UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione

ANALISI DEL SEGNALE EMG PER LA STIMA DELLA FATICA MUSCOLARE

ANALYSIS OF THE EMG SIGNAL FOR THE ESTIMATION OF THE MUSCULAR FATIGUE

Relatore

Prof. Di Nardo Francesco

Candidato

Leoni Gianluca

Anno Accademico 2019/2020

Sommario

Capitolo I: Fisiologia della contrazione muscolare 1

1.1 Il sistema muscolo scheletrico 1

1.2 La fatica muscolare 7

1.3 Il segnale contrattile 9

Capitolo II: Il segnale elettromiografico (EMG) 14

2.1 Che cos'è l'elettromiografia 14

2.2 Acquisizione del segnale EMG 18

Capitolo III: Tecniche di analisi del segnale EMG 25

3.1 Analisi nel dominio della frequenza 25

3.2 Analisi Wavelet 27

3.3 Multiscale Fuzzy Approximate Entropy 29

Capitolo IV: Stima della fatica muscolare nell'attività fisica. 31

4.1 "Analisi del segnale EMG per la distinzione delle condizioni di fatica e non fatica muscolare" .. 32

4.2 "Differenze nelle manifestazioni mioelettriche della fatica durante le azioni muscolari isometriche." 34

4.3 "Analisi del segnale EMG del bicipite Brachiale utilizzando la tecnica della Multiscale Fuzzy Approximate Entropy." 36

4.4 "Analisi in tempo-frequenza dei segnali EMG durante azioni isocinetiche che conducono alla fatica muscolare (Analisi Wavelet del segnale Emg)." 43

4.5 "Stima quantitativa dell'affaticamento muscolare mediante elettromiografia di superficie durante la contrazione muscolare statica" 50

Capitolo V: Conclusioni 55

Bibliografia III

Introduzione

Secondo l'Organizzazione Mondiale della Sanità, per attività fisica si intende "qualunque sforzo esercitato dal sistema muscolo-scheletrico che si traduce in un consumo di energia superiore a quello in condizioni di riposo". Ad ogni età, una regolare attività fisica, anche moderata, contribuisce a migliorare la qualità della vita in quanto influisce positivamente sia sullo stato di salute (aiutando a prevenire e ad alleviare molte delle patologie croniche) sia sul grado di soddisfazione personale. L'affaticamento muscolare, definito come l'incapacità di mantenere la forza durante uno sforzo, è un sintomo molto comune durante l'attività fisica di qualsiasi tipo. Tale indice non va però sottovalutato, in primis in quanto monitorare il grado di affaticamento permette di programmare un allenamento funzionale, inoltre perché potrebbe essere la spia di disturbi che vanno oltre la semplice sensazione di fatica. Esistono diversi metodi per la valutazione dell'affaticamento muscolare e una delle tecniche più utilizzate è elettromiografia di superficie, un esame non invasivo effettuato mediante elettrodi di superficie che vanno a captare i potenziali d'azione che si sviluppano nel muscolo in esame durante la sua contrazione generando il segnale EMG. Infatti cambiamenti biochimici e fisiologici nei muscoli durante contrazioni affaticanti si riflettono anche nelle proprietà del segnale mioelettrico generato [1]. L'obiettivo del presente studio è valutare attraverso un'adeguata analisi della letteratura scientifica se l'utilizzo di diverse tecniche di analisi del segnale EMG consenta la stima del grado di fatica del muscolo preso in esame durante determinate e diverse fasi di contrazione.

Capitolo I: Fisiologia della contrazione muscolare

1.1 Il sistema muscolo scheletrico

I muscoli scheletrici appartengono alla classe dei muscoli striati e sono responsabili della postura, stabilità e movimento dei vari segmenti ossei (articolazioni) dello scheletro. L'apparato muscolo-scheletrico rappresenta l'insieme delle strutture ossee, articolari e muscolari che svolgono funzioni di sostegno e di difesa dell'organismo e che ne consentono i movimenti. È l'apparato più voluminoso del corpo umano, di cui rappresenta circa l'80% del peso totale. L'insieme di ossa e articolazioni dà vita all'apparato scheletrico; ossa, articolazioni e muscoli formano, insieme, l'apparato muscolo-scheletrico [2]. Le ossa sono una forma estremamente specializzata di tessuto connettivo di sostegno fortemente mineralizzato, caratterizzato da durezza e resistenza meccanica. In base alla forma che le caratterizza le ossa vengono generalmente divise in ossa lunghe, ossa piatte, ossa brevi e ossa irregolari. Le articolazioni sono un insieme di elementi (tessuto fibroso e/o cartilagineo, legamenti, capsule, membrane) che regolano la connessione tra due o più superfici ossee. I capi ossei che le costituiscono possono essere, tra di loro, mobili (come accade nel caso di ginocchio e gomito), semimobili (come nell'articolazione della colonna vertebrale) o fissi (come nel caso delle articolazioni delle ossa del cranio o del bacino), a seconda che servano per dar vita a movimenti più o meno ampi o a meccanismi di ancoraggio stabile: utilizzando la terminologia scientifica si parla rispettivamente di diartrosi (articolazioni mobili), anfiartrosi (articolazioni semimobili) e sinartrosi (articolazioni fisse). Il muscolo è un tessuto composto da particolari fibre dotati di capacità contrattile.

La cellula del muscolo scheletrico

La fibrocellula (anche chiamata fibra muscolare, miocita o miocellula) è l'elemento caratteristico del tessuto muscolare, di forma allungata, fusiforme, in grado di accorciare la propria lunghezza in seguito ad uno stimolo nervoso. Le fibre sono organizzate in una struttura gerarchica, dove ogni cellula è contenuta in una membrana, detta sarcolemma, e nel suo citoplasma, detto sarcoplasma. La principale struttura intracellulare, nonché unità contrattile, è rappresentata dalle miofibrille, disposte longitudinalmente lungo il sarcoplasma e di forma cilindrica. Intorno alle miofibrille vi è presente un elemento reticolare che le avvolge, il reticolo sarcoplasmatico (RS). Organizzato in triadi da un tubulo trasversale (tubulo T) e due cisterne terminali, l'insieme di questi elementi è responsabile della propagazione del potenziale d'azione e della contrazione che ne segue. Le membrane dei tubuli T sono una continuazione della membrana della fibra muscolare, così il lume dei tubuli T è in comunicazione con il liquido extracellulare e ne causa la rapida propagazione del segnale, mentre le

cisterne terminali contengono grandi concentrazioni di ioni calcio (Ca2+), responsabili dell'avvio e dell'arresto del meccanismo di contrazione.

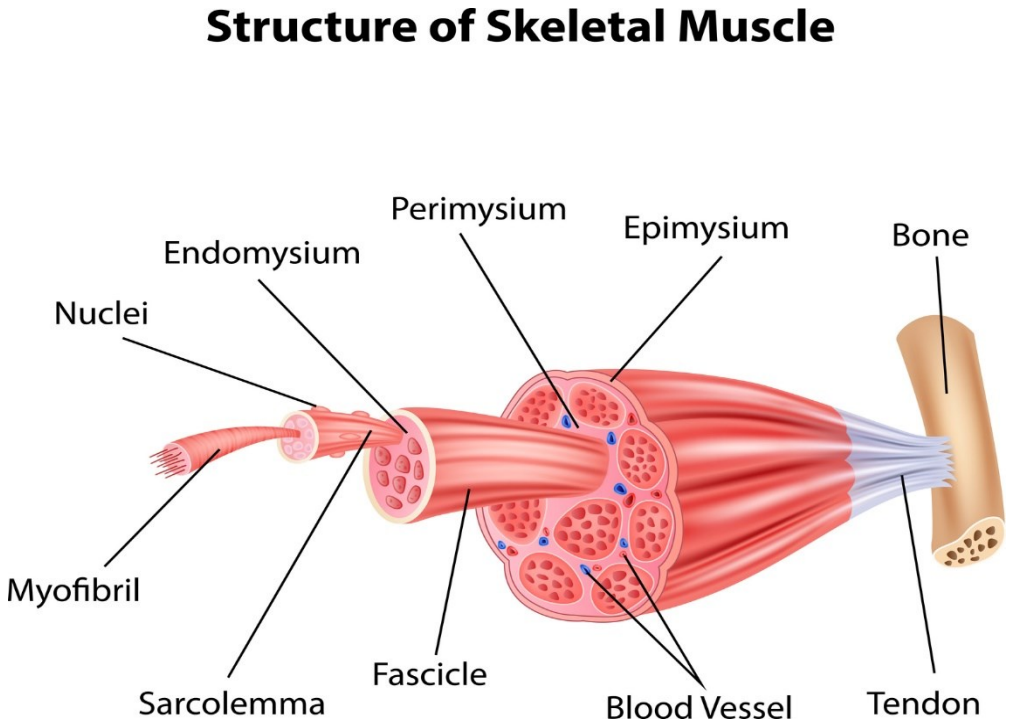


Figura 1.1.1 Struttura del muscolo scheletrico

Accoppiamento delle miofibrille

Le miofibrille sono costituite da proteine: le proteine contrattili miosina e actina, le proteine regolatrici troponina e tropomiosina e le proteine strutturali titina e nebulina. La miosina è il motore del muscolo, avendo la capacità di generare movimento, ed è costituita da due parti: la coda, parte rigida, e la testa, parte elastica che fa cardine per il movimento; un insieme di molecole di miosina costituisce un filamento spesso. L'actina è la proteina a cui la testa della miosina si attacca per effettuare la contrazione (complesso actomiosina) della fibra ed un insieme costituisce il filamento sottile della fibra muscolare. Le proteine regolatrici permettono l'unione tra miosina e actina, nella fase di avvio della contrazione. Il calcio, liberato nel sarcoplasma, si lega alla troponina e questa, a sua volta, regola la posizione della tropomiosina, che libera o chiude il sito dell'actina, cioè dove la testa della miosina si legherà. Un insieme di filamenti spessi e sottili alternati tra loro costituisce il sarcomero, che rappresenta l'unità strutturale e funzionale (contrattile) della miofibrilla, sul quale si può evidenziare un alternarsi di aree di colore più chiare e più scure (bande A e I, zona H) e delle linee di demarcazione del sarcomero (linea M e disco Z). I filamenti durante la contrazione scorrono gli uni rispetto gli altri, con forze dirette verso il centro del sarcomero, i quali a cascata accorciano il sarcomero, le miofibrille e le fibre muscolari [3].

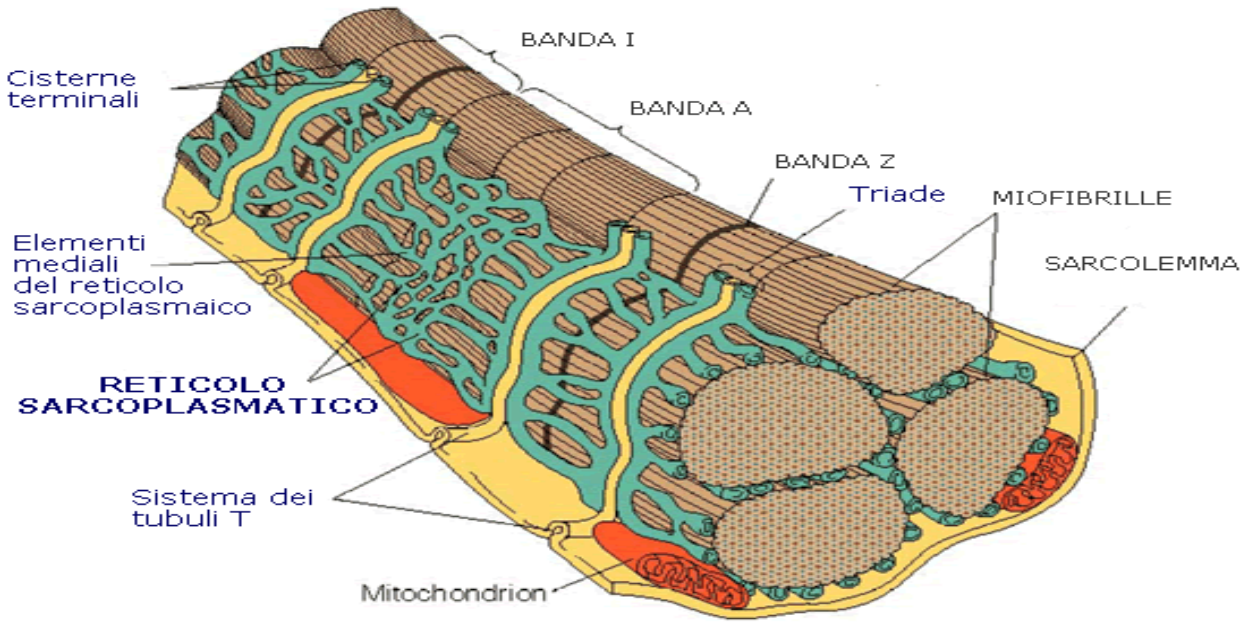


Figura 1.1.2 La cellula muscolare

Da [4], l'energia per il processo di contrazione è ricavata dalle molecole di ATP (adenosintrifosfato), fornita per la maggior parte dai mitocondri. Il processo (ciclico) può essere descritto in 4 fasi:

1. L'ATP si lega alla miosina che, fortemente legata all'actina (stato di rigor), ne diminuisce l'affinità causandone il distacco.
2. Avviene il processo di idrolisi dell'ATP, fornendo così l'energia necessaria alla rotazione della testa della miosina e l'attacco all'actina.
3. La testa della miosina flette compiendo il colpo di forza (power stroke) e facendo scorrere l'actina.
4. L'ATP si è scissa in ADP (adenosindifosfato) e lascia la miosina, la quale ritorna nello stato di rigor.

