo di ogni soggetto, sono state compilate delle tabelle utili per applicare l'analisi statistica descrittiva e quella inferenziale.

Nel nostro caso si è scelto di fare un'analisi One-way Anova ed un'analisi Paired T-Test.

5.5.1 One-way Anova

L'analisi della varianza (ANOVA) è un insieme di tecniche facenti parte della statistica inferenziale che permettono di confrontare due o più gruppi di dati mettendo in relazione la variabilità interna a questi gruppi con la variabilità tra i gruppi.

L'ipotesi alla base dell'analisi della varianza è che, dato un certo numero di gruppi, sia possibile scomporre la varianza in due componenti: varianza interna ai gruppi e varianza tra i gruppi. Il motivo che porta a tale distinzione è la convinzione che determinati fenomeni trovino spiegazione in caratteristiche proprie del gruppo di appartenenza.

Nel nostro lavoro questo tipo di analisi risulta utile al fine di riscontrare delle differenze significative tra i tre gruppi in esame: controlli, diabetici e diabetici con vasculopatia. In particolare è di nostro interesse rilevare differenze nelle attivazioni muscolari e nelle manifestazioni di fatica.

5.5.2 Paired T-test

Quando i dati sono appaiati, cioè si sono eseguite due misure sullo stesso individuo, prima e dopo un certo trattamento (nel nostro caso l'allenamento di 10 settimane nel tempo trascorso durante le due acquisizioni), è utile applicare il Paired T-Test.

Confrontando la media dei parametri appartenenti allo stesso soggetto, prima e dopo un trattamento, si è in grado di valutare se la differenza fra le due medie sia significativa, ossia se si possa affermare che la differenza non sia dovuta al caso ma esista invece una reale diversità, molto probabilmente dovuta al trattamento applicato.

Per i nostri scopi il Paired T-Test è utile per valutare gli eventuali cambiamenti che l'allenamento ha portato all'interno dei tre gruppi tra acquisizione pre e post esercizio. In particolare, nei dati post esercizio ci aspetteremo di trovare attivazioni muscolari diverse e di riscontrare differenti manifestazioni di fatica rispetto all'acquisizione pre esercizio.

Capitolo 6

Risultati e conclusioni

6.1 Risultati

Nel presente paragrafo vengono esposti i risultati ottenuti tramite analisi statistica. Si è scelto di utilizzare la tecnica One-way Anova per valutare le differenze inter-gruppi e la tecnica Paired T-test per valutare le differenze intra-gruppi. In particolare, col Paired T-test si desidera valutare eventuali cambiamenti legati allo svolgimento del protocollo di allenamento durante le 10 settimane trascorse tra le due acquisizioni.

Per rendere più chiari i risultati ottenuti si è optato per suddividere l'esposizione nei due tipi di analisi svolte, cioè l'analisi dei burst e l'analisi dei cicli del passo. Inoltre, in ciascuna di esse viene descritto separatamente il comportamento di ogni muscolo.

Nell'analisi dei burst vengono valutati il valore medio di RMS e le manifestazioni di fatica muscolare. Nell'analisi dei cicli del passo vengono valutate le manifestazioni di fatica e, attraverso lo studio dell'envelope, la posizione e l'ampiezza normalizzata dei picchi di attivazione dei muscoli durante il ciclo del passo.

Si ricorda la suddivisione dei soggetti studiati in controlli (C), diabetici con vasculopatia (V) e diabetici senza vasculopatia (D).

Negli istogrammi sono state evidenziate, tramite l'uso di asterischi, le differenze significative riscontrate ($p < 0.05$). Nel caso di differenza tra gruppi sono stati posti degli asterischi sopra le colonne (differenza tra C e V: *, differenza tra C e D: ***, differenza tra V e D: **), mentre nel caso di differenze intra-gruppo tra le due acquisizioni si è posto un asterisco sopra al nome del gruppo interessato.

6.1.1 Analisi dei burst

Estensore lungo delle dita sinistro (LEXDL)

- **Anova pre esercizio:** il valore RMS medio risulta significativamente maggiore nel gruppo C rispetto al D. Vengono evidenziate significative differenze negli indici di fatica tra il gruppo V e gli altri due gruppi. In particolare in V ci sono maggiori manifestazioni di fatica.

- **Anova post esercizio:** nel gruppo V il valore medio di RMS risulta significativamente minore rispetto agli altri gruppi.

- **Paired T-test:** il valore di RMS medio diminuisce significativamente nella fase post esercizio per il gruppo C. Nel gruppo V appare una significativa riduzione della fatica nella fase post, mentre nel gruppo D non vengono evidenziati cambiamenti.

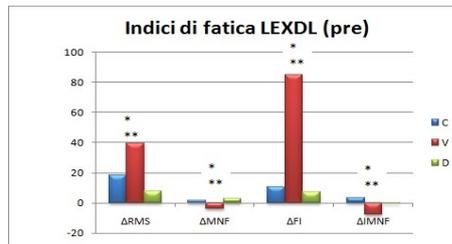


Figura 6.1: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

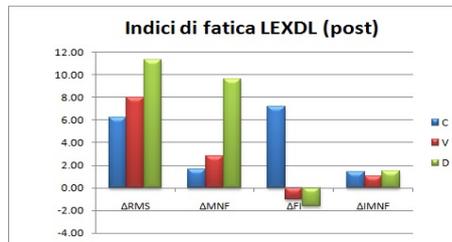


Figura 6.2: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

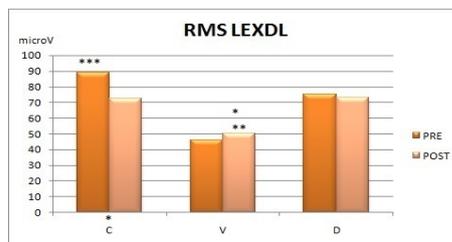


Figura 6.3: Valori di RMS

Estensore lungo delle dita destro (REXDL)

- **Anova pre esercizio:** il valore di RMS risulta significativamente minore nel gruppo D rispetto al V. Gli indici IMNF e FI rilevano manifestazioni di fatica nei gruppi D e V, mentre non viene rilevato nulla nel gruppo C.
- **Anova post esercizio:** il valore di RMS appare significativamente maggiore nel gruppo D rispetto agli altri. Inoltre vengono segnalate manifestazioni di fatica in tutti i gruppi.
- **Paired T-test:** il valore di RMS diminuisce significativamente nella fase post esercizio nei gruppi C e V. Inoltre nel gruppo C vengono rilevate manifestazioni di fatica solo nella fase post, mentre nei gruppi D e V le manifestazioni vengono rilevate in entrambe le fasi.

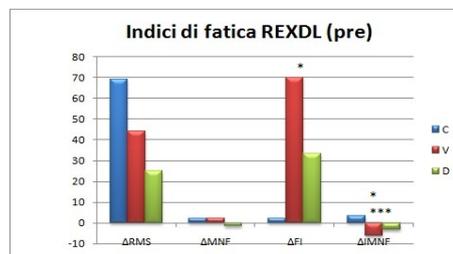


Figura 6.4: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

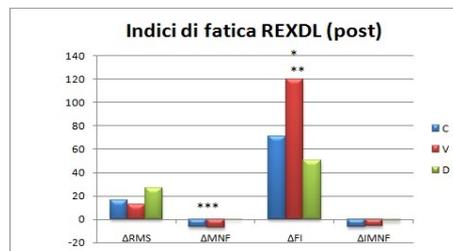


Figura 6.5: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

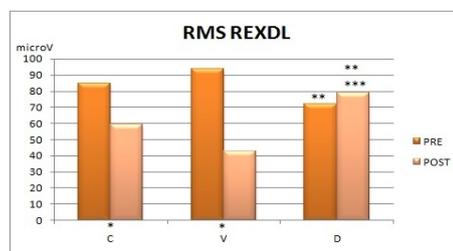


Figura 6.6: Valori di RMS

Gastrocnemio laterale sinistro (LGAL)

- **Anova pre esercizio:** il valore di RMS risulta significativamente minore nel gruppo D rispetto agli altri. Per quanto riguarda le manifestazioni di fatica si hanno indicazioni troppo discordanti dai parametri per poter decretare la presenza o meno di affaticamento.
- **Anova post esercizio:** il valore di RMS risulta significativamente minore nel gruppo D rispetto agli altri. Per quanto riguarda le manifestazioni di fatica si hanno indicazioni troppo discordanti dai parametri per poter decretare la presenza o meno di affaticamento.
- **Paired T-test:** dal test non risultano differenze significative da riportare.

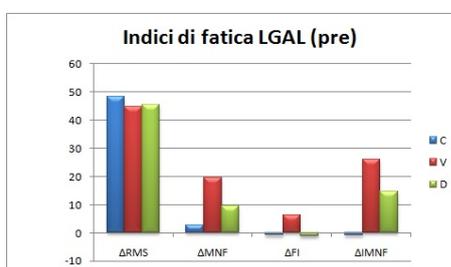


Figura 6.7: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

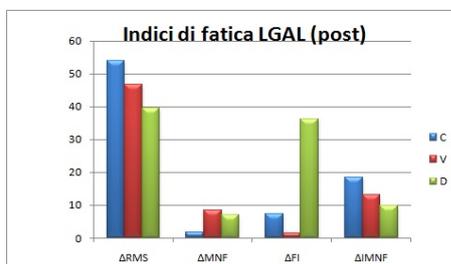


Figura 6.8: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

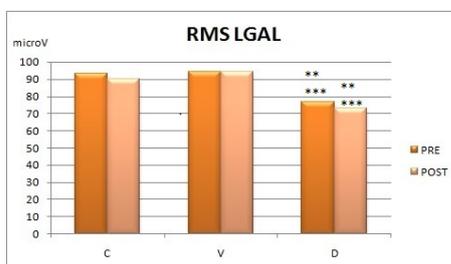


Figura 6.9: Valori di RMS

Gastrocnemio laterale destro (RGAL)

- **Anova pre esercizio:** il valore di RMS appare minore nel gruppo D rispetto agli altri. Per quanto riguarda le manifestazioni di fatica si hanno indicazioni troppo discordanti dai parametri per poter decretare la presenza o meno di affaticamento.
- **Anova post esercizio:** il valore di RMS appare minore nel gruppo D rispetto agli altri. Per quanto riguarda le manifestazioni di fatica si hanno indicazioni troppo discordanti dai parametri per poter decretare la presenza o meno di affaticamento.
- **Paired T-test:** dal test non risultano differenze significative da riportare.

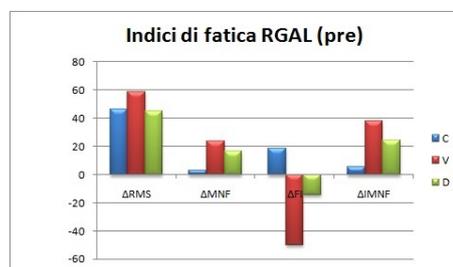


Figura 6.10: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

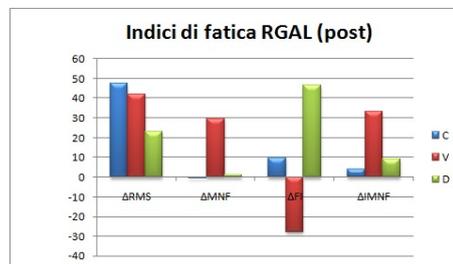


Figura 6.11: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

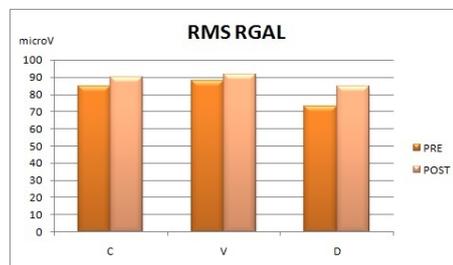


Figura 6.12: Valori di RMS

Retto femorale sinistro (LRF)

- **Anova pre esercizio:** nel gruppo C non vengono rilevate manifestazioni di fatica, mentre vengono rilevate in entrambi gli altri gruppi.
- **Anova post esercizio:** il valore RMS appare significativamente maggiore nel gruppo D rispetto al gruppo C. Dagli indici risultano manifestazioni di fatica in tutti i gruppi.
- **Paired T-test:** nei gruppi C e V il valore RMS diminuisce significativamente nella fase post. Per quanto riguarda il rilevamento di fatica, nel gruppo C vengono registrate manifestazioni solo nella fase post, mentre nei gruppi D e V si ha rilevamento di manifestazioni in entrambe le acquisizioni. Per concludere, nel gruppo D si nota un rilevamento minore di manifestazioni di fatica nella fase post esercizio.

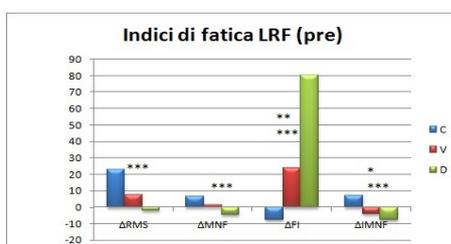


Figura 6.13: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

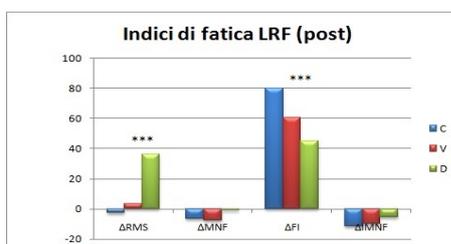


Figura 6.14: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

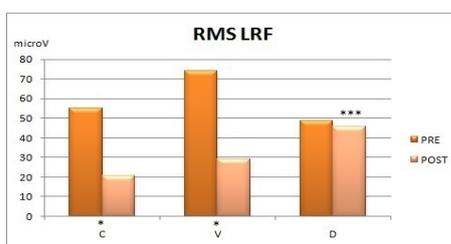


Figura 6.15: Valori di RMS

Retto femorale destro (RRF)

- **Anova pre esercizio:** il valore di RMS nel gruppo C risulta significativamente minore rispetto agli altri gruppi. Vengono evidenziate manifestazioni di fatica in tutti i gruppi, anche se nel gruppo C si hanno manifestazioni meno intense.
- **Anova post esercizio:** il valore RMS appare maggiore nel gruppo D e vengono rilevate manifestazioni di fatica in tutti i gruppi.
- **Paired T-test:** nel gruppo C il valore RMS cresce significativamente nella fase post, mentre nel gruppo V diminuisce significativamente. Le manifestazioni di fatica nei gruppi V e D appaiono ridotte nell'acquisizione post esercizio, mentre nel gruppo C rimangono invariate tra le due fasi.

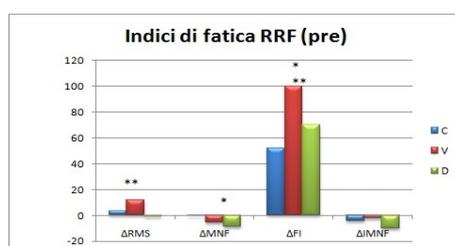


Figura 6.16: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

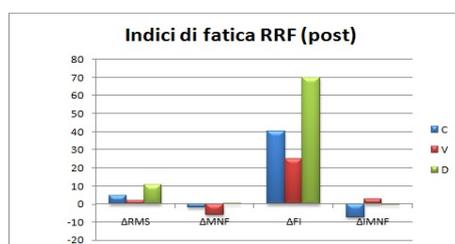


Figura 6.17: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

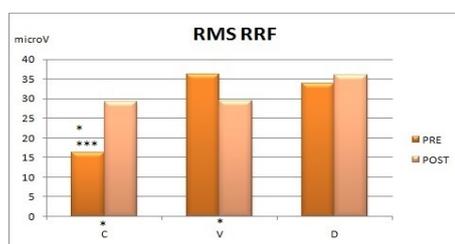


Figura 6.18: Valori di RMS

Tibiale anteriore sinistro (LTA)

- **Anova pre esercizio:** il valore RMS risulta significativamente diverso tra tutti i gruppi, in particolare risulta maggiore nel gruppo V e minore nel gruppo C. Dagli indici FI e IMNF vengono rilevate manifestazioni di fatica soltanto nel gruppo D.
- **Anova post esercizio:** il valore RMS risulta significativamente minore nel gruppo C rispetto al gruppo D. In nessun gruppo vengono registrate manifestazioni di fatica.
- **Paired T-test:** il valore di RMS appare significativamente maggiore in tutti i gruppi nell'acquisizione post esercizio rispetto all'acquisizione pre. Solo nel gruppo D si hanno manifestazioni di fatica nell'acquisizione pre esercizio, le quali svaniscono nell'acquisizione post.