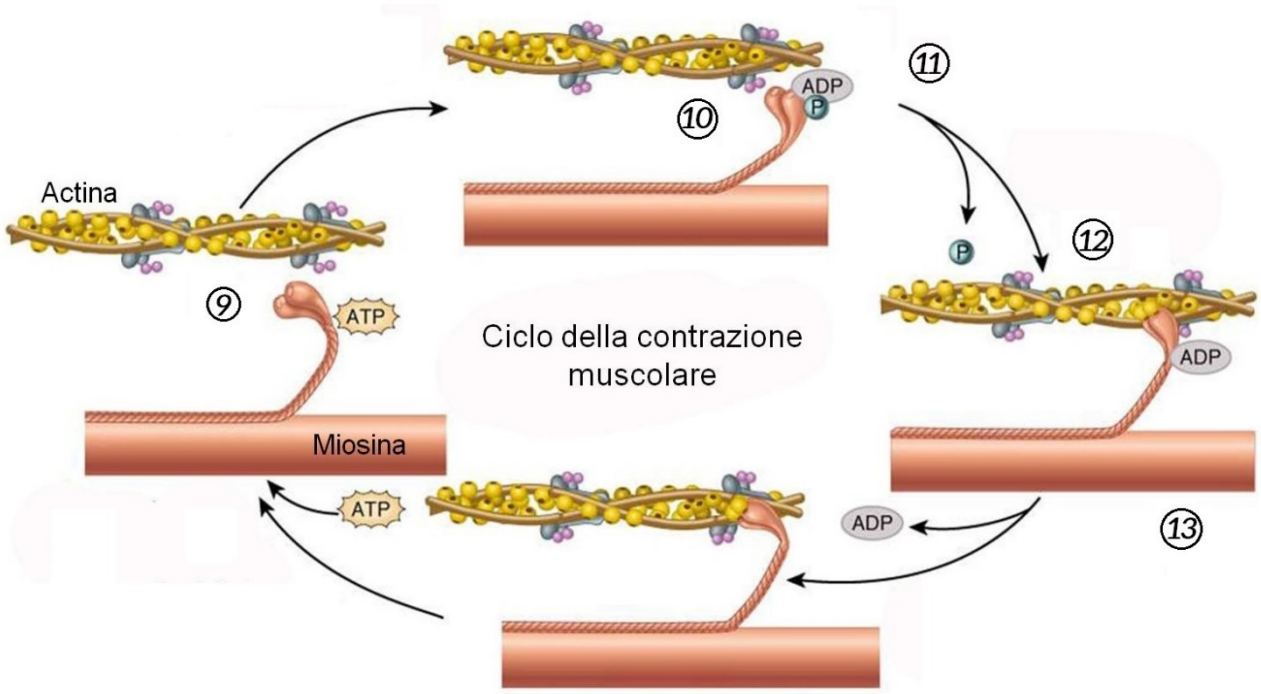


Figura 1.1.3 Ciclo della contrazione muscolare

Proprietà meccaniche del muscolo

Ogni muscolo è formato da numerose fibre poste in parallelo, e ciascuna fibra è composta da numerose miofibrille, poste in parallelo e di lunghezza uguale a quella del muscolo. Ciascuna miofibrilla è formata da un certo numero di sarcomeri, di lunghezza uguale tra loro e posti in serie. Quando una singola miofibrilla si contrae sviluppa una tensione uguale a quella unitaria di un singolo sarcomero. Il muscolo, contraendosi in toto, produce una forza complessiva data dalla somma delle forze sviluppate da ogni singolo elemento posto in parallelo. In definitiva, la forza prodotta da un muscolo con la contrazione, è proporzionale al numero di miofibrille poste in parallelo, cioè alla sua sezione trasversa. L'accorciamento totale è dato dalla somma degli accorciamenti dei singoli sarcomeri, pertanto è proporzionale al numero di sarcomeri posti in serie, cioè alla sua lunghezza. Poiché ciascun sarcomero, contraendosi, si accorcia di un'unità nel tempo 't', la velocità di accorciamento della miofibrilla, e quindi del muscolo, è uguale alla velocità di accorciamento di un sarcomero, l/t, moltiplicata per il numero di sarcomeri in serie: la velocità di accorciamento di un muscolo è proporzionale alla sua lunghezza [5].

Tipologia delle fibre muscolari

All'interno di ogni muscolo si riconoscono diversi tipi di fibre, classificate in base alla velocità di contrazione e alla resistenza alla fatica. Sono presenti le fibre rosse di tipo I: sono quelle lente ma

resistenti, sono ricche di mitocondri e di mioglobina che conferisce il colore rosso e permette d'avere una riserva d'ossigeno sempre disponibile. Il loro metabolismo è aerobico (ossidativo), sono fatte per lavorare per lunghi periodi di tempo. Hanno una velocità di conduzione nervosa lenta sino 80m/s e riescono a generare poca forza. Questo però gli permette di resistere alla fatica e pertanto hanno una soglia d'attivazione bassa. In seguito abbiamo le fibre bianche intermedie IIc-IIa: sono una via di mezzo, si chiamano ossidative glicolitiche, appunto perché presentano caratteristiche sia del tipo I che del tipo IIx. L'allenamento può facilmente spostare il loro metabolismo adattandosi alle esigenze dell'attività. La soglia di conduzione dello stimolo nervoso in queste cellule arriva a 100m/s. Fibre bianche IIx: forti ma poco resistenti alla fatica. La velocità di conduzione è veloce, sino a 120m/s. Il loro metabolismo è prevalentemente anaerobico (glicolitico). Il loro diametro è il maggiore in assoluto. Hanno una soglia d'attivazione alta, quindi entreranno in gioco solo se richiamate da sforzi elevati [6].

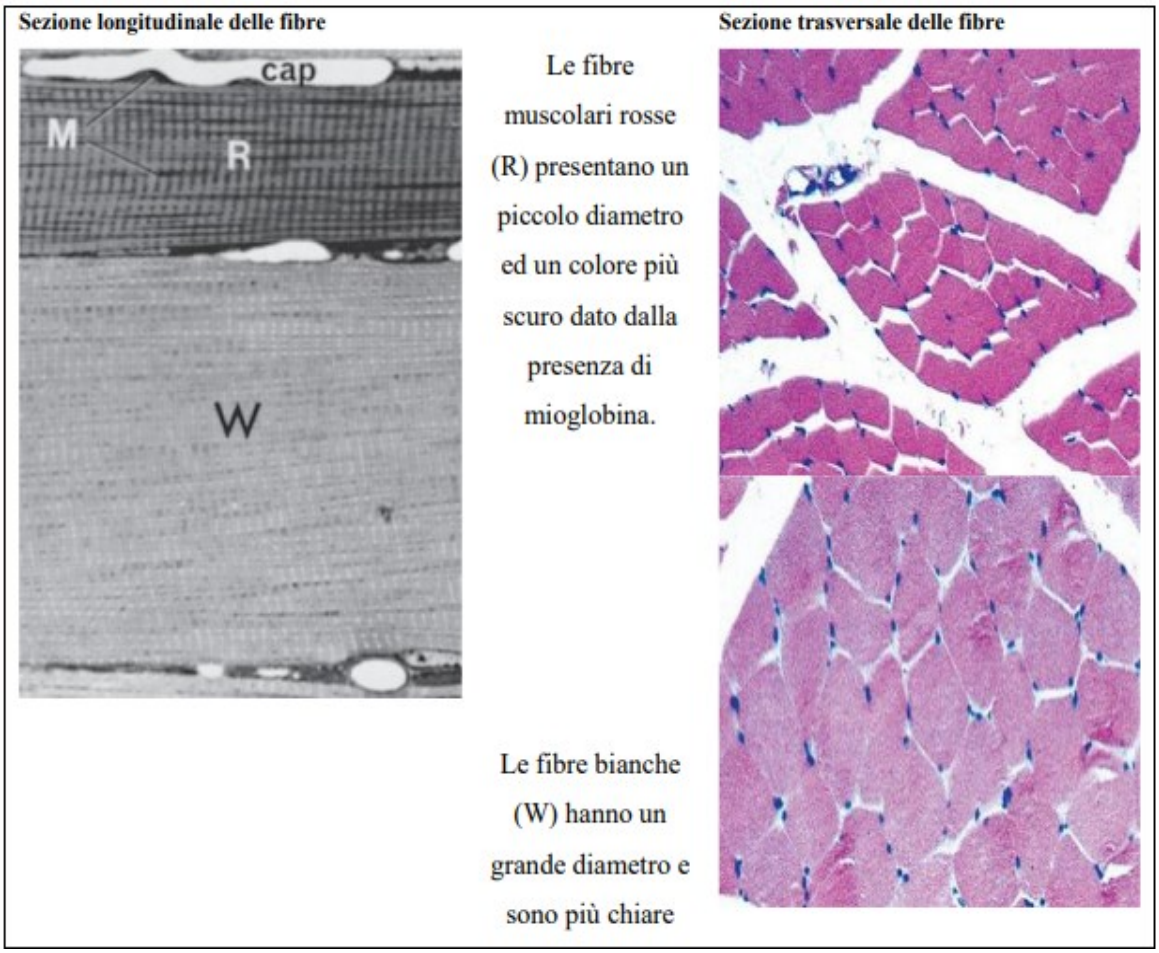


Figura 1.1.4 Rappresentazione delle fibre rosse e bianche

Modello meccanico del muscolo

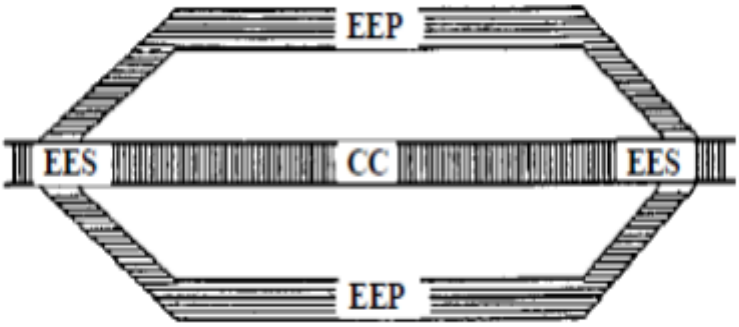


Figura 1.1.5 Modello meccanico del muscolo

Il modello meccanico del muscolo può essere così schematizzato:

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

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

Tipi di contrazione muscolare

I muscoli generano forza per ottenere movimento, ma possono anche generare forza senza produrre movimento. Si parla di contrazione isotonica (a tensione costante) quando un muscolo si accorcia spostando un carico che rimane costante per l'intera durata del periodo di accorciamento. Essa si può dividere in due fasi che sono la fase concentrica o positiva che si ha quando il muscolo si accorcia sviluppando tensione e la fase eccentrica che si sviluppa quando il muscolo si allunga generando tensione. Si parla di contrazione isocinetica si ha quando il muscolo sviluppa il massimo sforzo per tutta l'ampiezza del movimento, accorciandosi a velocità costante (tensione variabile**).** Infine ci sono le contrazioni statiche (o isometriche) che avvengono a lunghezza muscolare costante e si ottengono

quando l'accorciamento del muscolo è impedito da un carico uguale alla tensione muscolare, oppure quando un carico viene sostenuto in una posizione fissa dalla tensione del muscolo. La contrazione isometrica si ha quando il muscolo si contrae senza modificare la sua lunghezza (senza quindi spostare il carico).

1.2 La fatica muscolare

Che cos'è

La fatica è una condizione fisiologica che si realizza quando un muscolo, sottoposto a stimoli ripetuti di una certa intensità e frequenza, riduce progressivamente la sua attività contrattile, fino a raggiungere uno stato di esaurimento, caratterizzato dall'assoluta mancanza di risposta agli stimoli nervosi. La fatica modifica le singole contrazioni muscolari rallentando sia la fase di contrazione che quella di rilasciamento. In uno stato di prolungata contrazione si osserva dopo un certo periodo una minore capacità da parte del muscolo di fornire energia meccanica quando interviene la fatica infatti esso si rilascia molto più lentamente. Dal punto di vista biochimico la fatica muscolare è caratterizzata dalla riduzione o dalla scomparsa delle sostanze che costituiscono i depositi energetici (creatinfosfato e glicogeno) contenuti nel muscolo e dall'accumulo di acido lattico che esprime l'entità del debito di ossigeno che si instaura durante la fatica nella contrazione muscolare la fonte di energia è rappresentata dai carboidrati. Quando il lavoro dei muscoli è grande, vengono utilizzati i grassi e in minor misura le proteine, previa conversione in carboidrati. L'utilizzazione dei carboidrati quale fonte di energia avviene in presenza di ossigeno ma non consente altro che prestazioni limitate come durata ed entità. Per lavori pesanti o di lunga durata, il rifornimento di energia avviene, in assenza di ossigeno, mediante una demolizione anaerobica dei carboidrati e contraendo il cosiddetto debito d'ossigeno che verrà pagato nella fase del ristoro. Quando le riserve di carboidrati sono esaurite subentra lo stato di fatica muscolare i muscoli non sono più eccitabili e non si contraggono, si avverte come una dolenzia che non permette di continuare il lavoro iniziato [7].

Tipi di fatica muscolare

Da [7], la fatica è stata differenziata in centrale e periferica: centrale quando è imputabile a meccanismi che originano nel sistema nervoso centrale (SNC), ovvero in tutte quelle strutture nervose corticali e subcorticali i cui compiti vanno dall'ideazione del movimento alla conduzione dell'impulso nervoso fino al motoneurone spinale. Periferica se i fenomeni che la determinano si verificano nel motoneurone spinale, nella placca motrice o nella fibrocellula scheletrica. E' comunque opportuno ricordare che il drive cerebrale, sede della fatica centrale, è fortemente influenzato dalla

soggettività (motivazione psicologica, capacità di autocontrollo emotivo e di sopportazione del disagio fisico), di conseguenza reagisce in maniera individuale allo stress affaticante.

La fatica nell'attività fisica

Sempre da [6], Nelle attività fisiche di lunga durata si verificano importanti alterazioni metaboliche quali:

1. Riduzione della glicemia
2. Accumulo plasmatico di ammonio (NH3)
3. Aumento del rapporto tra amminoacidi aromatici e ramificati

che influenzano negativamente anche la funzionalità delle cellule nervose. Gli studi fino ad oggi affrontati sembrano dimostrare che la sede maggiormente influenzata dalla fatica sia il muscolo (componente periferica) escludendone la giunzione nervosa. L'attività sportiva intensa e di durata influenza negativamente l'attività del sarcolemma alterando la distribuzione ionica intra ed extracellulare con aumento del sodio (Na^+) intracellulare e del potassio (K^+) extracellulare. Questo fenomeno diminuisce la negatività del potenziale di riposo della fibra e riduce l'ampiezza del potenziale d'azione nonché la velocità di propagazione. Inoltre, anche l'accumulo di ioni idrogeno (H^+) nell'ambiente extracellulare sembra contribuire alla riduzione della velocità di conduzione della fibra muscolare. Nel muscolo affaticato, gioca un peso determinante l'alterazione della funzionalità del complesso tubuli trasversi-reticolo sarcoplasmatico; essa compromette il meccanismo contrattile che risente maggiormente della disponibilità di adenosin tri fosfato (ATP) e di calcio (Ca^{2+}). E' stato dimostrato che l'ampiezza del transiente del Ca^{2+} diminuisce con lo sviluppo della fatica ed è imputabile ad un'inibizione dei canali di rilascio e ricaptazione del Ca^{2+} a livello del reticolo sarcoplasmatico, accompagnata dalla ridotta affinità della troponina per il Ca stesso; tali fenomeni sono riconducibili all'aumento degli H+ ed imputati all'aumento dell'acido lattico. Infine, la riduzione del processo di rilascio e reuptake del Ca^{2+} del reticolo sarcoplasmatico aumenta la durata del transiente del Ca^{2+} stesso riducendo la velocità di contrazione. Un altro fattore dal quale dipende l'insorgenza della fatica è senz'altro lo squilibrio tra la velocità di scissione dell'ATP e la velocità di sintesi della stessa. Ciò che conta, più che la concentrazione di questa molecola (la quale raramente scende al di sotto del 70%), è la concentrazione di fosforo inorganico (Pi) che viene liberato dall'idrolisi dell'ATP; il suo aumento induce la formazione di ponti actino-miosinici ed ostacola il meccanismo contrattile. Degna di nota è anche la disponibilità del glicogeno muscolare che, in esercizi protratti in consumo di ossigeno tra il 65% ed l'85% del VO2MAX (reclutamento di fibre bianche veloci, ossidativo-glicolitiche e resistenti alla fatica,

quindi di tipo IIa), diventa un elemento fortemente limitante; al contrario, per sforzi di intensità inferiore, i substrati primari sono glucosio ed acidi grassi ematici; per quelli di intensità superiore, l'acido lattico in accumulo impone l'interruzione dello sforzo prima dell'esaurimento delle riserve di glicogeno. La fatica muscolare è senz'altro un fenomeno ad eziologia multifattoriale che coinvolge diversi siti cellulari e meccanismi biochimici e che dipende dal tipo di esercizio svolto, dalla sua durata e intensità, quindi dal tipo di fibre coinvolte nel gesto atletico.