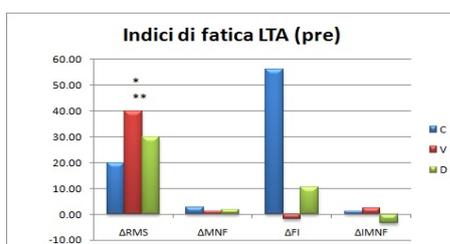


Figura 6.19: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

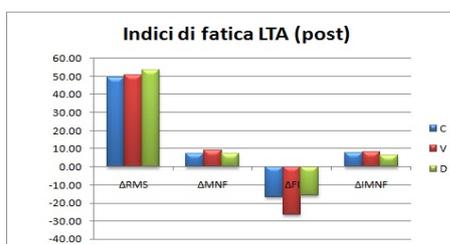


Figura 6.20: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

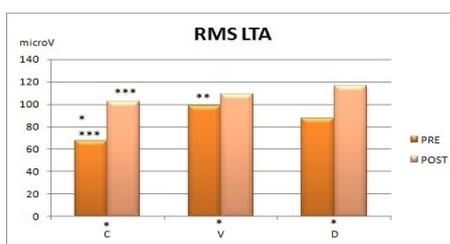


Figura 6.21: Valori di RMS

Tibiale anteriore destro (RTA)

- **Anova pre esercizio:** non vengono rilevate manifestazioni di fatica in alcun gruppo.
- **Anova post esercizio:** il valore RMS risulta significativamente maggiore nel gruppo D. Non vengono rilevate manifestazioni di fatica in alcun gruppo.
- **Paired T-test:** nel gruppo D il valore di RMS appare maggiore nell'acquisizione post esercizio.

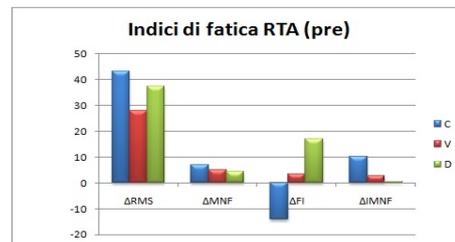


Figura 6.22: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

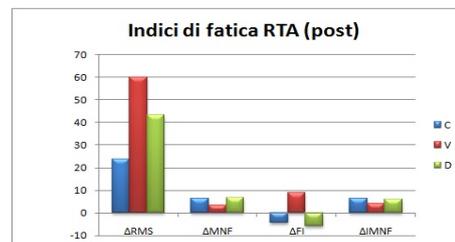


Figura 6.23: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

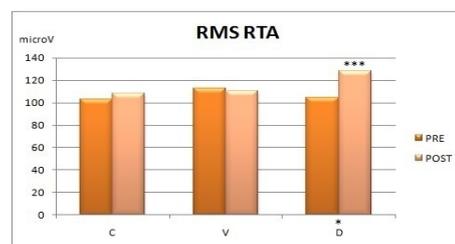


Figura 6.24: Valori di RMS

6.1.2 Analisi dei cicli del passo

Estensore lungo delle dita sinistro (LEXDL)

- **Anova pre esercizio:** vengono rilevate manifestazioni di fatica in tutti i gruppi, anche se non da tutti gli indici.
- **Anova post esercizio:** vengono rilevate manifestazioni di fatica in tutti i gruppi da tutti gli indici.
- **Paired T-test:** vengono rilevate manifestazioni di fatica in entrambe le acquisizioni in tutti i gruppi.

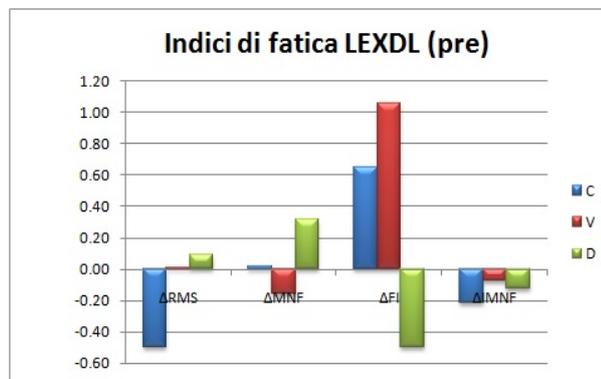


Figura 6.25: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

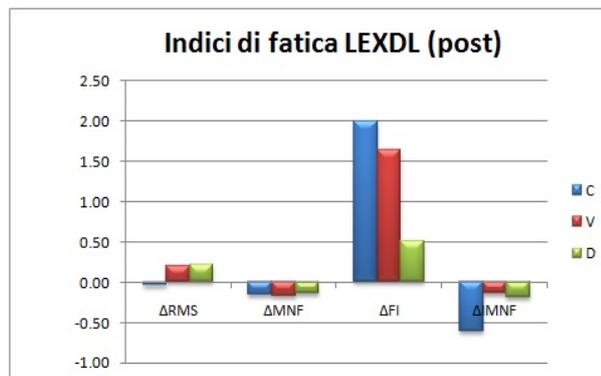


Figura 6.26: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

Estensore lungo delle dita destro (REXDL)

- **Anova pre esercizio:** vengono rilevate manifestazioni di fatica soltanto nel gruppo V.
- **Anova post esercizio:** vengono rilevate manifestazioni di fatica soltanto nel gruppo V.
- **Paired T-test:** in nessun gruppo risultano differenze significative tra le due acquisizioni.

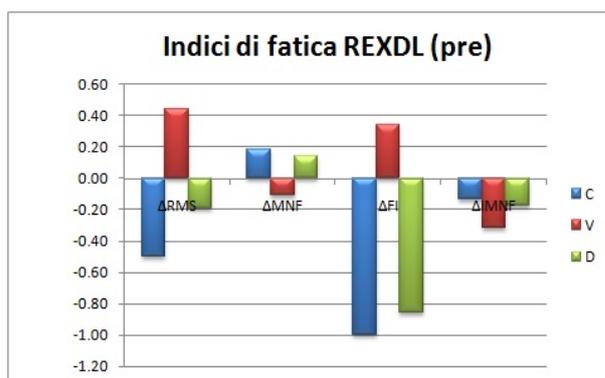


Figura 6.27: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

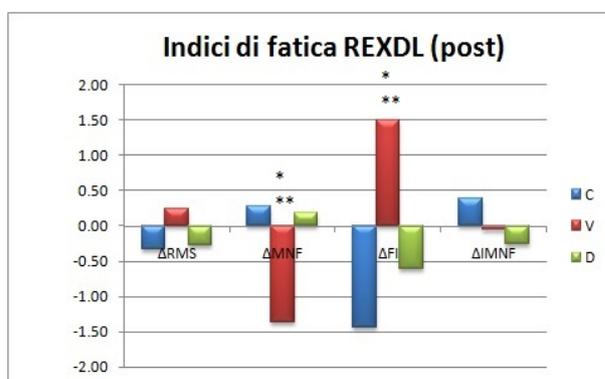


Figura 6.28: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

Gastrocnemio laterale sinistro (LGAL)

- **Anova pre esercizio:** vengono rilevate manifestazioni di fatica in tutti i gruppi, anche se non da tutti gli indici.
- **Anova post esercizio:** in nessun gruppo vengono rilevate manifestazioni di fatica di fatica.
- **Paired T-test:** in tutti i gruppi vengono rilevate manifestazioni di fatica soltanto nell'acquisizione pre esercizio, mentre non appaiono nell'acquisizione post.

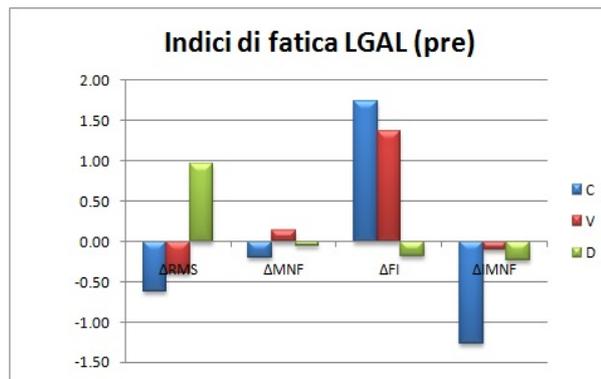


Figura 6.29: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

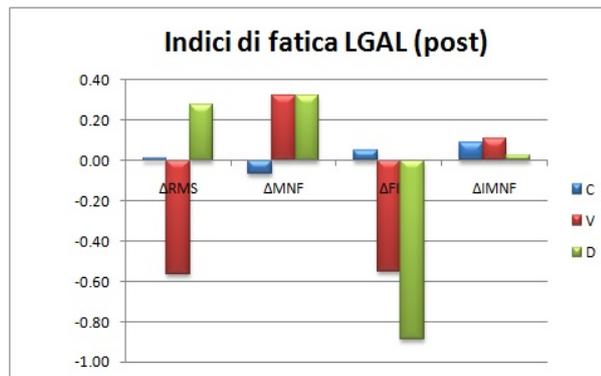


Figura 6.30: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

Gastrocnemio laterale destro (RGAL)

- **Anova pre esercizio:** vengono rilevate manifestazioni di fatica nei gruppi D e V da tutti gli indici. Nel gruppo C viene rilevata fatica solo dall'indice IMNF.
- **Anova post esercizio:** vengono rilevate manifestazioni di fatica solo nel gruppo D.
- **Paired T-test:** nel gruppo D viene rilevata fatica in entrambe le fasi, mentre nei gruppi C e V viene rilevata solo nell'acquisizione pre.

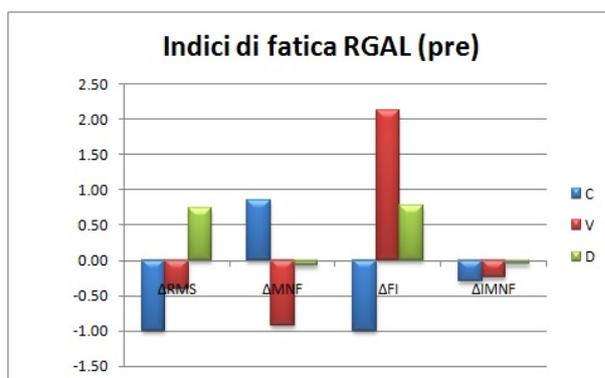


Figura 6.31: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

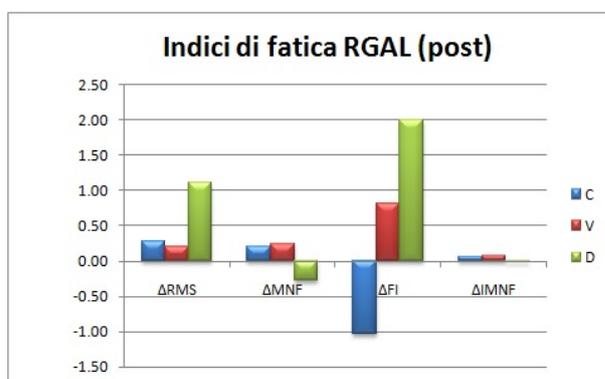


Figura 6.32: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

Retto femorale sinistro (LRF)

- **Anova pre esercizio:** sono rilevate manifestazioni di fatica nei gruppi C e V, anche se non da tutti gli indici.
- **Anova post esercizio:** sono rilevate manifestazioni di fatica nei gruppi C e D.
- **Paired T-test:** nel gruppo C vengono rilevate manifestazioni di fatica in entrambe le fasi di acquisizione, mentre nel gruppo D viene rilevata fatica solo nella fase post esercizio e nel gruppo V solo nella fase pre esercizio.

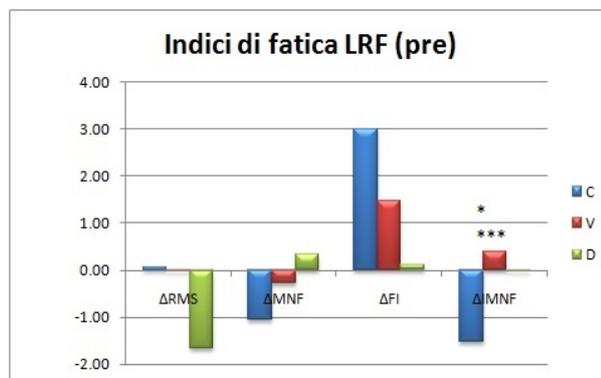


Figura 6.33: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

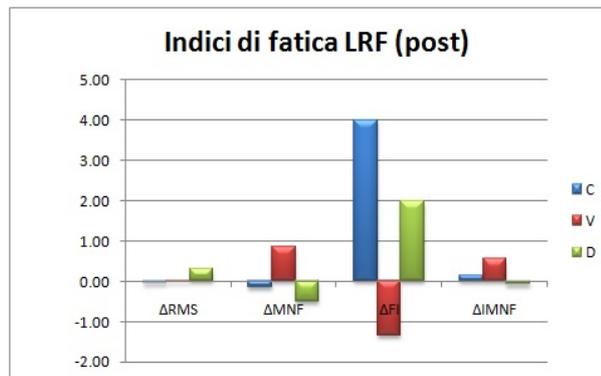


Figura 6.34: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

Retto femorale destro (RRF)

- **Anova pre esercizio:** vengono rilevate manifestazioni di fatica nei gruppi C e V, anche se non da tutti gli indici.
- **Anova post esercizio:** vengono rilevate manifestazioni di fatica in tutti i gruppi.
- **Paired T-test:** nel gruppo C vengono rilevate manifestazioni di fatica in entrambe le fasi di acquisizione, mentre nel gruppo D viene rilevata fatica solo nella fase post esercizio.

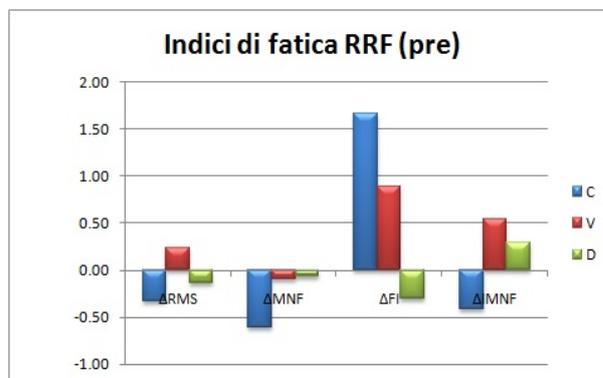


Figura 6.35: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

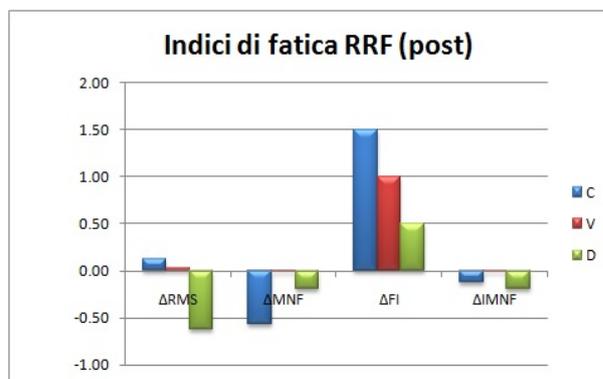


Figura 6.36: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

Tibiale anteriore sinistro (LTA)

- **Anova pre esercizio:** vengono rilevate manifestazioni di fatica in tutti i gruppi, con maggiore intensità nel gruppo C.
- **Anova post esercizio:** dai parametri MNF e FI vengono rilevate manifestazioni di fatica solo nel gruppo V.
- **Paired T-test:** nei gruppi C e D sono rilevate manifestazioni di fatica solo nell'acquisizione pre esercizio. Nel gruppo V invece viene rilevata fatica in entrambe le acquisizioni.