1.3 Il segnale contrattile

Il neurone

Il neurone è l'unità cellulare che costituisce il tessuto nervoso, il quale concorre alla formazione del sistema nervoso. Grazie alle sue peculiari proprietà fisiologiche e chimiche è in grado di ricevere, elaborare e trasmettere impulsi nervosi sia eccitatori che inibitori [8]. Il neurone, cellula nervosa elementare, è costituito da una parte centrale che costituisce il corpo cellulare, detto soma, in cui risiedono il nucleo e gli organelli. Dal soma hanno origine numerosi dendriti, i quali formano l'organo di entrata del neurone, e l'assone, il quale costituisce l'organo di uscita del neurone (e via dei neurotrasmettitori). L'assone può essere rivestito da una guaina, detta mielina, e lungo esso sono presenti i nodi di Ranvier (se l'assone è mielinizzato).

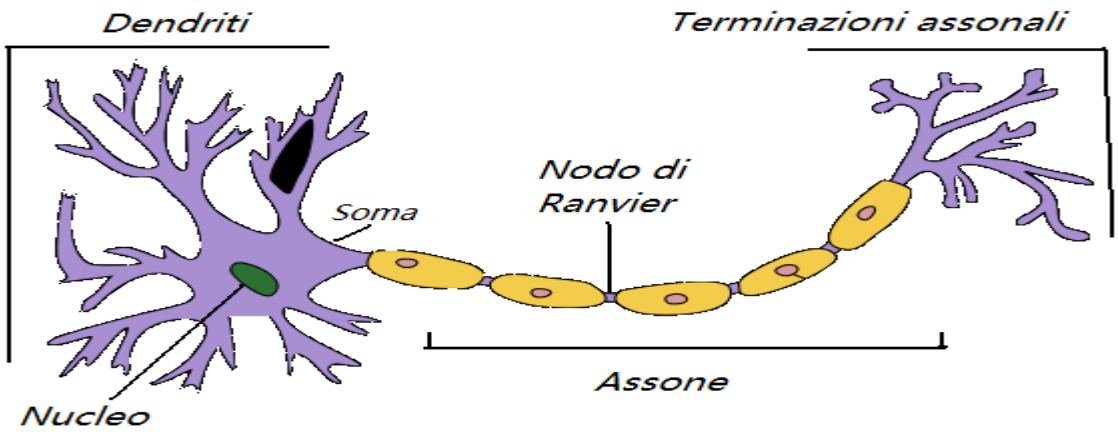


Figura 1.3.1 Struttura di un neurone

Il neurone è dotato di due fondamentali caratteristiche che lo rendono un punto importante nella trasmissione dell'informazione. La prima è l'eccitabilità neuronale che è una proprietà biofisica fondamentale dei neuroni che consiste nella capacità di generare impulsi elettrici, quando vengono eccitati con uno stimolo di ampiezza e durata opportune (trigger), che si propagano lungo la membrana. La membrana plasmatica del neurone e dei suoi prolungamenti ha la caratteristica di reagire a cambiamenti dell'ambiente (stimoli) con mutamenti dello stato fisico-chimico che generano variazioni del potenziale elettrico di membrana (potenziale d'azione) [9]. Questo potenziale viene

usato per propagare gli impulsi elettrici con i quali i neuroni comunicano con le altre cellule grazie alla proprietà di conduttività del neurone, che è la seconda responsabile della trasmissione dell'informazione. In poche parole gli stimoli sono raccolti dal corpo cellulare e dai dendriti e trasmessi all'assone. I singoli neuroni sono funzionalmente connessi tra loro mediante particolari zone di contatto, dette sinapsi, preposte alla trasmissione dell'impulso nervoso. In ogni caso, la trasmissione dell'impulso nervoso avviene in una sola direzione, il che permette di distinguere, in una sinapsi, la componente pre e post-sinaptica. La componente presinaptica si presenta espansa, costituendo il bulbo pre-sinaptico, caratterizzata dalla presenza di numerosi mitocondri e di vescicole, queste ultime contenenti il mediatore chimico, acetilcolina (Ach) per i muscoli scheletrici, responsabile della trasmissione dello stimolo e dell'avvio dell'accoppiamento eccitazione-contrazione delle fibre sulle placche motrici [10]. I potenziali per l'eccitazione delle cellule innervate al neurone devono ovviamente avere un valore tale da superare la soglia di trigger, se questo valore sarà superato la cellula varierà alcune sue proprietà, tali da permettere gli eventi ad esse collegate.

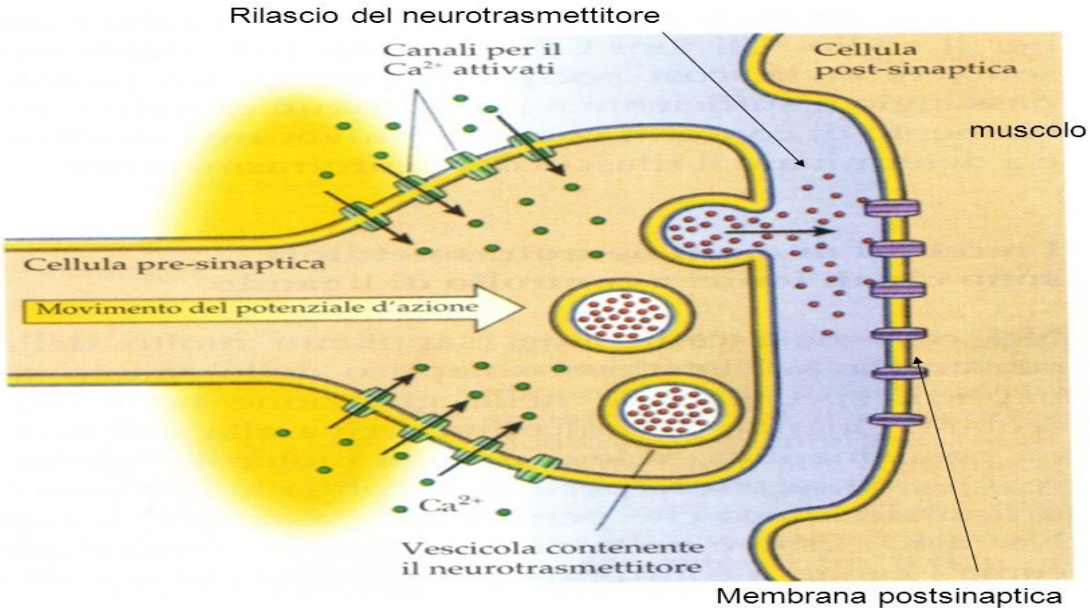


Figura 1.3.2 Movimento del potenziale d'azione nella cellula pre-sinaptica

L'unità motoria (UM)

La più piccola unità funzionale adibita al processo di contrazione del muscolo scheletrico è l'unità motoria (UM), la quale è costituita da un motoneurone somatico, che origina dal midollo spinale, e dalle fibre muscolari che questo innerva [4]. Il termine unità evidenzia il comportamento: tutte le fibre muscolari di una data unità motoria agiscono come se fossero una con il processo di innervazione. Mentre un motoneurone può innervare più fibre, una fibra può essere innervata da un

solo motoneurone. Il segnale che questo motoneurone genera è detto “potenziale d’azione” e sarà questo segnale a causare la contrazione delle fibre innervate. Quando un singolo impulso adeguato è applicato all’interno del muscolo tutte le fibre innervate si attivano (diversamente non se ne attiva nessuna, “potenziale del tutto o del nulla”). Aumentare l’ampiezza dello stimolo non significa aumentare l’intensità della risposta delle fibre (necessitano soltanto di superare la soglia di attivazione). A seconda di quante e quali unità motorie sono reclutate l’intensità (forza) e la durata della contrazione possono variare notevolmente. Generalmente nei muscoli utilizzati per movimenti non precisi, come la postura o il cammino, le unità motorie sono costituite da centinaia o anche migliaia di fibre muscolari, mentre per movimenti più fini il numero di fibre coordinate per unità motoria si riduce notevolmente [4].

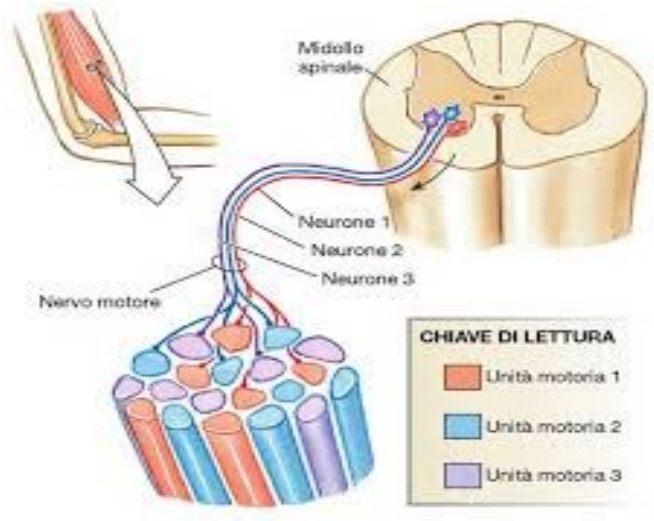


Figura 1.3.3 Rappresentazione di una unità motoria

I motoneuroni hanno dimensioni diverse: quelli che innervano le unità motorie composte da fibre muscolari a contrazione rapida sono più grandi di quelli delle unità motorie composte da fibre muscolari a contrazione lenta. Il potenziale post-sinaptico eccitatorio ha un'intensità inversamente proporzionale alla grandezza del soma del motoneurone. I motoneuroni delle UM di tipo lento raggiungono prima la soglia di eccitabilità. Dato che la tensione sviluppata da ogni singola fibra muscolare è direttamente proporzionale all'area della sua sezione trasversa, la stimolazione di una unità motoria di tipo veloce, a parità di numero di fibre muscolari, comporta lo sviluppo di una forza maggiore di quella prodotta dalle UM di tipo lento. Il punto di innesto o terminazione della fibra nervosa motrice è detto placca motrice o sinapsi neuromuscolare. La placca motrice permette la comunicazione di tipo chimico (in quanto avviene attraverso mediatori chimici) tra il motoneurone e la fibra stessa; tramite il rilascio di acetilcolina, infatti, la fibra muscolare potrà contrarsi. La placca motrice è composta da due componenti: una pertinente alla cellula muscolare, l'altra alla fibra

nervosa. La componente muscolare risulta di piccole invaginazioni del sarcolemma, dette fessure sinaptiche secondarie. La componente spettante alla fibra nervosa è costituita dalla porzione terminale dell'assone e ramificata nelle fessure sinaptiche primarie.

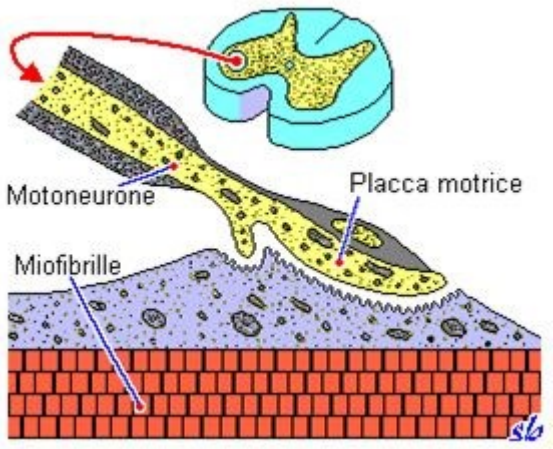


Figura 1.3.4 Rappresentazione di una placca motrice

Eccitabilità della membrana muscolare

L'eccitabilità delle fibre muscolari attraverso il controllo neurale rappresenta un fattore importante nella fisiologia muscolare. Il modello utilizzato per spiegare questo fenomeno è il modello di membrana semi-permeabile, il quale descrive le proprietà elettriche del sarcolemma [11]. L'equilibrio ionico mantenuto nelle fasi non attive fra interno ed esterno della cellula muscolare causa un potenziale di membrana detto "potenziale di riposo" (quando la cellula non è eccitata). Questo gradiente è reso possibile dalla presenza di proteine di membrana, in particolare la pompa sodio-potassio, che trasportano in modo attivo una quantità di ioni tale da mantenere un valore di potenziale fisiologico. Il potenziale di riposo è sempre un valore negativo in quanto l'ambiente intracellulare è più elettronegativo di quello extracellulare; questa differenza è data principalmente da una maggiore concentrazione di cationi sodio all'esterno della cellula. Questo potenziale andrà quindi ad essere modificato da due fattori: i gradienti di concentrazione dei diversi ioni passanti attraverso la membrana e la permeabilità della membrana a quegli ioni. Un cambio di permeabilità della membrana determinerà una variazione del potenziale. Gli ioni di interesse al potenziale di membrana sono Na+, Ca2+, Cl e K+. I primi tre sono più concentrati nel liquido extracellulare rispetto al liquido intracellulare e la cellula a riposo è scarsamente permeabile ad essi. Ogni cellula mantiene una differenza di potenziale elettrico tra l'ambiente extracellulare ed intracellulare nell'ordine dei millivolt. Quando il neurotrasmettitore acetilcolina arriva alle placche motrici, questo causa una variazione della permeabilità della membrana agli ioni Na+. Se la membrana si depolarizza fino a -55mV ("valore soglia") si ha l'apertura di proteine dette canali del sodio/potassio voltaggio-

dipendenti, che fanno sì che ioni positivi entrino nella cellula, depolarizzando ulteriormente la membrana fino a valori di +35 mV innescando così il "ciclo di Hodgkin". Il ciclo di Hodgkin è un evento che avviene durante la fase ascendente dello stimolo neuronale o spike subito dopo aver raggiunto il valore soglia per innescare la propagazione del segnale. È un esempio di retroazione positiva: inizia con l'aumento della conduttanza al sodio che determina una depolarizzazione la quale aumenta maggiormente la conduttanza del potassio. Il ritorno del potenziale al valore di riposo è favorito da proteine che utilizzano energia sotto forma di ATP per pompare all'esterno gli ioni sodio in eccesso; queste proteine sono dette pompe ATPasi Na+/K+ e sono costituite da 2 subunità alfa e da 2 subunità beta; queste pompe consentono (attraverso l'idrolisi di ATP) di portare fuori dalla cellula il sodio (Na+) in eccesso facendovi rientrare il potassio (K+): ogni 3 ioni Na+ che escono entrano 2 ioni K+ in modo da ristabilire l'equilibrio che determina il potenziale di riposo [12].