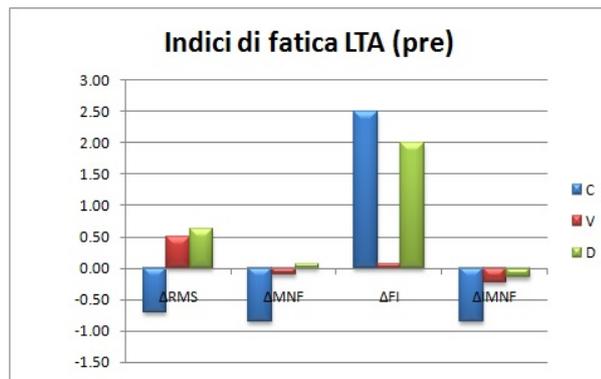


Figura 6.37: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

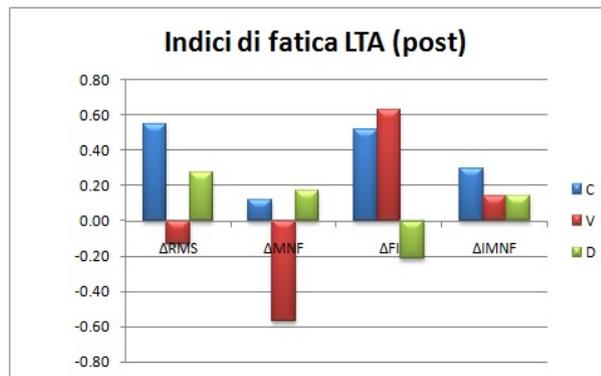


Figura 6.38: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

Tibiale anteriore destro (RTA)

- **Anova pre esercizio:** vengono rilevate manifestazioni di fatica in tutti i gruppi, con maggiore intensità nel gruppo C.
- **Anova post esercizio:** vengono rilevate manifestazioni di fatica nei gruppi D e V.
- **Paired T-Test:** nel gruppo C è rilevata fatica solo nell'acquisizione pre esercizio. Nei gruppi V e D vengono rilevate manifestazioni di fatica in entrambe le fasi.

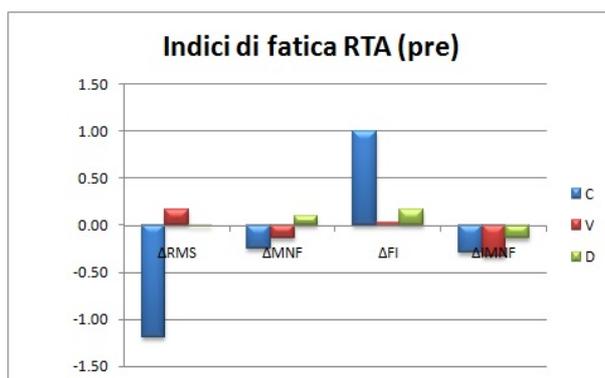


Figura 6.39: Indici di fatica nella valutazione pre allenamento

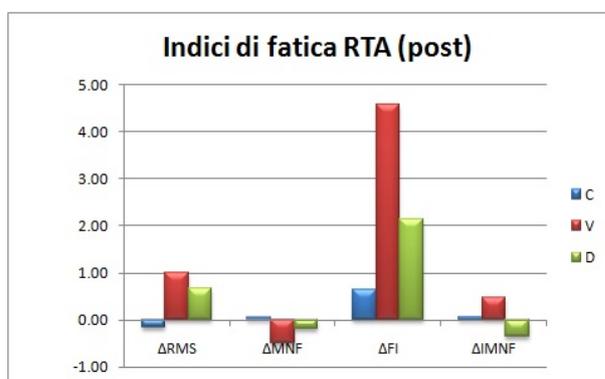


Figura 6.40: Indici di fatica nella valutazione post allenamento

ANALISI DELL'ENVELOPE

Estensore lungo delle dita sinistro (LEXDL)

- **Anova pre esercizio:** il picco dell'envelope risulta significativamente in ritardo nel gruppo V. L'ampiezza del picco risulta significativamente maggiore nel gruppo V rispetto agli altri gruppi.
- **Anova post esercizio:** il picco dell'envelope risulta significativamente in ritardo nel gruppo V ed in anticipo nel gruppo C.
- **Paired T-test:** nell'acquisizione post esercizio risulta esserci un significativo anticipo del picco in tutti i gruppi. Solo nel gruppo C si rileva una significativa differenza di ampiezza tra le due acquisizioni, in particolare l'ampiezza è maggiore nell'acquisizione post esercizio.

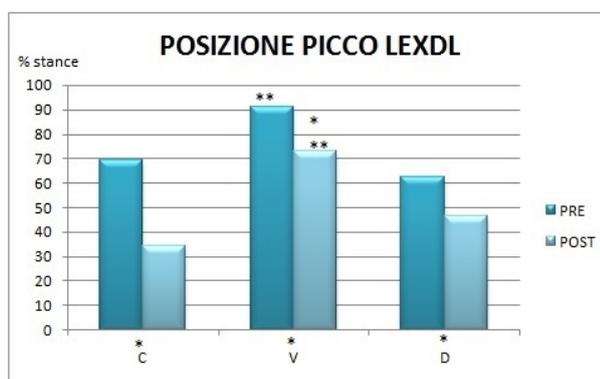


Figura 6.41: Posizione percentuale del picco di attivazione durante il ciclo del passo

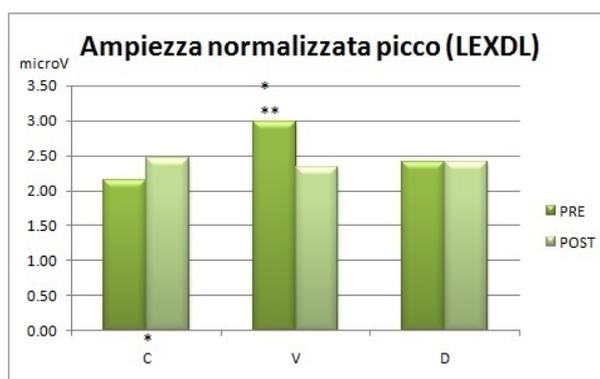


Figura 6.42: Ampiezza normalizzata del picco di attivazione

Estensore lungo delle dita destro (REXDL)

- **Anova pre esercizio:** il picco dell'envelope risulta significativamente in anticipo nel gruppo V. L'ampiezza del picco nel gruppo C è significativamente minore rispetto agli altri gruppi.

- **Anova post esercizio:** il picco dell'envelope risulta significativamente in anticipo nel gruppo V rispetto al gruppo C. L'ampiezza del picco nel gruppo D è significativamente maggiore rispetto agli altri gruppi.

- **Paired T-test:** nel gruppo C il picco risulta significativamente posticipato nell'acquisizione post esercizio rispetto all'acquisizione pre esercizio. In ogni gruppo sono rilevati cambiamenti significativi dell'ampiezza del picco tra le due acquisizioni. In particolare nei gruppi C e D si rileva un aumento dell'ampiezza nell'acquisizione post esercizio, mentre nel gruppo V si rileva una diminuzione.



Figura 6.43: Posizione percentuale del picco di attivazione durante il ciclo del passo

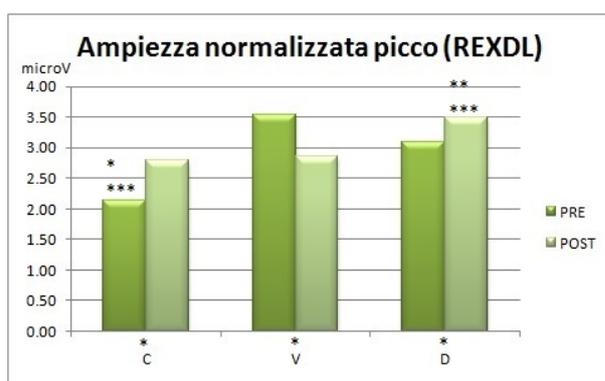


Figura 6.44: Ampiezza normalizzata del picco di attivazione

Gastrocnemio laterale sinistro (LGAL)

- **Anova pre esercizio:** il picco dell'envelope risulta significativamente in anticipo nel gruppo V rispetto al gruppo C.
- **Anova post esercizio:** il picco dell'envelope appare significativamente in anticipo nel gruppo V ed in ritardo nel gruppo C. L'ampiezza del picco risulta significativamente minore nel gruppo D rispetto al gruppo V.
- **Paired T-test:** nel gruppo C il picco risulta significativamente posticipato nell'acquisizione post esercizio rispetto all'acquisizione pre. Solo nel gruppo D si rileva una significativa diminuzione dell'ampiezza del picco nell'acquisizione post esercizio, mentre negli altri gruppi non sono registrati variazioni significative.

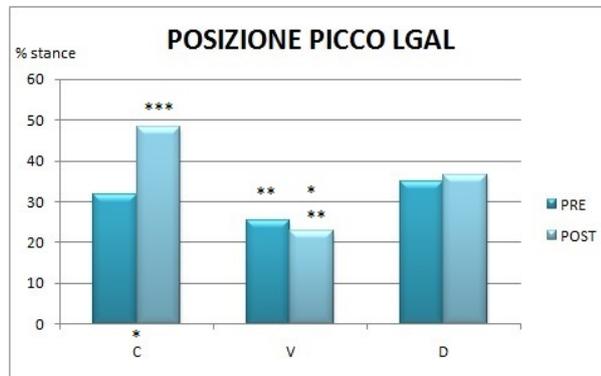


Figura 6.45: Posizione percentuale del picco di attivazione durante il ciclo del passo

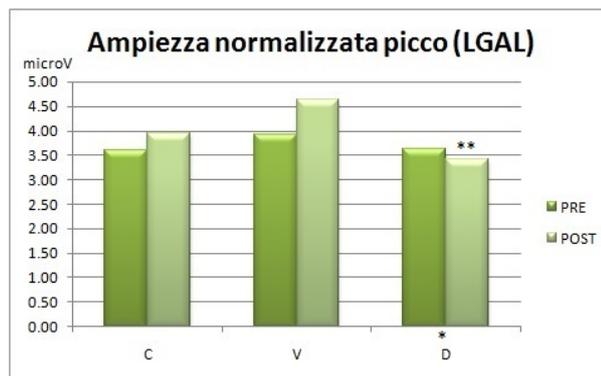


Figura 6.46: Ampiezza normalizzata del picco di attivazione

Gastrocnemio laterale destro (RGAL)

- **Anova pre esercizio:** il picco dell'envelope risulta significativamente in ritardo nel gruppo C rispetto agli altri. Inoltre nel gruppo C l'ampiezza del picco risulta significativamente maggiore rispetto all'ampiezza nel gruppo D.
- **Anova post esercizio:** il picco dell'envelope risulta significativamente in anticipo nel gruppo C rispetto al gruppo D. Nel gruppo D l'ampiezza del picco risulta significativamente minore rispetto all'ampiezza negli altri gruppi.
- **Paired T-test:** il picco dell'envelope risulta significativamente anticipato nella fase post acquisizione nel gruppo C. Nei gruppi C e D si registra una significativa diminuzione dell'ampiezza del picco nell'acquisizione post esercizio.



Figura 6.47: Posizione percentuale del picco di attivazione durante il ciclo del passo

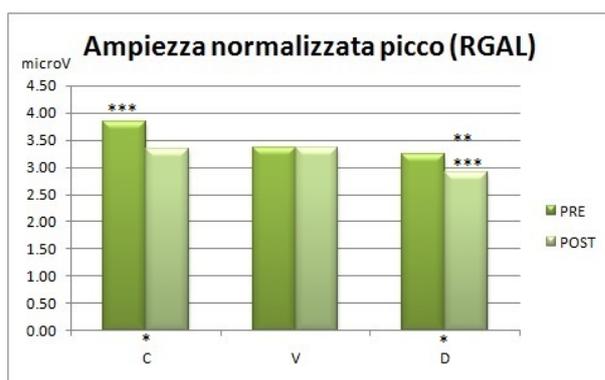


Figura 6.48: Ampiezza normalizzata del picco di attivazione

Retto femorale sinistro (LRF)

- **Anova pre esercizio:** il picco risulta significativamente maggiore nel gruppo V, dove inoltre appare in anticipo.
- **Anova post esercizio:** il picco dell'envolpe appare in ritardo nel gruppo V rispetto agli altri.
- **Paired T-test:** il picco risulta significativamente posticipato in tutti i gruppi nell'acquisizione post esercizio. Inoltre nel gruppo V l'ampiezza del picco risulta significativamente ridotta nell'acquisizione post esercizio.

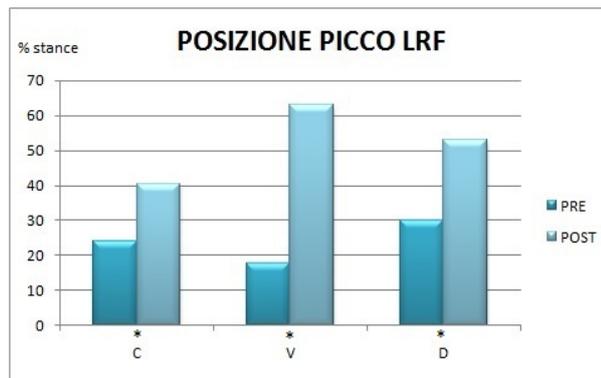


Figura 6.49: Posizione percentuale del picco di attivazione durante il ciclo del passo

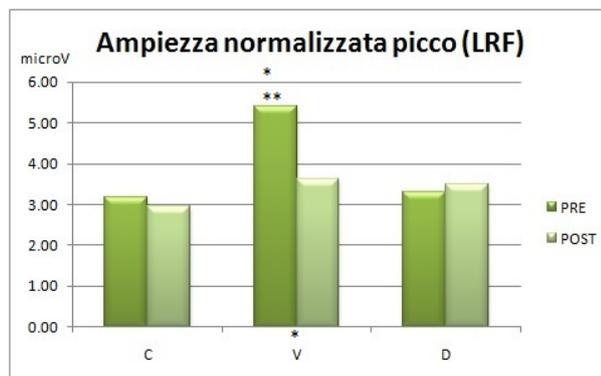


Figura 6.50: Ampiezza normalizzata del picco di attivazione

Retto femorale destro (RRF)

- **Anova pre esercizio:** l'ampiezza del picco appare significativamente diversa tra i tre gruppi. Risulta minore nel gruppo C e maggiore nel gruppo V.

- **Anova post esercizio:** il picco dell'envelope risulta significativamente in ritardo nel gruppo C rispetto agli altri. Nel gruppo D l'ampiezza del picco è significativamente minore rispetto agli altri gruppi.

- **Paired T-test:** nei gruppi V e D il picco risulta significativamente anticipato nella fase post rispetto alla fase pre esercizio. Nei gruppi C e V si registrano significative variazioni dell'ampiezza tra le due acquisizioni: nel gruppo C si rileva un aumento dell'ampiezza nella fase post esercizio, mentre nel gruppo V si rileva una diminuzione.

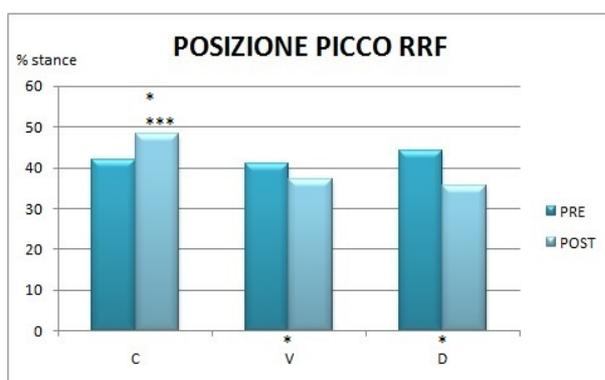


Figura 6.51: Posizione percentuale del picco di attivazione durante il ciclo del passo

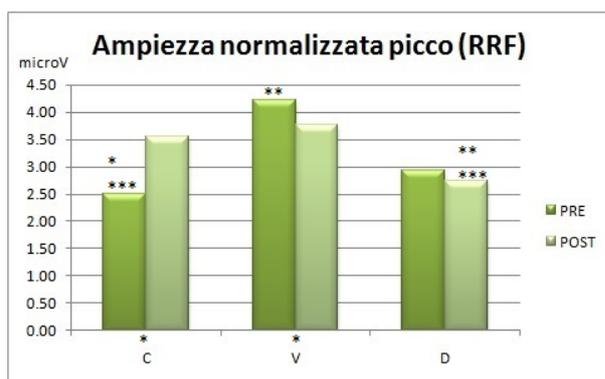


Figura 6.52: Ampiezza normalizzata del picco di attivazione

Tibiale anteriore sinistro (LTA)

- **Anova pre esercizio:** l'ampiezza del picco appare significativamente diversa tra i tre gruppi. Risulta minore nel gruppo D e maggiore nel gruppo V.
- **Anova post esercizio:** il picco dell'envelope appare in anticipo nel gruppo C rispetto agli altri. Nel gruppo V l'ampiezza del picco risulta significativamente maggiore rispetto all'ampiezza nel gruppo D.
- **Paired T-test:** dal test non risultano differenze significative tra le due acquisizioni.