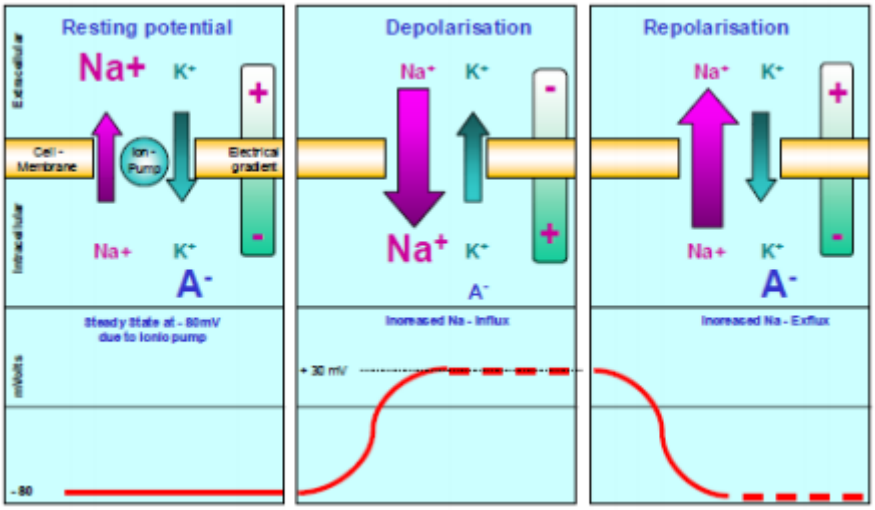


Figura 1.3.5 Rappresentazione schematica del meccanismo di depolarizzazione/ripolarizzazione

Il potenziale d'azione

Partendo dal potenziale di riposo, che nelle cellule muscolari è tra -80 e -90 mV, un potenziale d'azione varia la permeabilità di membrana e si passa rapidamente ad un potenziale positivo di circa +30 mV. Il segnale elettrico è rapidamente ristabilito (ripolarizzato) e seguito da un'iperpolarizzazione (il potenziale di membrana è più negativo del potenziale di riposo). Dalle placche motrici il potenziale si propaga nel muscolo e nelle sue fibre.

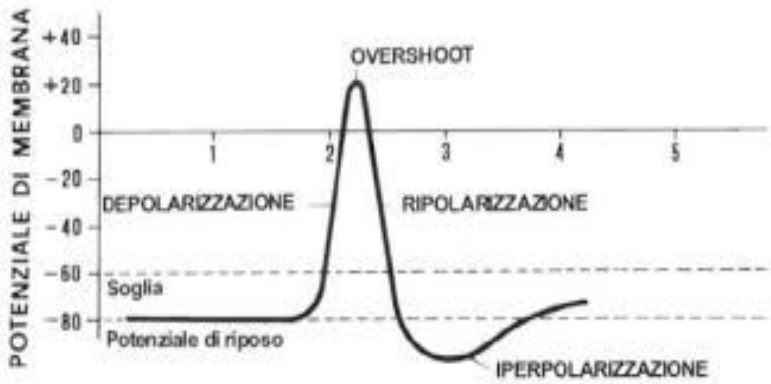


Figura 1.3.6 Potenziale d'azione delle cellule muscolari. In ascissa il tempo in millisecondi e in ordinata il potenziale di membrana in millivolt

Capitolo II: Il segnale elettromiografico (EMG)

2.1 Che cos'è l'elettromiografia

Definizione

Per elettromiografia (EMG) si fa riferimento ad una tecnica diagnostica non invasiva utilizzata per studiare il corretto funzionamento del sistema nervoso periferico dal punto di vista funzionale. L'elettromiografia così come l'elettroneurografia (ENG), permette perciò la registrazione dell'attività elettrica del muscolo e lo studio di tale attività attraverso l'analisi del segnale prodotto durante la contrazione muscolare. Oltre a rappresentare un metodo affidabile, in grado di dare importanti informazioni sulla funzionalità dei nervi periferici e dei muscoli scheletrici, l'EMG è un importante mezzo diagnostico soprattutto nei casi in cui non siano chiare la sede e l'entità di una lesione.

Da chi e come viene eseguito l'esame

L'elettromiografia viene eseguita dal medico e dal tecnico. La prima parte viene eseguita dal tecnico di neurofisiopatologia e consiste nello stimolare, attraverso stimoli di natura elettrica, i nervi periferici e registrare le relative risposte sui muscoli innervati dal quel nervo. La seconda parte viene eseguita dal medico e consiste nell'inserzione di un ago sottocutaneo, elettrodo coassiale nei muscoli che si vogliono indagare. L'esame incomincia con l'inquadramento anamnestico e clinico del paziente, integrato dalle informazioni fornite dal medico che ha prescritto l'esame, insieme agli accertamenti di laboratorio e strumentali fino ad allora eseguiti. Il medico elettromiografista deciderà, sulla base dei dati forniti dal paziente e della sua sintomatologia clinica un percorso che punti alla diagnosi corretta con il minor numero di nervi e muscoli esaminati, per ridurre al minimo il disagio del

paziente. I potenziali registrati andranno quindi ad evidenziare un gruppo di unità motorie (nervi) e la loro velocità di conduzione con gli elettrodi superficiali, mentre con gli elettrodi ad ago si potrà analizzare una singola unità motoria (l'EMG permette di "guardare" direttamente nel muscolo). In sostanza nel corso dell'esame elettromiografico vengono dunque captati i potenziali d'azione che si sviluppano nel muscolo in esame durante la sua contrazione al fine di ottenere un segnale elettromiografico da poter analizzare per la valutazione di eventuali patologie a carico del sistema nervoso periferico e dell'apparato muscolare oltre che ovviamente per la stima della fatica muscolare durante l'attività fisica.

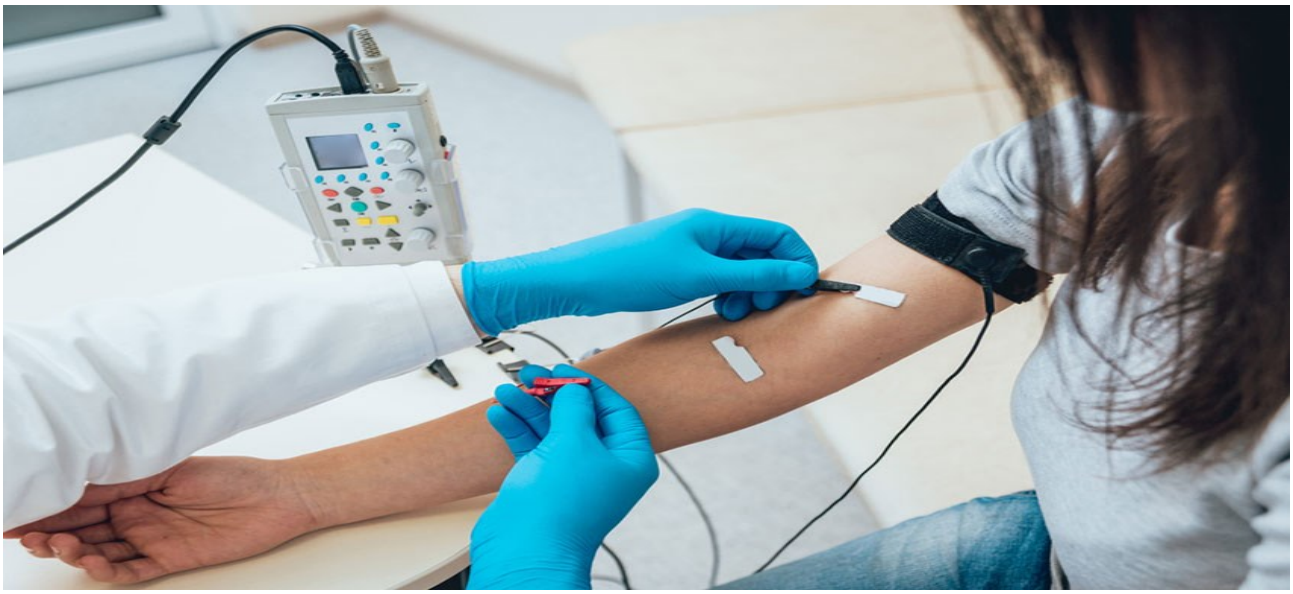


Figura 2.1.1 Esecuzione di un esame EMG

Sintomi tipici per i quali effettuare l'esame

- Alterazioni della sensibilità come: ipoestesia (riduzione della sensazione tattile), anestesia (es. "addormentamento"), parestesie (es. "formicolio"), disestesie (percezione dolorosa a seguito di stimolo non doloroso) e dolore spontaneo
- Deficit di forza a carico di singoli muscoli o gruppi muscolari interpretato dal medico come di origine periferica
- Riduzione del volume di uno o più muscoli
- Persistente presenza di fascicolazioni, ovvero sensazione che piccole porzioni di muscolatura si muovano in modo non volontario

- Lombosciatalgie persistenti o altri tipi di dolore agli arti inferiori legati alla presenza di una patologia a carico della radice nervosa (ernia del disco, artrosi con osteofitosi, impegno nei forami di coniugazione, ecc.) [13].

Aspetti generali

Da [12], si elencano alcuni aspetti riguardanti l'esame:

- Gli aghi sono di dimensioni molto piccole, ma, a seconda di quanto è complicata la diagnosi ed a quale profondità occorre lavorare, può rendersi necessario che gli agoelettrodi vengano alzati e riaffondati più volte in più punti nella cute. L'eventuale dolore è principalmente legato al posizionamento degli aghi, dopodiché il macchinario si occupa di acquisire i segnali bioelettrici provenienti dai muscoli. Si ricorre alla stimolazione elettrica, in caso di misurazione di velocità di conduzione nervosa: allo scopo, viene usato uno stimolatore che effettua delle piccole scosse elettriche, paragonabili a quelle date dagli stimolatori per la ginnastica passiva. Per eseguire EMG intramuscolare, in genere è inserito sia un ago-elettrodo monopolare che uno di tipo concentrico, attraverso la pelle nel tessuto muscolare. L'ago viene quindi spostato in punti multipli all'interno del muscolo, quando è rilassato, per valutare l'attività inserzionale e l'attività di riposo nel muscolo. Muscoli normali esibiscono una breve raffica di attivazione della fibra di muscolo quando stimolati dal movimento dell'ago, e questo intervallo di tempo raramente dura più di 100ms.

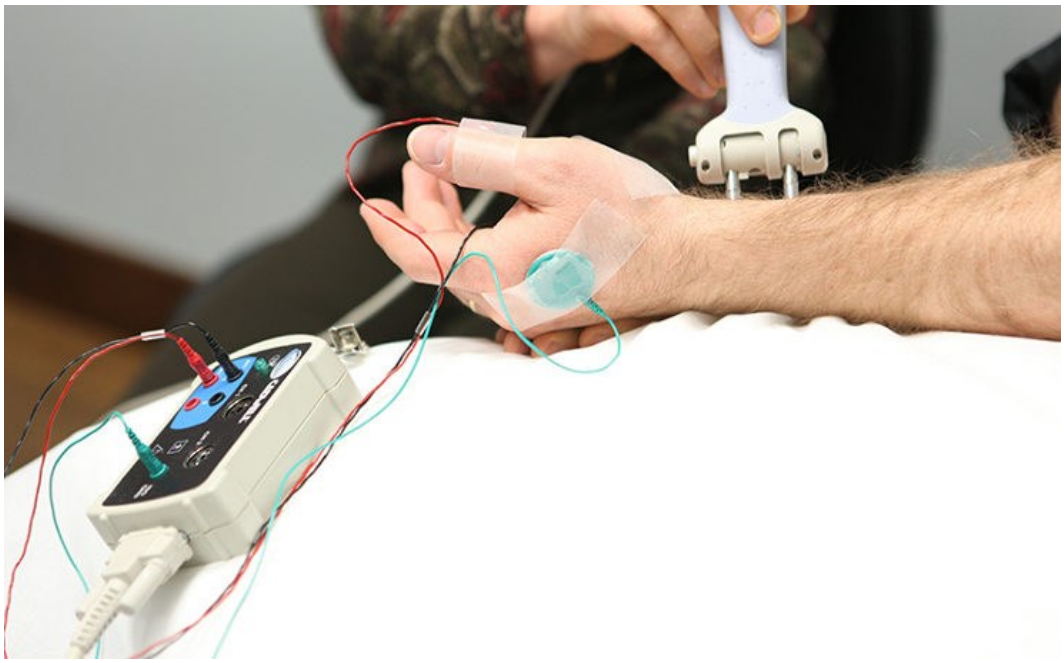


Figura 2.1.2 Esame effettuato mediante l'utilizzo di uno stimolatore

- La fascicolazione è un'attivazione involontaria di un'unità motoria all'interno del muscolo, a volte visibile ad occhio nudo come una contrazione muscolare ovvero riscontrabile con gli elettrodi di superficie (all'esame dell'elettroneurografia). Le fibrillazioni, invece, sono rilevabili solo da ago EMG e rappresentano l'attivazione isolata delle singole fibre muscolari, solitamente come in conseguenza di una malattia nervosa o muscolare. Spesso, le fibrillazioni sono attivate dal movimento dell'ago (attività inserzionale) e persistono per alcuni secondi o più, dopodiché il movimento cessa.
- In presenza di fibrillazione si procede a un ulteriore secondo livello di accertamento più approfondito della funzionalità del muscolo, durante la contrazione involontaria. L'accertamento richiede di posizionare l'ago-elettrodo più volte e in punti diversi, e perciò è più "invasivo" (ed eventualmente doloroso) e limitato ai casi di necessità. In presenza di fascicolazione, l'accertamento non sempre è necessario.
- Dopo la valutazione dell'attività di riposo e inserzionale, l'elettromiografia valuta l'attività del muscolo durante la contrazione volontaria. Sono presi in esame la forma, la dimensione e la frequenza dei segnali elettrici risultanti. Quindi l'elettrodo viene ritratto un paio di millimetri, e nuovamente viene analizzata l'attività. Questo si ripete, a volte fino a 10-20 volte al fine di trarre conclusioni sulla funzionalità dell'unità motoria. Ogni traccia di elettrodo dà solo un'immagine molto locale dell'attività del muscolo intero: dato che i muscoli scheletrici differiscono nella struttura interna, l'elettrodo in questo solo secondo caso di indagine deve essere posizionato in diversi punti per ottenere uno studio accurato.