Figura 6.53: Posizione percentuale del picco di attivazione durante il ciclo del passo

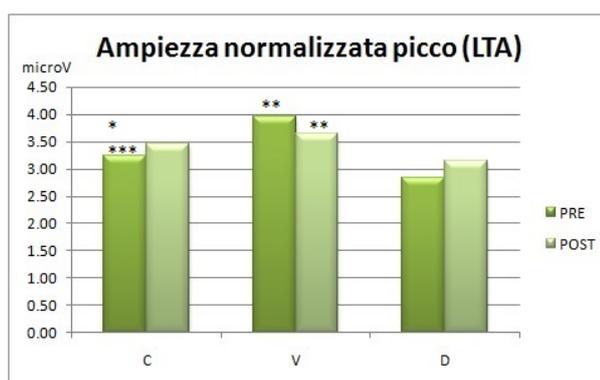


Figura 6.54: Ampiezza normalizzata del picco di attivazione

Tibiale anteriore destro (RTA)

- **Anova pre esercizio:** nel gruppo D l'ampiezza del picco risulta significativamente minore rispetto all'ampiezza negli altri gruppi.
- **Anova post esercizio:** dal test non risultano differenze significative tra i gruppi.
- **Paired T-test:** in tutti i gruppi appare un significativo anticipo del picco nell'acquisizione post esercizio rispetto all'acquisizione pre esercizio.



Figura 6.55: Posizione percentuale del picco di attivazione durante il ciclo del passo

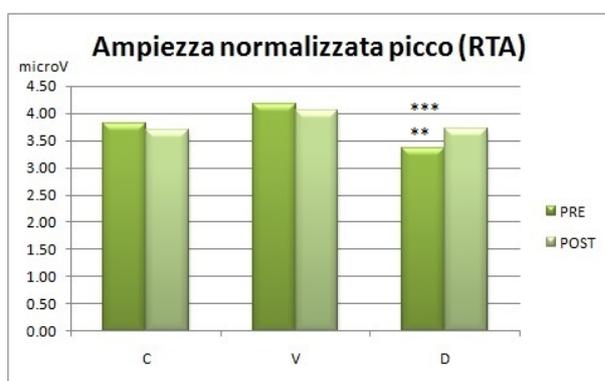


Figura 6.56: Ampiezza normalizzata del picco di attivazione

6.2 Conclusioni

In una valutazione riassuntiva dei risultati si è giunti per ogni muscolo alle seguenti conclusioni.

- Nel muscolo **tibiale anteriore** si è registrata una differenza significativa nelle manifestazioni di fatica tra i controlli e gli altri gruppi nella fase pre allenamento: i controlli hanno manifestato maggiori segni di fatica. Entrambe le analisi svolte hanno confermato questo risultato.

Nella valutazione post esercizio si assiste ad una riduzione della presenza di fatica muscolare che può essere spiegata col fatto che l'allenamento abbia influito sulle modalità di reclutamento delle fibre muscolari durante il cammino. Inoltre l'allenamento potrebbe aver migliorato la perfusione e la condizione del muscolo.

- Nel muscolo **retto femorale** non sono state rilevate differenze significative nelle manifestazioni di fatica tra i gruppi. Inoltre non sono state riscontrate grandi alterazioni tra le fasi pre e post allenamento. Probabilmente il protocollo proposto non era sufficientemente vigoroso per andare ad affaticare il retto in maniera consistente per i nostri studi. Infatti il retto femorale, essendo un muscolo di grandi dimensioni, ha bisogno di grossi stimoli per essere coinvolto a livelli tali da provocare fatica.

- Nel muscolo **gastrocnemio laterale**, per quanto concerne l'analisi dei burst, non sono state rilevate manifestazioni di fatica in alcun gruppo, né nella fase pre allenamento né nella fase post. Invece nell'analisi dei cicli del passo sono state registrate manifestazioni di fatica in tutti i gruppi nella fase pre allenamento, mentre nella fase post allenamento non si è evidenziato alcun segno di fatica. Il gastrocnemio, probabilmente per la composizione di fibre che lo caratterizza (50% lente), ha subito meno lo stress legato alla camminata e quindi ha manifestato minor fatica o comunque un grado di fatica che l'allenamento è riuscito a ridurre.

- Nel muscolo **estensore comune delle dita**, per quanto riguarda la fase pre esercizio, sono state registrate maggiori manifestazioni di fatica nei soggetti vasculopatici secondo entrambe le analisi svolte. Questo risultato è giustificato dal fatto che le complicanze come la vasculopatia, che sono definite "a calza", colpiscono prima di tutto i muscoli distali degli arti inferiori per poi proseguire verso quelli più prossimali.

Nella fase post esercizio sono invece state riscontrate manifestazioni di fatica simili in tutti i gruppi. Ciò significa che nei soggetti vasculopatici sono diminuite le manifestazioni di fatica, fatto riconducibile all'allenamento, il quale può aver migliorato la perfusione nel muscolo in esame oltre ad aver migliorato le abilità motorie.

La varietà di modifiche rilevate nella presenza di fatica a carico dei vari gruppi muscolari può far pensare sia stata modificata la strategia di reclutamento di tali gruppi, dovuta al passaggio da una vita sedentaria ad una vita attiva. In definitiva i muscoli che hanno presentato maggiori alterazioni nelle mani-

festazioni di fatica, sia intra-gruppo sia inter-gruppo, sono risultati il tibiale anteriore e l'estensore comune delle dita. L'esito può essere giustificato, come già accennato in precedenza, dal fatto che le complicanze studiate in questo lavoro, come la vasculopatia, colpiscono innanzitutto i muscoli distali degli arti inferiori.

Un'altro risultato interessante è la generale decrescita del valore medio di RMS nell'estensore comune delle dita contrapposto ad un aumento nel tibiale anteriore. Ciò può essere spiegato dalla migliorata abilità motoria dei soggetti, i quali, essendosi allenati, hanno per forza di cose migliorato il gesto motorio, il che comporta un maggior coinvolgimento del muscolo tibiale anteriore a discapito dell'estensore delle dita.

Per quanto riguarda la valutazione delle performance degli indici di fatica utilizzati, si è verificato che il parametro che meglio esprime le differenze tra i gruppi è l'indice di Dimitrov, il quale trova corrispondenze con le informazioni fornite dagli altri parametri in ogni occasione analizzata. Inoltre l'indice di Dimitrov risulta il parametro in cui vengono più volte riscontrate differenze significative, cioè nel 50% dei casi esaminati, contro il 30% ottenuto da IMNF, MNF ed RMS. Questi ultimi parametri risultano spesso discordanti tra loro, il che fa pensare ad una minor consistenza nel nostro caso di studio. Anche per quanto concerne le differenze intra-gruppo tra le due fasi di acquisizione l'indice di Dimitrov risulta il parametro più adatto nell'evidenziare variazioni di fatica. Tale indice rileva differenze significative nel 75% dei casi in esame, contro il 37% ottenuto con tutti gli altri parametri.

Da queste considerazioni appare evidente come l'indice di Dimitrov, grazie alla sua maggiore sensibilità, sia il parametro più adeguato per valutare le manifestazioni di fatica muscolare nel nostro tipo di lavoro.

Confrontando poi le due analisi svolte è apparso che l'analisi sui cicli del passo sia riuscita a riscontrare meno differenze significative nei livelli di affaticamento. Il motivo potrebbe essere la presenza in questo tipo di segnale anche degli intervalli di tempo in cui i muscoli non sono attivi, i quali potrebbero appianare le differenze nascondendole. Nell'analisi sui burst è stata utilizzata solo la parte di segnale in cui il muscolo è effettivamente attivo, la quale sembrerebbe risultare la più caratterizzante ai fini della valutazione delle manifestazioni di fatica.

Bisogna comunque ricordare che dall'analisi dei burst non è possibile ottenere l'envelope del ciclo del passo, che sarebbe utile nella valutazione degli istanti di attivazione dei vari muscoli nell'arco del gesto motorio.

Usando entrambi i metodi si possono ottenere un maggior numero di informazioni ed inoltre abbozzare una prima valutazione sulla consistenza dei risultati ottenuti grazie alla possibilità di confronto tra i due casi.

Infine vanno tenuti presenti i limiti di questo studio, i quali sono legati soprattutto ai pochi soggetti a disposizione, in particolare vascolatici: tale fattore potrebbe infatti avere inciso significativamente sulla consistenza dei risultati ottenuti.