Usi principali dell'EMG

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

- Ricerca medica, per ortopedia, chirurgia (analisi pre-chirurgica), neurologia (deficit periferico di forza o sensibilità);

- Riabilitazione, post-operatoria, post-incidente, fisioterapia;

- Ergonomia, prevenzione del rischio (risposta dei muscoli), design ergonomico;

• Sport, biomeccanica, analisi del movimento, allenamento degli atleti (performance muscolare, tecniche e regimi di allenamento), riabilitazione sportiva [11].

2.2 Acquisizione del segnale EMG

Fase di pre-acquisizione: preparazione della pelle

Al fine di ottenere un'adeguata rilevazione del segnale è molto importante effettuare una pulizia della pelle nei suoi strati più superficiali. Nel caso sia presente della peluria anche questa andrà rimossa, in modo da consentire una corretta adesione degli elettrodi. Per rimuovere le cellule morte la pelle va strofinata con una pasta abrasiva, senza abraderla, e poi va pulita da eventuali residui. In seguito viene asciugata, solitamente con dell'alcol. Se il procedimento è stato svolto correttamente, la pelle assumerà un colore rosso acceso.

Figura 2.2.1 Pulizia della pelle per l'applicazione degli elettrodi

Tutto questo viene fatto in quanto elettricamente la pelle può essere rappresentata da un'impedenza e lo strato più superficiale (strato corneo), composto prevalentemente da cellule morte, rappresenta un ostacolo per il passaggio di corrente elettrica.

Fase di pre-acquisizione: applicazione degli elettrodi

Una volta preparata la cute si possono applicare gli elettrodi. A seconda dell'indagine che si vuole fare vengono utilizzati differenti tipi di elettrodi: gli elettrodi di superficie per muscoli superficiali, a diretto contatto con la pelle e non invasivi; per muscoli più profondi sono necessari elettrodi ad ago, per permettere il diretto contatto col gruppo muscolare d'interesse e quindi effettuare un'indagine invasiva. Gli elettrodi di superficie più comunemente utilizzati sono quelli di tipo Ag-AgCl, in gel, adesivi e usa e getta. Presentano tipicamente una forma circolare a singolo bottone (figura 2.2.2 A) o

duali (figura 2.2.2 B), a seconda della distanza a cui si vogliono posizionare. L'area conduttiva, costituita dal disco argentato ricoperto di AgCl, deve essere di circa 1 cm o minore.

Figura 2.2.2 A) Elettrodo singolo B) Elettrodo duale

Ogni elettrodo dovrebbe essere applicato tra l'unità motoria e l'inserzione del tendine o tra due unità motorie, in direzione parallela alla fibra muscolare. Inoltre non va posizionato sul tendine o in prossimità di esso, in quanto il segnale potrebbe risultare scarsamente leggibile (la fibra si assottiglia) o soggetto a crosstalk a causa dei muscoli antagonisti. Nel caso di misurazioni dinamiche devono essere posizionati il più al centro possibile del muscolo poiché durante la contrazione si spostano e potrebbero non essere più centrati. Inoltre è consigliabile fissare i cavi con bende o cinghie elastiche per evitare che gli elettrodi si distanzino l'uno dall'altro (spesso causa di artefatti da movimento).

Figura 2.2.3 Fissaggio dei cavi durante l'esame

Acquisizione del segnale elettromiografico

Come detto nel Capitolo precedente le fibre muscolari sono organizzate in gruppi, ciascuno raggiunto dalla ramificazione terminale di un singolo motoneurone. Il motoneurone insieme alle fibre da esso innervate costituiscono l'unità funzionale del muscolo, chiamata unità motoria(UM). Affinché ci sia contrazione muscolare è necessario che uno stimolo proveniente dal Sistema Nervoso Centrale, nel caso di contrazione volontaria, o proveniente da uno stimolatore elettrico esterno, nel caso di contrazione indotta, propagandosi lungo l'assone di un motoneurone, arrivi alle fibre dell'unità motoria. Il segnale EMG si basa sulla raccolta dei potenziali d'azione della membrana della fibra muscolare dovuto ai processi di depolarizzazione e ripolarizzazione visti in precedenza. A partire dal punto di innervazione di ogni fibra si generano due zone di depolarizzazione (aventi un'area tra 1 e 3 mm^2) che, dopo l'eccitazione iniziale, si propagano verso l'estremità della fibra alla velocità di 3-5 m/s. Il potenziale d'azione nel traslare lungo la fibra, genera un campo elettrico che si diffonde nel mezzo conduttore circostante producendo delle tensioni che possono essere acquisite con un ago (elettromiografia ad ago) oppure sulla superficie della pelle tramite elettrodi di superficie (elettromiografia di superficie). A causa di differenze nel punto di innervazione e nella velocità di conduzione delle fibre di una unità motoria, queste sorgenti di campo elettrico non sono perfettamente allineate nello spazio e quindi neanche nel tempo di arrivo presso gli elettrodi di registrazione [11].

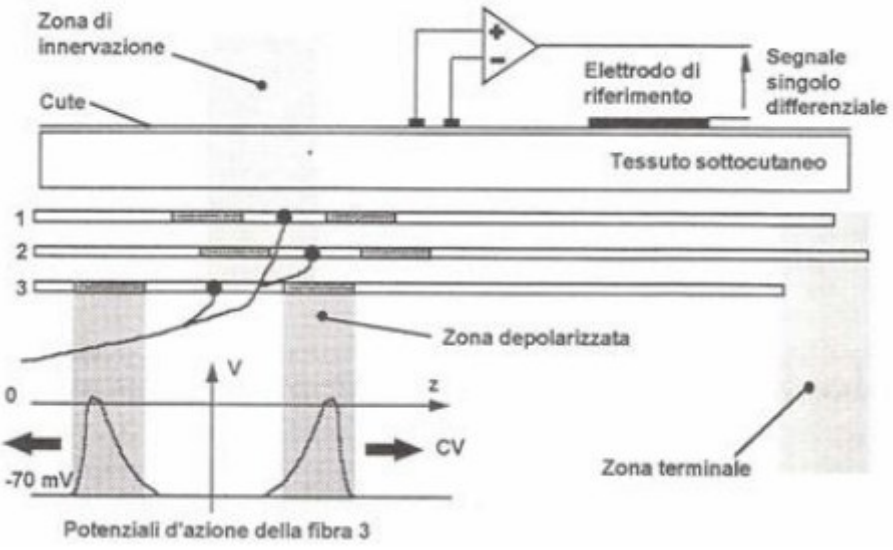


Figura 2.2.4 Generazione del segnale mioelettrico

Nella Figura 2.6 si può vedere graficamente la generazione del segnale mioelettrico. In questo caso ciascuna delle tre fibre muscolari appartenenti all'unità motoria, genera, in risposta a ciascuna attivazione, due sorgenti di campo elettrico che si propagano in direzioni opposte verso le zone terminali. Ciascuna sorgente contribuisce al segnale rilevato sulla cute dando origine al Motor Unit Action Potential o MUAP. Il segnale mioelettrico (segnale MUAP) risultante sarà la somma (detta appunto MUAP) di numerosi potenziali che vengono registrati dagli elettrodi e rappresentano quindi i segnali provenienti dall'unita motoria (UM) e dunque da tutte le fibre che innerva. Il MUAP dipende in forma e dimensione dall'unità motoria e dalle fibre muscolari che innerva, dal tipo di queste ultime e dal loro orientamento rispetto gli elettrodi. Nel caso di contrazione volontaria il segnale cutaneo sarà la somma dei vari MUAP, i quali avranno diverse frequenze di scarica e perciò sarà un segnale pressoché casuale. Viceversa, nel caso di contrazione indotta con stimolazione elettrica, i MUAP risulteranno sincronizzati in quanto indotti da uno stimolatore esterno a frequenza fissa. Poiché in quest'ultimo caso si ha la stessa frequenza e la stessa fase, il segnale risultante sarà un'onda di forma e caratteristiche definite e frequenza pari a quella di stimolazione [14].

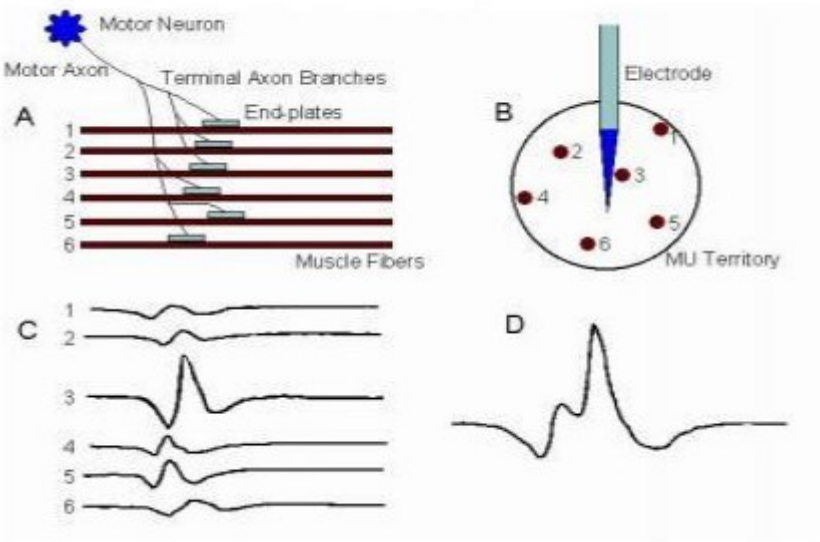


Figura 2.2.5 Rilevamento del MUAP: A) Il motoneurone e le terminazioni sulle fibre: B) Rappresentazione dell'elettrodo sulla pelle; C) Potenziali d'azione delle singole fibre; D) Segnale MUAP di tutta l'unità motoria.

In Figura 2.2.5 si osserva come si arriva al segnale MUAP di tutta l'unità motoria partendo dalla misurazione del potenziale d'azione delle singole fibre. Un treno di MUAP appartenenti alla stessa unità motoria è detta MUAPT. Il segnale EMG superficiale rilevato dagli elettrodi è dato dalla sovrapposizione dei MUAPT delle varie unità motorie (figura 2.2.6).

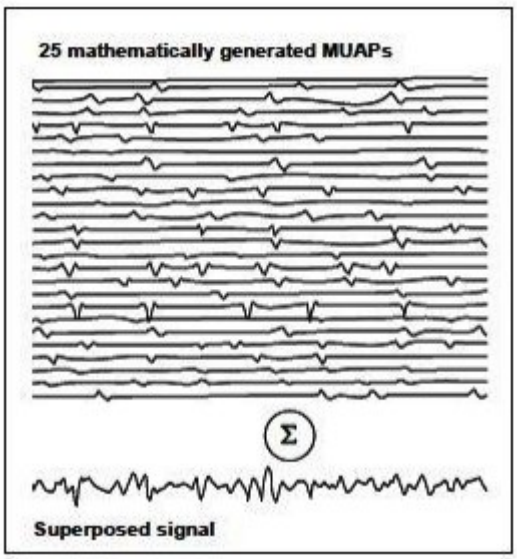


Figura 2.2.6 Segnale EMG superficiale (in basso) ottenuto come sovrapposizione (sommatoria) di 25 MUAP

Solitamente ogni segnale EMG viene poi suddiviso in più armoniche, significative tra i 10 e i 400Hz. Infine, l'insieme dei MUAP sovrapposti costituisce il segnale che verrà visualizzato ed è chiamato linea EMG. La linea EMG è una misura dell'andamento nel tempo dell'attività contrattile del muscolo, visualizzando gli istanti di attività (contrazione) e di riposo che analizzeremo nel dettaglio nei Capitoli successivi.

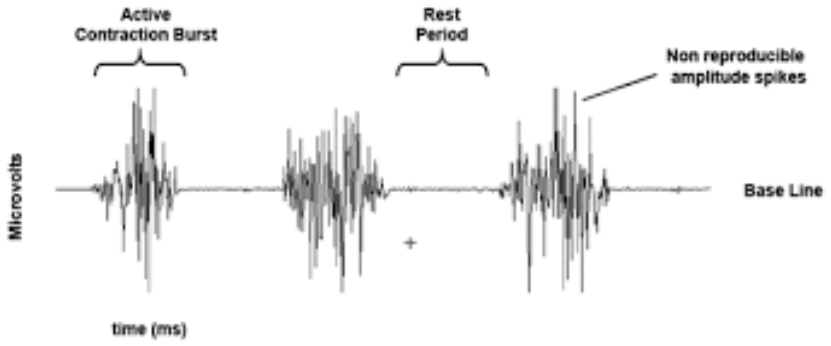


Figura 2.2.7 Tracciato EMG raffigurante tre contrazioni nel dominio del tempo

Elaborazione del segnale

L'elaborazione del segnale elettromiografico passa attraverso un insieme di operazioni atte a renderlo più comprensibile e confrontabile fra più ripetizioni. Quanto detto significa ridurre la variabilità del segnale, dovuta alla natura casuale dei disturbi o al prelievo, che può presentare differenze tra i soggetti analizzati sebbene il muscolo sia lo stesso. Le operazioni tipicamente utilizzate sono le seguenti:

1. Rettifica. Tutte le tensioni negative sono rese positive, ribaltate rispetto la Base Line. Questa operazione porta a molti benefici: una migliore lettura del segnale, calcolo di parametri standard come la media, area sottesa dal segnale e valore massimo. Per molti anni un'operazione tipica che ha accompagnato la rettifica era l'integrale su un periodo e la costruzione di una serie di questi integrali.

$$xARV_T = \frac{1}{T}\int_{T1}^{T2}|x(t)|dt \quad (2.2.1)$$

2. Smoothing. L'operazione di smoothing (digitale) serve a eliminare i contenuti non riproducibili del segnale, dovuti tipicamente al rumore, evidenziando l'andamento medio del segnale. Con il recente progresso tecnologico dell'elettronica è stato reso possibile il calcolo accurato del Valore Efficace (Root Mean Square, RMS), rappresentate la potenza media del segnale, e il Valore Rettificato Medio (Average Rectified Value, AVR), che risulta simile all'integrale rettificato.

$$x_{RMS}(t) = \sqrt{\frac{1}{T}\int_0^T x^2(t)dt} \quad (2.2.2)$$

Gli algoritmi utilizzati per l'elaborazione del segnale sono Movag per il valore rettificato medio e RMS per il valore efficacie.

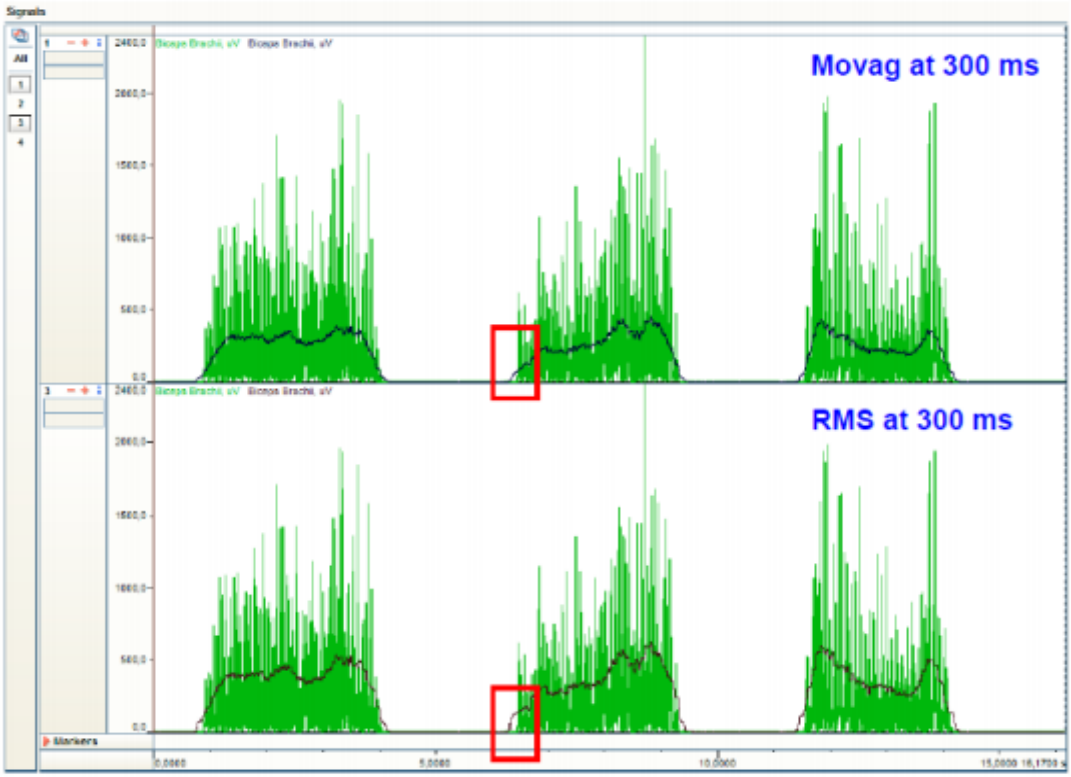


Figura 2.2.8 Confronto tra due diversi algoritmi di smoothing. Sebbene i tracciati siano simili, l'algoritmo sul RMS presenta un'ampiezza maggiore rispetto all'algoritmo MovAg

3. Filtraggio Digitale. È un'operazione che può essere applicata in modo ricorsivo per ridurre il fenomeno di shift della fase.

4. Normalizzazione MVC (Maximum Voluntary Contraction). La massima contrazione volontaria è un metodo di ridefinizione del segnale, non più valutato secondo una tensione, ma rispetto una percentuale. Il processo di normalizzazione consiste nell'acquisire quanto un soggetto può contrarre un muscolo, assegnando il 100% alla massima contrazione e lo 0% alla contrazione nulla. Solitamente il protocollo vuole che le massime contrazioni siano mantenute per alcuni secondi e siano ripetute più volte, con un periodo di pausa tra ognuna. È un potente metodo per poter confrontare dati elettromiografici ottenuti da prove su soggetti diversi, o dallo stesso soggetto in giorni diversi. Normalizzare i livelli sEMG rispetto alla massima contrazione volontaria è anche un metodo comunemente usato per ridurre la variabilità tra diverse registrazioni. La misura riguarda la massima

innervazione muscolare (non la massima forza producibile). Ciò significa la possibilità di verificare quanto un dato esercizio di allenamento possa essere efficace e quanto un muscolo possa lavorare, ma anche che questa operazione va fatta su soggetti sani ed allenati. Ogni MVC va differenziato per ogni gruppo muscolare in analisi.

5. Normalizzazione del tempo. Data la difficoltà di ripetere un esercizio mantenendo la stessa durata, come per la normalizzazione MVC, il tempo viene ridefinito nel periodo rispetto una percentuale ("ciclo percentuale"). Questo procedimento permette di ridurre la deviazione standard nel segnale e di avere un ulteriore effetto di "smoothing" sul segnale [15].

Capitolo III: Tecniche di analisi del segnale EMG

3.1 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 del segnale, il calcolo dello spettro di un segnale mioelettrico non è semplice poiché tale segnale è non stazionario, soprattutto in condizioni dinamiche. Solamente nel caso di contrazioni isometriche a forza costante si possono effettuare stime spettrali su intervalli temporali di quasi stazionarietà. González-Izal et al. [16] 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 [17,18]. Per ridurre il problema sono stati proposti, come indici di fatica muscolare localizzata, la velocità di variazione della frequenza media e della frequenza mediana [16].

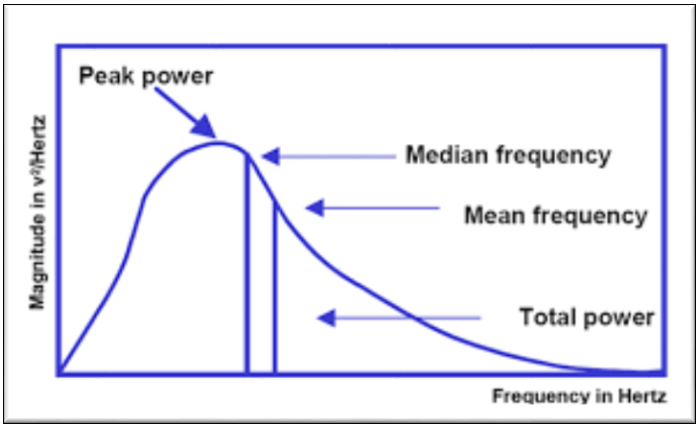


Figura 3.1.1 Spettro di potenza del segnale

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

$$MDF: \int_{F_1}^{F_{median}} PS(f) \cdot df = \int_{F_{median}}^{F_2} PS(f) \cdot df \qquad (3.1.1)$$

Dove PS(f) è lo spettro di potenza del segnale, mentre F1 e F2 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:

$$M^k = \int_{F_1}^{F_2} f^k \cdot PS(f) \cdot df \qquad (3.1.2)$$

La frequenza media è quindi definita come il rapporto tra momento spettrale di primo ordine (k=1) e momento spettrale di ordine (k=0):

$$MNF = \frac{\int_{F_2}^{F_1} f \cdot PS(f) \cdot df}{\int_{F_1}^{F_2} PS(f) \cdot df} \quad (3.1.3)$$

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 dovuto all'incombente fatica muscolare.

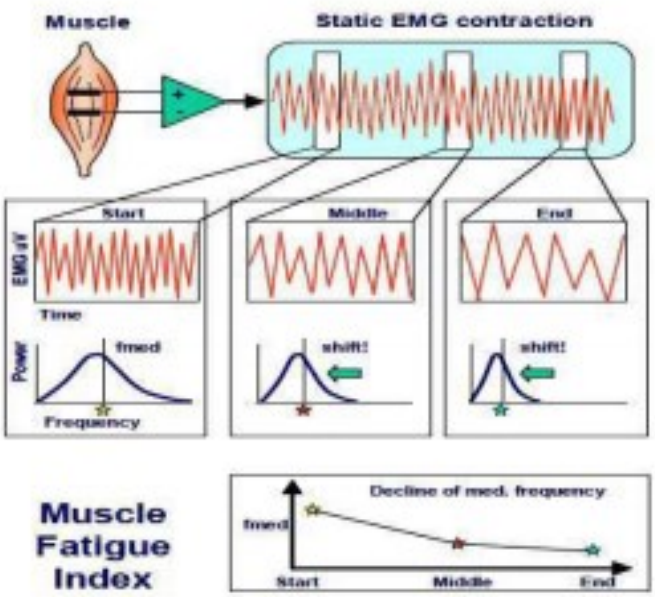


Figura 3.1.2 Variazione dello spettro del segnale

3.2 Analisi Wavelet

La Trasformata Wavelet

Per Trasformata Wavelet ci si riferisce alla rappresentazione di un segnale mediante l'uso di una forma d'onda oscillante di lunghezza finita o a decadimento rapido (nota come *Wavelet madre*). Esistono diverse tipologie di mother wavelet in base al segnale da analizzare. Queste forme d'onda sono scalate e traslate per adattarsi al segnale in ingresso. Le Wavelet sono un tipo di trasformata che consente un'analisi nei tempi e nelle frequenze. Da [1] applicando al nostro segnale una trasformata

Wavelet potremo ottenere un'elaborazione di esso in quanto la trasformata Wavelet continua o Continuous Wavelet Transform (CWT) di un segnale x(t) è definita come:

$$W(s,\tau)= \int x(t)\psi^*_{s,\tau}(t)dt \quad (3.2.1)$$

La wavelet madre (o mother wavelet) ψ è una funzione tale che:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t)dt = 0 \quad (3.2.2)$$

ψ è scalata secondo il parametro s, che misura il grado di compressione, e traslata secondo il parametro τ che ne determina il posizionamento sull'asse temporale al fine di adattarsi al meglio al segnale in ingresso che si vuole rappresentare. Agendo su s e τ quindi, vengono fornite informazioni del segnale a tempi e frequenze differenti.

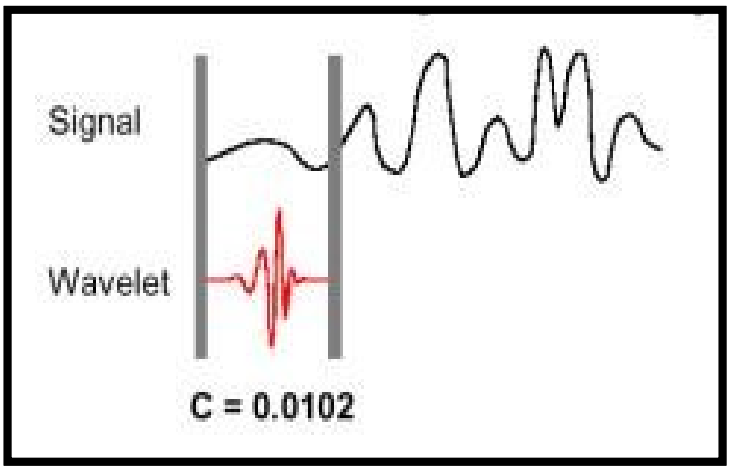


Figura 3.2.1 Adattamento della Wavelet al segnale in ingresso

La mother wavelet scalata e traslata è definita come:

$$\psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}}\psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (3.2.3)$$

Combinando l'equazione (3.2.1) con la (3.2.3) è possibile riscrivere la Wavelet Transform del segnale x(t) di interesse come:

$$W(s,\tau) = \frac{1}{\sqrt{s}}\int x(t)\,\psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right)dt \quad (3.2.4)$$

Elaborazione dei segnali EMG usando la Wavelet

Al giorno d'oggi, l'analisi del segnale elettromiografico (EMG) utilizzando la trasformata wavelet è uno dei più potenti strumenti di elaborazione del segnale. Il segnale grezzo ci offre preziose informazioni che risultano utili solo se possono essere quantificate. Quindi i metodi di elaborazione

del segnale vengono applicati su EMG non elaborati per ottenere il segnale EMG preciso ed effettivo. Per quanto riguarda l'analisi del segnale EMG, la trasformazione wavelet, che può essere pensata come una rimappatura di un segnale che fornisce più informazioni dell'originale, trova ampi margini di utilizzo per descrivere le proprietà di una forma d'onda che cambia nel tempo, ma in questo caso la forma d'onda non è divisa in sezioni di tempo, ma segmenti di scala. Nel 2003, Kumar et al. disse che la WT decompone il segnale in diversi componenti multirisoluzione secondo una funzione di base chiamata "Wavelet Function" (WF). Questo metodo può essere visto come un microscopio matematico che fornisce uno strumento per rilevare e caratterizzare una componente a breve tempo all'interno di un segnale non stazionario (ossia il segnale EMG). Questa è la tecnica che fornisce informazioni relative alla variazione del tempo-frequenza del segnale. Come risultato della loro attività di ricerca, si può dire che attraverso l'utilizzo di sEMG e la Wavelet Transform, è possibile determinare lo stato di affaticamento muscolare.

Riassumendo, la trasformata wavelet presenta diverse interessanti proprietà:

•è in grado di analizzare segnali con caratteristiche variabili nel tempo, grazie alla sua buona capacità di localizzazione tempo-frequenza;

• fornisce una rappresentazione su diverse scale (rappresentazione multirisoluzione);

• è facilmente realizzabile attraverso un banco di filtri.

3.3 Multiscale Fuzzy Approximate Entropy

L'entropia multiscala (MSE) è un algoritmo utilizzato per quantificare la complessità delle serie temporali biomediche [20]. Una serie storica (o temporale) è definita come un insieme di variabili casuali ordinate rispetto al tempo, ed esprime la dinamica di un certo fenomeno nel tempo. Una sfida importante nell'elaborazione del segnale non stazionario è la quantificazione dell'irregolarità dinamica delle serie temporali. L'entropia è dunque uno strumento accattivante e potente che è stato usato nell'analisi del segnale fisiologico [21]. Per affrontare questo problema, Costa et al. ha introdotto l'Entropia multiscala (MSE), che si basa sulla valutazione dell'entropia dei segnali su più scale temporali. Nel metodo MSE, il segnale originale viene prima diviso in non sovrapposti segmenti di lunghezza τ, chiamati fattore di scala (da qui prende il nome di multiscala). Quindi, la media di ogni segmento viene stimata per derivare i segnali a grana grossa. Infine, la misura di entropia, utilizzando SampEn, viene calcolata per ciascuna sequenza a grana grossa. La valutazione della complessità delle serie temporali con MSE è radicata nel concetto che alla complessità è associata a una "ricchezza strutturale significativa", che può essere in contrasto con le misure di regolarità definite dagli algoritmi di entropia classica. Questo perché l'output delle metriche basate sull'entropia cresce monotonicamente con il grado di casualità delle serie temporali analizzate. Pertanto, quando

applicati a segnali biomedici, i metodi tradizionali basati sull'entropia possono portare a risultati fuorvianti. Basandoci su queste tendenze, introduciamo la cosiddetta *Multiscale Fuzzy Entropy* basata sulla deviazione standard (RCMFEσ, in statistica la deviazione standard è un indicatore di dispersione di una distribuzione di valori) e media (RCMFEμ, misura la dispersione statistica di un campione, in modo particolare la misura con la quale i suoi valori sono distanti da un valore centrale) per quantificare le proprietà dinamiche di diffusione e media su un segnale, rispettivamente, su più scale temporali [20]. Questo particolare tipo di algoritmo multiscala sfrutta la logica Fuzzy attraverso la quale si può attribuire a ciascuna proposizione un grado di verità diverso da 0 e 1 e compreso tra di loro. Con grado di verità o valore di appartenenza si intende quanto è vera una proprietà: questa può essere, oltre che vera (= a valore 1) o falsa (= a valore 0) come nella logica classica, anche parzialmente vera e parzialmente falsa. Nel nostro caso di interesse l'entropia multiscala rappresenta una tecnica di analisi del segnale EMG in cui esso è decomposto in più tempi a grana grossa. Questa tecnica è in grado di estrarre la struttura temporale intrinseca del segnale e viene adoperata per analizzare i segnali sEMG durante il periodo di fatica muscolare dando una stima della fatica a percepita dal muscolo in analisi. I segnali EMG vengono dunque analizzati utilizzando l'entropia Multiscale Fuzzy Entropy (MSfApEn) che è una forma modificata della MSE che risulta adatta all'analisi di serie temporali rumorose e di lunghezza finita N che è proprio il tipo di serie che si incontra nello studio di sistemi biologici, e quindi coinvolge anche il segnale EMG.