Un altro limite potrebbe essere il protocollo di acquisizione adottato, che dai risultati ottenuti appare non essere abbastanza intenso da causare manifestazioni di fatica in tutti i muscoli analizzati. Proprio a tale proposito si stanno sviluppando dei nuovi protocolli soggetto specifici, che sfruttano il monitoraggio del consumo di ossigeno durante la camminata con lo scopo di adattare l'intensità dell'esercizio - velocità della camminata, pendenza e durata - in modo tale che ad ogni soggetto venga imposto un regime personalizzato che lo porti idealmente allo stesso livello di affaticamento degli altri pazienti. Così facendo i segnali registrati dovrebbero risultare maggiormente confrontabili e sicuramente più significativi.

Bibliografia

1. Akashi, Sacco, Watari, Henning: *"The Effect of Diabetic Neuropathy and Previous Foot Ulceration in EMG and Ground Reaction Forces During Gait"*, Clinical Biomechanics, 2008
2. Al-Mulla, Sepulveda, Colley: *"A review of non-invasive techniques to detect and predict localised muscle fatigue"*
3. Bills: *"The Psychology of Efficiency"*, Harper, New York, 1943
4. Blumenstein, Basmajian: *"Electrode placement in EMG biofeedback"*, Williams-Wilkins, 1980
5. Bonato , Molinari, Knaflitz: *"Across-time-frequency based technique for the estimation of the instantaneous frequency of surface myoelectric signals"*, presented at the IEEE Signal Processing Soc. Int, 1998
6. Bonato, Cheng, Gonzalez-Cueto, Leardini, O'Connor, Roy: *"EMG-based measures of fatigue during a repetitive squat exercise"*, IEEE Eng Med Biol, 2001
7. Bonato, Gagliati, Knaflitz: *"Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions"*, IEEE Eng, 1996
8. Bonato, Roy, Knaflitz, De Luca: *"Time-frequency analysis of the surface myoelectric signal"*, IEEE Trans on BiomedEng
9. Bonato, Roy, Knaflitz, De Luca: *"Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions"*, IEEE Trans Biomed Eng, 2001
10. Bonato, D'alessio, Knaflitz: *"A Statistical Method for the Measurement of Muscle Activation Intervals from Surface Myoelectric Signal During Gait"*, 1998
11. Cappello, Cappozzo, Di Prampero: *"Bioingegneria del movimento e della postura"*, Patron editore, 2003
12. Chaffin: *"Localized muscle fatigue - definition and measurement"*, 1973
13. Clarys, Cabri: *"Electromyography and the study of sports movements: a review"*, J Sports Sc,i 1993
14. Cobb, Forbes: *"Electromyographic studies of muscle fatigue in man"*, Am. J. Physiol, 1923
15. Cohen L.: *"Time-frequency distribution: a review"*, Proc. IEEE

16. Cohen L.: *"Time-Frequency Analysis"*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1995.
17. Choi H.I. and W. J. Williams: *"Improved time-frequency representation of multicomponent signal using exponential kernels"*, IEEE Trans.Acoust., Speech, Signal Process, 1989
18. Dalla Man Chiara, slide e appunti del corso *"Bioingegneria per la riabilitazione e il movimento"* , 2014
19. De Luca, Merletti: *"Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg"*
20. De Luca: *"Surface Electromyography: detection and recording"*, DelSysInc.Manual, 2002
21. De Luca, Knaflitz: *"Surface electromyography. Crosstalk Evaluation: What's new?"*, GLUT Ed. Torino, 1992
22. De Luca: *"Myoelectric manifestations of localized muscle fatigue in humans"*, 1984
23. De Luca, Basmajian: *"Muscles alive: their functions revealed by electromyography"*, 1985
24. Dimitrov, Arabadzhiven, Bowtell, Crichton, Dimitrova: *"Muscle fatigue during dynamic contractions assessed by new spectral indices"*, Med Sci Sports Exercise, 2006
25. Dimitrov , Mileva, Arabadzhiev, Dimitrova, Crichton, Bowtell: *"Emg spectral moments provide a reliable and highly sensitive index for studying muscle fatigue during dynamic contractions"*
26. González-Izal, Malanda, Gorostiaga, Izquierdo: *"Electromyographic models to assess muscle fatigue"*
27. González-Izal, Malanda, Navarro-Amézqueta, Gorostiaga, Mallor, Ibañez, Izquierdo: *"EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions"*, Journal of Electromyography and Kinesiology, 2009
28. González-Izal, Rodríguez-Carreño, Mallor-Giménez, Malanda, Izquierdo: *"New Wavelet Indices to Assess Muscle Fatigue during Dynamic Contractions"*
29. Karlsson, Yu, Akay: *"Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study"*, IEEE Trans Biomed Eng, 2000
30. Karlsson, Gerdle: *"Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque, a study using the continuous wavelet transform"*
31. Knaflitz, Merletti, De Luca: *"Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions"*, J ApplPhysiol, 1990
32. Knaflitz, Balestra, Merletti: *"Comparison between Myoelectric Signal Mean and Median Frequency Estimated"*, 1988
33. Knaflitz, Bonato: *"Time-frequency Methods Applied to Muscle Fatigue"*

- Assessment during Dynamic Contractions*”, Journal of Electromyography and Kinesiology, 1999
34. Kwon, Minor, Maluf, Mueller: “*Comparison of Muscle Activity During Walking in Subject with and without Diabetic Neuropathy*”, Gait and Posture, 2003
35. Merletti: “*Manifestazioni mioelettriche di fatica muscolare*”
36. Merletti: “*The standards for reporting EMG data*”, J ElectromyogrKinesiol, 1999
37. Merletti, Farina: “*Comparison of Algorithms for Estimation of EMG Variables during Voluntary Isometric Contractions*”, Journal of Electromyography and Kinesiology, 2000
38. Merletti, Farina, Rainoldi: “*Myoelectric manifestations of muscle fatigue*”, in Muscle strength, 2004
39. Merletti, Knaflitz, De Luca: “*Myoelectric manifestation of fatigue in voluntary and electrically elicited contraction*”
40. Merletti, Balestra, Knaflitz: “*Effect of FFT based algorithms on estimation of myoelectric signal spectral parameters*”
41. Merletti, Granata: “*Indici mioelettrici di fatica muscolare localizzata*”
42. Merletti, Hermens, Freriks, Stegeman, Blok, Rau, Disselhorst, Hagg: “*Raccomandazioni europee per l’elettromiografia di superficie. I risultati del progetto SENIAM*”, CLUT, 2000
43. Merlo, Campanini: “*Technical Aspects of Surface Electromyography for Clinicians*”
44. Molinari, Knaflitz, Bonato, Actis: “*Electrical manifestations of muscle fatigue during concentric and eccentric isokinetic knee flexion-extension movements*, IEEE Trans Biomed Eng, 2006
45. Perry J: “*The Gait cycle, Gait Analysis Normal and pathological Function*”, Slack Inc, 1992
46. Piper: *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln*, Berlin, 1912
47. Sacco, Amadio: “*Influence of the Diabetic Neuropathy on the Behavior of Electromyographic and Sensorial Responses in Treadmill Gait*”, in Clinical Biomechanics, 2003
48. Savini, Fioretti: *Valutazione della fatica muscolare durante movimenti di flessione – estensione*
49. Sawacha, Spolaor, Guarneri, Contessa, Carraro, Venturin, Avogaro, Cobelli: “*Abnormal muscle activation during gait in diabetes patients with and without neuropathy*”
50. Song Joo Lee and Joseph Hidler: “*Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals*”
51. Sigal, Kenny, Wasserman, Castaneda-Sceppa: “*Physical Activity/Exercise and Type 2 Diabetes*”
52. Tonnello, Natali, Forestiero: “*Analisi sperimentale del passo con riguardo alle forze di interazione del piede e all’azione muscolare*”, 2010
53. Vollestad: “*Measurement of human muscle fatigue*”, J Neurosci

Methods, 1997

54. Yves Blanc and Ugo Dimanico: *“Electrode Placement in Surface Electromyography (sEMG), Minimal Crosstalk Area (MCA)*

55. Zanutto, Sawacha, Del Din: *“Elettromiografia di superficie: protocolli di analisi del movimento sviluppati con strumenti bts bioengineering”*, 2009

56. Zappalà, Cobelli, Sawacha, Spolaor: *“Applicazione dell’analisi del cammino su treadmill alla valutazione delle manifestazioni di fatica muscolare”*, 2013

57. Zory, Molinari, Knaflitz, Schena, Rouard: *“Muscle fatigue during cross country sprint assessed by activation patterns and electromyographic signals time–frequency analysis”*