Calcolo dell'entropia delle serie temporali reali

Le fasi coinvolte nel calcolo della fApEn delle serie temporali sono descritte di seguito. Per prima cosa illustriamo la formula sviluppata da Eckmann e Ruelle, che si rifà ai lavori precedenti di Grassberger e Procaccia e che sta alla base dello sviluppo di formule successive di facile implementazione in situazioni sperimentali ed è diventata una misura standard per l'entropia metrica. Consideriamo una serie temporale di dati {u(1), u(2),….,u(N)} acquisiti ad intervalli di tempo regolari T, dove N è la lunghezza della serie temporale. Fissato un intero positivo m ed un numero reale positivo r, costruiamo i vettori x(1); x(2),…,x(N - m + 1) così definiti:

$$x(i) = [u(i), u(i+1), \dots, u(i+m-1)] \quad (3.3.1)$$

Definiamo per ogni $i, con\ 1 \le i \le N - m + 1$, [22]

$$C_i^m(r) = \frac{1}{N-m+1}(\ numero\ di\ vettori\ x(j)\ tali\ che\ d[x(i), x(j)] \le r \quad (3.3.2)$$

Adottiamo per la distanza d tra i vettori la definizione di Takens:

$$d[x(i), x(j)] = \max|u(i+k-1) - u(j+k-1)|, \quad (3.3.3)$$

con k = 1,2,…,m.

Cioè la distanza tra due vettori è pari al massimo valore assoluto delle differenze tra

le componenti corrispondenti. Possiamo interpretare $C_i^m(r)$ come la probabilità che il segnale $u(j + k)$ rimanga nell'intervallo di raggio r intorno a $u(i + k)$ per m unità di tempo consecutive. I valori $C_i^m(r)$ rappresentano una misura della frequenza di sequenze di lunghezza m simili a quella data entro un parametro di tolleranza r.
Da [23] definiamo:

$$\phi^m(r) = \frac{1}{N-m+1}\sum_{i=1}^{N-m+1} \ln[C_i^m(r)] \quad (3.3.4)$$

e l'entropia di Eckmann e Ruelle (E-K):

$$K_{E-R} = \lim_{r\to 0}\lim_{m\to\infty}\lim_{N\to\infty}[\phi^m(r) - \phi^m(r)] = TK(\mu) \quad (3.3.5)$$

Si noti che

$$\phi^{m+1}(r) - \phi^m(r) = \frac{1}{N-m}\sum_{i=1}^{N-m} \ln[C_i^{m+1}(r) - \frac{1}{N-m+1}\ln[C_i^m(r)] = \frac{1}{N-m}\sum_{i=1}^{N-m}\frac{C_i^{m+1}(r)}{C_i^m(r)}$$

(3.3.5)

E' possibile quindi interpretare $\phi^{m+1}(r) - \phi^m(r)$ come la media su i del logaritmo della probabilità condizionale che $|u(j+m) - u(i+m)| \leq r$ posto che $|u(j+k) - u(i+k)| \leq r$ per $k = 0,1,\ldots.,m-1$. Data la presenza dei limiti suddetti, la formula dell'entropia di E-R non risulta adatta all'analisi di serie temporali rumorose e di lunghezza definita N che è proprio il tipo di serie che si incontra nello studio di sistemi biologici (come ad esempio l'EMG).
Si deve a Pincus [23] l'introduzione di una famiglia di misure del sistema detta *entropia approssimata* così definita:

$$ApEn(m,r) = \lim_{N\to\infty}[\phi^{m+1}(r) - \phi^m(r)] \quad (3.3.6)$$

che risulta invece più facilmente applicabile alle serie sperimentali dato che tali parametri possono essere stimati dalla relativa famiglia di statistiche:

$$fApEn(m,r,N) = \phi^{m+1}(r) - \phi^m(r) \quad (3.3.7)$$

Con N relativamente piccolo.In generale risultano valori più bassi di *ApEn* per le serie temporali più regolari mentre valori più alti per quelle meno predicibili (più complesse) [24].

Capitolo IV: Stima della fatica muscolare nell'attività fisica.

In questo Capitolo mi sono avvalso di www.pubmed.com per la ricerca degli articoli che ho poi rielaborato. Questi ultimi trattano, attraverso differenti tecniche di analisi del segnale EMG (analizzate al Capitolo III), la stima della fatica muscolare a partire dal segnale stesso in differenti condizioni fisiche e dinamiche dei soggetti (contrazioni statiche o isometriche ed isocinetiche). Il titolo dei sottoparagrafi del Capitolo è quello tradotto in italiano degli articoli analizzati.

4.1 “Analisi del segnale EMG per la distinzione delle condizioni di fatica e non fatica muscolare”

L’obiettivo di questo studio [25] è stato quello di determinare la fatica muscolare a partire dall’osservazione del segnale EMG.

A. Protocollo sperimentale

Quarantuno volontari adulti sani hanno partecipato a questo studio dopo il consenso informato basato sulla Dichiarazione di Helsinki. Il protocollo coinvolge il soggetto che esegue la contrazione isometrica del muscolo bicipite brachiale con la mano dominante. Un carico costante del peso di 6kg e un angolo di flessione del gomito di 90 ° è scelto per l'esperimento. I soggetti sono invitati a continuare l’esercizio fino al raggiungimento della stanchezza. L'angolo del gomito viene continuamente monitorato utilizzando un goniometro elettronico.

B. Acquisizione del segnale

Durante l'esperimento, i soggetti sono pregati di stare eretti su una piattaforma isolata. Gli elettrodi Ag -Ag Cl con una distanza interelettrodica di 2 cm nella configurazione bipolare (figura) sono posti sul ventre del muscolo bicipite brachiale per acquisire i segnali sEMG. Per questo processo viene utilizzato il sistema di acquisizione dati Biopac MP36 con una frequenza di campionamento di 10 KHz, 24 bit ADC. In questo studio, i primi e gli ultimi 500ms del segnale sono considerati rispettivamente come periodi di non fatica e fatica. I segnali vengono decrementati a 1000 Hz e preelaborati usando un filtro passa-banda 10 - 400Hz e un filtro notch 50Hz al fine di rimuovere rispettivamente l'artefatto da movimento e l'interferenza della linea elettrica.

C. Test statistici e classificazione

I parametri demografici come età, peso e altezza dei volontari sono 26.12 ± 2.31 anni, 6.52 ± 9.18 kg e 1,56 ± 0,16 m, rispettivamente. I segnali sEMG rappresentativi registrati da due diversi soggetti sono mostrati in Fig.4.1.1.

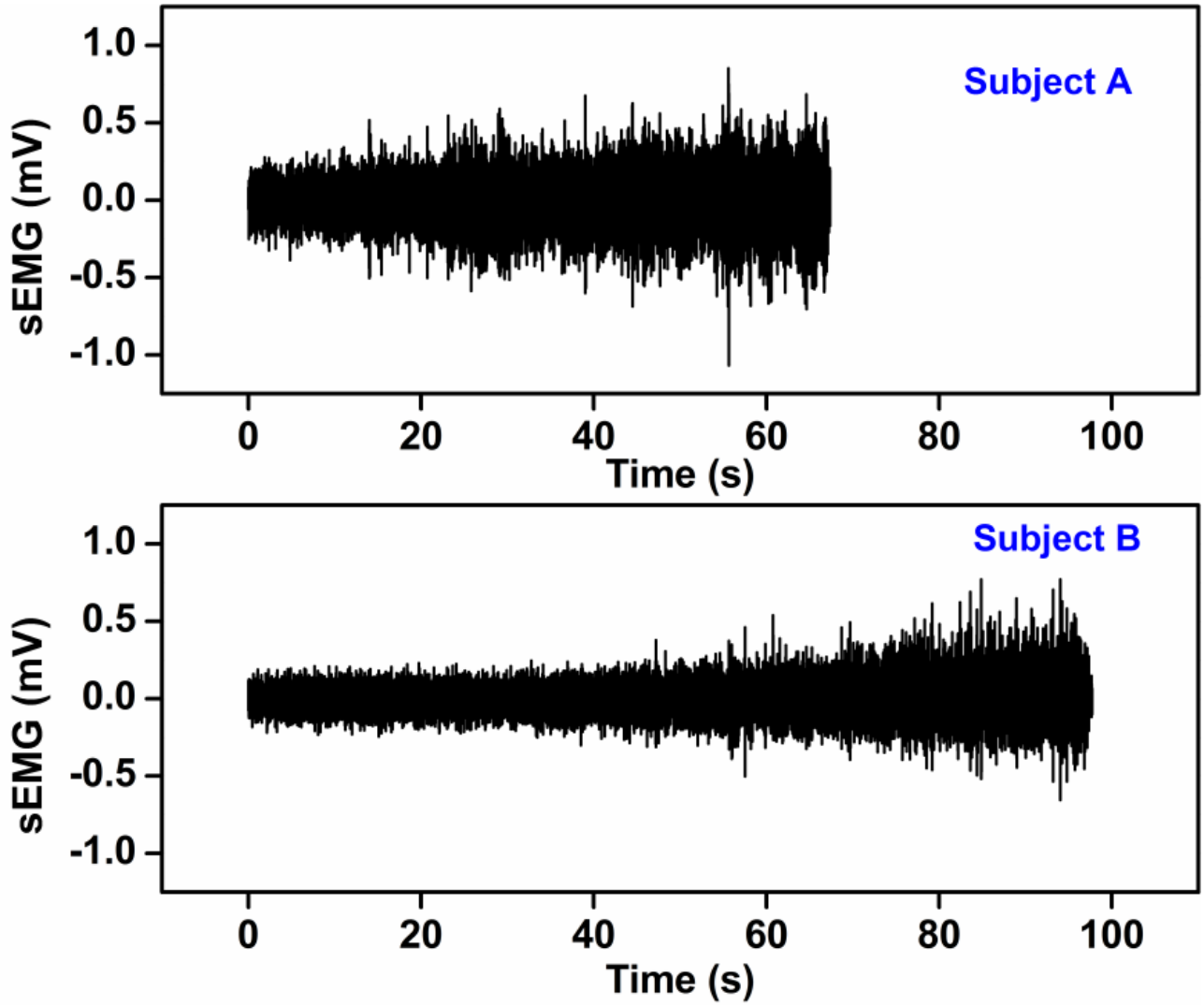


Fig.4.1.1 Rappresentazione del segnale EMG di due differenti soggetti

Dal segnale si può evincere non soltanto che il tempo di resistenza è diverso tra i soggetti, ma anche una crescente tendenza in ampiezza è osservata con la progressione della fatica. Ossia più il soggetto è affaticato, più il segnale EMG aumentava in ampiezza. La frequenza dell'andamento di grado superiore è maggiore nel caso di affaticamento. La frequenza di ogni singolo motivo è in grado di differenziare condizioni di fatica e fatica. Il risultato del test statistico non parametrico indica che tutte le caratteristiche sono significative con $p < 0{,}05$. Inoltre i valori di ampiezza variano da paziente a paziente e non sono mai gli stessi. Ciò potrebbe essere dovuto alla variazione della fisiologia muscolare tra i soggetti. Dunque soggetti più allenati e con caratteristiche fisiche maggiormente prestanti mostreranno un tempo di resistenza maggiore rispetto a quelli allenati ed un segnale EMG la cui ampiezza aumenta ad istanti di tempo più elevati rispetto a quelli relativi ai soggetti meno prestanti. Questo metodo di analisi può essere esteso ad altre varie condizioni neuromuscolari e può essere dunque utilizzato per programmare in maniera adeguata le varie sedute di allenamento.

4.2 “Differenze nelle manifestazioni mioelettriche della fatica durante le azioni muscolari isometriche.”

Lo scopo di questo studio [26] è di determinare e confrontare 2 indici separati (base IF1 dell'analisi dell'ampiezza del segnale sEMG e base IF2 dell'analisi della frequenza mediana sEMG) relativi all'affaticamento muscolare durante una contrazione isometrica al fine di stimare, attraverso questi, la fatica muscolare durante delle azioni isometriche.

A. Spiegazione del progetto

Sessanta corridori professionisti, con una minima esperienza di 3 anni di allenamento e pratica almeno 4 volte a settimana nei club sportivi, hanno partecipato allo studio. Partecipanti con una storia di lesioni chirurgiche e traumatiche a entrambi gli arti inferiori e la spina dorsale nei 2 anni precedenti è stata esclusa. I corridori erano diviso in 2 gruppi di numeri pari. Il primo gruppo comprendeva velocisti, che gareggiavano in gare di atletica a breve distanza (100 e 200 metri, 23 maschi, 7 femmine; 23,9 ± 5,1). Il secondo gruppo era costituito da corridori di mezzofondo, che gareggiavano in atletica di media distanza (800 e 1.500 metri, 23 maschi, 7 femmine, 24,1 ± 4,5 anni). Sia i velocisti che i mezzofondisti hanno eseguito diversi tipi di allenamento, tra cui allenamento a bassa / alta resistenza, allenamento pliometrico (che prevede l’uso di salti, balzi e / o slanci sfruttando una rapida azione muscolare ciclica nota come il “ciclo di allungamento-accorciamento (SSC)”, per cui il muscolo subisce una contrazione eccentrica, seguita da un periodo di transizione prima della contrazione concentrica) ed addestramento esplosivo. Tutti i test erano condotto al mattino per diminuire l'influenza della variabilità dell'attività bioelettrica del muscolo.

B. Acquisizione dei dati

Prima della raccolta dei dati, ogni atleta ha eseguito un 15 minuti di riscaldamento dinamico. Dopo il riscaldamento, i partecipanti è stato chiesto di assumere una posizione accovacciata senza scarpe e con vestiti minimi (piedi posti alla larghezza dei fianchi divaricati, ginocchia piegate con un angolo di 60 °, mani allacciate all'altezza del torace). Durante il test, a ciascun partecipante è stato chiesto di mantenere la posizione per 60 secondi. È stata registrata l'attività elettrica dei muscoli del vasto mediale obliquo (VMO) degli arti inferiori destro e sinistro contemporaneamente durante l'attività isometrica in posizione accovacciata. Per la registrazione è stato utilizzato Noraxon MyoTrace 400 a 4 canali, compatibile con il software Master Edition. La frequenza di campionamento era 1.000 Hz e la larghezza di banda della frequenza 80-250 Hz. Coppie di elettrodi (Ag / AgCl) sono state attaccate a 4/5 della distanza tra la parte interna superiore dell'osso del ginocchio e la spina iliaca anteriore

superiore sui muscoli VMO in relazione alla direzione della fibra muscolare. In conformità con gli standard SENIAM, l'elettrodo di riferimento è stato posizionato sopra l'osso rotuleo.
La pelle nei siti di attacco è stata rasata e pulita con una soluzione di alcool etilico al 90%. Per determinare il valore IF1, i dati grezzi sEMG erano rettificati a onda intera, ossia utilizzando un raddrizzatore a ponte ad onda intera che converte l'intera forma d'onda di ingresso in una di polarità costante (positiva o negativa) alla sua uscita (matematicamente questo corrisponde alla funzione di valore assoluto(immagine). I valori quadratici medi della radice sono stati calcolati utilizzando una finestra scorrevole di 100 ms. L'IF1 è stato determinato dalla divisione dell'ampiezza media degli ultimi 3 secondi (57-60 secondi) attraverso l'ampiezza media dei primi 3 secondi di contrazione (0 - 3 secondi). Il segnale sEMG grezzo è stato utilizzato per l'analisi della frequenza mediana. L'IF2 è stata determinato dalla divisione della frequenza mediana (per il calcolo della frequenza mediana, denominata MDF, consultare il capitolo "Analisi del segnale nel dominio della frequenza") del primo e dell'ultimo secondo del test. I valori di sEMG dalla gamba dominante sono stati utilizzati per l'analisi statistica.

C. Risultati

Durante lo squat test, esercizio sul quale mi sono soffermato, i velocisti hanno presentato molto di più aumento significativo dell'ampiezza media del segnale sEMG (IF1: 1.391 ± 0.079), rispetto ai mezzofondisti (IF1: 1.163 ± 0.085). L'analisi ha mostrato una differenza significativa ($p < 0,05$) in IF1 tra i 2 gruppi (Tab. 4.1.1).

Corridori	n°	IF1 Media	SD	Differenza Media	p
Velocisti	30	1.391	0.079	0.228	0.007
Mezzofondisti	30	1.163	0.085	0.228	0.007

Tab. 4.1.1) Differenza di ampiezza del segnale sEMG (IF1) dei muscoli del VMO tra i corridori ed i mezzofondisti durante lo squat test.

Nei velocisti, l'analisi non ha mostrato differenze significative nella frequenza media del segnale sEMG (IF2) dei muscoli del VMO, rispetto ai corridori di mezzofondo (Tab. 4.1.2).

Corridori	n°	IF2 Media	SD	Differenza Media	p
Velocisti	30	0.096	0.096	0.037	0.12
Mezzofondisti	30	1.213	0.088	0.037	0.12

Tab. 4.1.2) Differenza di frequenza mediana del segnale sEMG (IF2) dei muscoli VMO tra i corridori ed i mezzofondisti durante lo squat test.

D. Discussione finale

Un esame obiettivo e la determinazione del livello di affaticamento muscolare a partire dal segnale EMG, e quindi dai suoi indici, è estremamente importante in termini di monitoraggio degli effetti dell'allenamento dell'atleta perché l'applicazione di metodi oggettivi per misurare l'affaticamento muscolare fornisce informazioni sull'adattamento di un atleta a un programma di allenamento. In generale sia l'ampiezza media che la frequenza media del segnale sEMG sono misurate per determinare l'effetto della fatica muscolare. L'ampiezza del sEMG aumenta durante le contrazioni isometriche submaximali, rispetto alla frequenza mediana, che diminuisce durante l'affaticamento isometrico di contrazione. Recentemente è stato riscontrato che i cambiamenti dovuti all'affaticamento del segnale sEMG (aumento dell'ampiezza e diminuzione della frequenza), suggeriscono che il reclutamento di velocità di attivazione delle unità motorie (MU) è correlato all'ampiezza e alla frequenza di sEMG. Inoltre studi hanno dimostrato che la frequenza di MU diminuisce con l'affaticamento muscolare, che può anche essere osservato nell'ampiezza e nella frequenza di sEMG. Nello studio presentato è stata usata l'attività isometrica che è più affidabile e più facile da analizzare. Al fine di confrontare 2 indici di fatica, sono stati selezionati 2 diversi gruppi di corridori che differivano significativamente nel tipo di allenamento. Un notevole aumento dell'ampiezza media del segnale sEMG è stato osservato per i velocisti, rispetto ai mezzofondisti durante l'esercizio fisico. Il più basso aumento dell'ampiezza sEMG negli atleti di media distanza può essere interpretato come una maggiore resistenza all'affaticamento muscolare durante la contrazione isometrica. In questo studio, l'analisi non mostra una differenza significativa nella frequenza mediana spettrale tra i due gruppi di corridori. In conclusione, la variazione dell'ampiezza del segnale durante l'esercizio isometrico può essere correlata all'affaticamento muscolare e dunque può essere utilizzata per stimare e confrontare la fatica muscolare di diversi gruppi di allenamento.

4.3 "Analisi del segnale EMG del bicipite Brachiale utilizzando la tecnica della Multiscale Fuzzy Approximate Entropy."

Lo scopo di questo studio [27] è stato quello di analizzare la fatica muscolare tramite il segnale EMG registrato mediante l'utilizzo della *Multiscale Fuzzy Approximate Entropy (*MSfApEn) andando a ricavare il valore della $fApEn$ dal quale si arriverà, come si vedrà in seguito, ad importanti risultati in merito.

A. Protocollo sperimentale

I partecipanti vengono fatti stare eretti su una piattaforma isolata durante lo svolgimento dell'esperimento. Il protocollo prevedeva soggetti che eseguivano esercizi di curling bicipiti con un manubrio di 6kg usando la loro mano dominante, esercizio fisico parecchio comune nell'attività ginnica di tutti i giorni. I pazienti vengono inoltre esortati a terminare l'esercizio solamente una volta raggiunto la soglia massima di fatica del proprio muscolo.

B. Acquisizione del segnale

In questo studio, i segnali di sEMG sono registrati dai cinquanta volontari senza storia di malattia neuromuscolare. Per l'acquisizione del segnale gli elettrodi di superficie composti da Ag - Ag Cl sono posizionati sulla massa del muscolo bicipite brachiale ad una distanza di 3 cm l'uno dall'altro. Gli elettrodi sono collegati al sistema Biopac MP36 (risoluzione 24 bit, CMRR 110 dB) in configurazione bipolare. I segnali vengono acquisiti a una frequenza di campionamento di 10 KHz.

C. Pre-elaborazione

I segnali sEMG sono sottocampionati a 1000 Hz e viene eseguita la preelaborazione offline con un filtro passa banda del range 10 Hz -400 Hz e un filtro notch a 50 Hz. Per normalizzare l'asse del tempo il segnale è diviso in sei segmenti uguali. Per questo studio il primo segmento corrispondente alla zona dopo l'inizio dell'esperimento è considerato come non-fatica e il segmento prima del fallimento dell'attività (ultimo segmento) è considerato come fatica.

D. Utilizzo della Multiscale Fuzzy Approximate Entropy

L'entropia approssimata sfocata multiscala (MSfApEn, in inglese Multiscale Fuzzy Approximate Entropy) è l'entropia del segnale su più scale temporali. Per questo, il segnale EMG di ingresso viene convertito in una nuova serie temporale di lunghezza ridotta. Una riduzione della scala basata sulla media mobile si esegue sul segnale per fornire nuove serie temporali della lunghezza N / t_s in cui N è la lunghezza del segnale e t_s è la scala temporale.
Eseguendo il calcolo:

$$y_j^{ts} = \frac{1}{ts}\sum_{i=(j-1)}^{jts} ts + 1^{Xi} \qquad (4.3.1)$$

Ottengo y_j^{ts} che è la nuova serie temporale associata alla scala ts, x è la serie temporale originale e j = 1,2, ... N / ts. Qui, ts varia tra 1 e 10. Una volta ottenuto questo valore si passa al calcolo della

fApEn che è già stato eseguito nel Capitolo Tecniche di Analisi del Segnale EMG. Di seguito riporto solamente la formula finale del procedimento:

$$fApEn(m, r, N) = \phi^{m+1}(r) - \phi^{m}(r) \quad (4.3.2)$$

Vengono quindi estratte 3 caratteristiche: mediana, mediana su scala ridotta e mediana su larga scala, dove la mediana corrisponde ai valori centrali rispetto ad una serie di valori acquisiti. La mediana su scala ridotta (LS-MED) è il valore mediano della serie MSfApEn tra i valori di t_s tra 1 e 5. La mediana di alta scala (HS-MED) è la mediana estratta dalla serie MSfApEn tra i valori che vanno da 6 a 10 di t_s.

E. Discussione e risultati

La Fig. 4.3.1 mostra il segnale sEMG rappresentativo di un soggetto. Il segnale ha un'ampiezza bassa e consiste di componenti a frequenza multipla. L'analisi soggettiva del segnale ha mostrato che i valori di ampiezza dei soggetti variano ampiamente. Nel segnale si osservano modelli di raffica continua e ciò è dovuto alla flessione ripetitiva e all'azione di estensione durante l'esercizio del bicipite. Queste variazioni possono essere dovute ai vari parametri fisiologici del soggetto come l'altezza, il peso e la massa corporea. Può anche essere dovuto alla composizione muscolare, cioè al numero di fibre a contrazione veloce e lente. Al fine di normalizzare il tempo; il segnale è diviso in sei zone. I segnali della prima zona (non-fatica) e l'ultima zona (affaticamento) sono mostrati in Fig. 4.3.2 e Fig. 4.3.3. Confrontando i 2 segnali si vede che il segnale di fatica ha un'ampiezza maggiore rispetto alla condizione di non fatica. Questo potrebbe essere dovuto al reclutamento di più unità motorie.

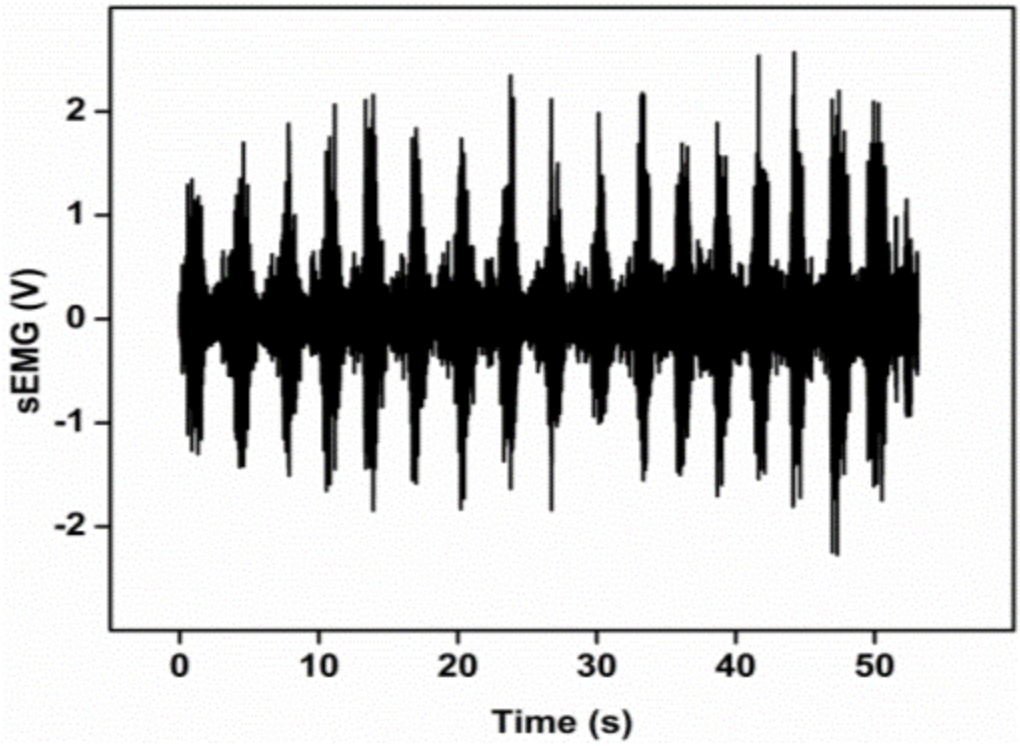


Figura 4.3.1 Rappresentazione del Segnale EMG di un soggetto durante contrazioni dinamiche

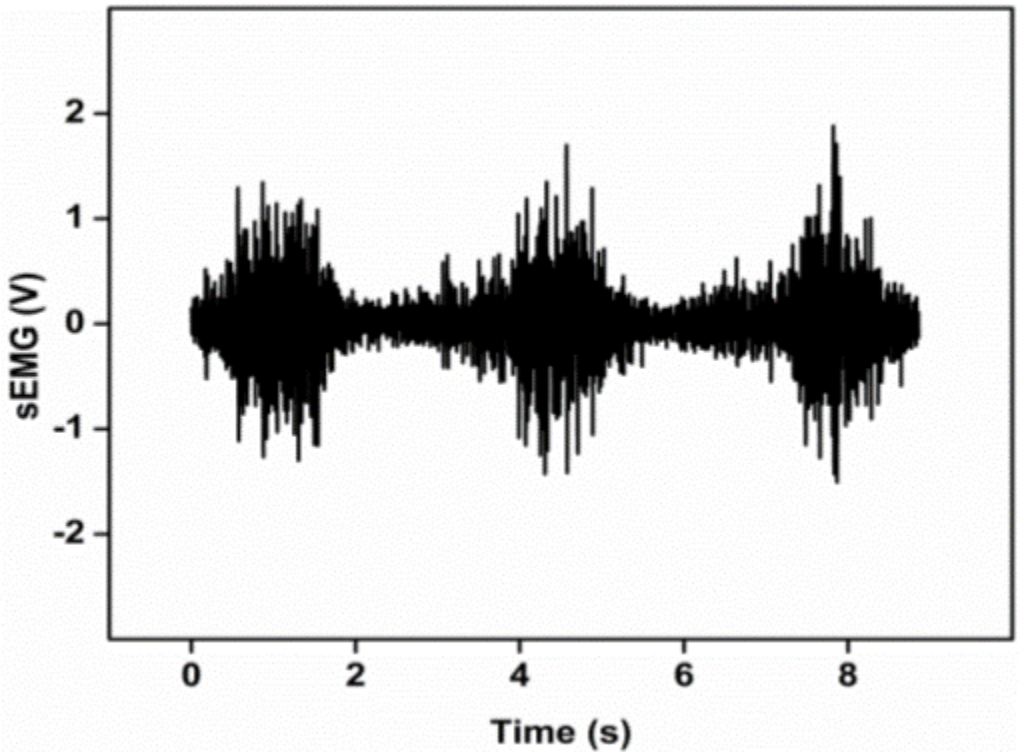


Figura 4.3.2. Rappresentazione del segnale EMG in condizioni di non fatica muscolare

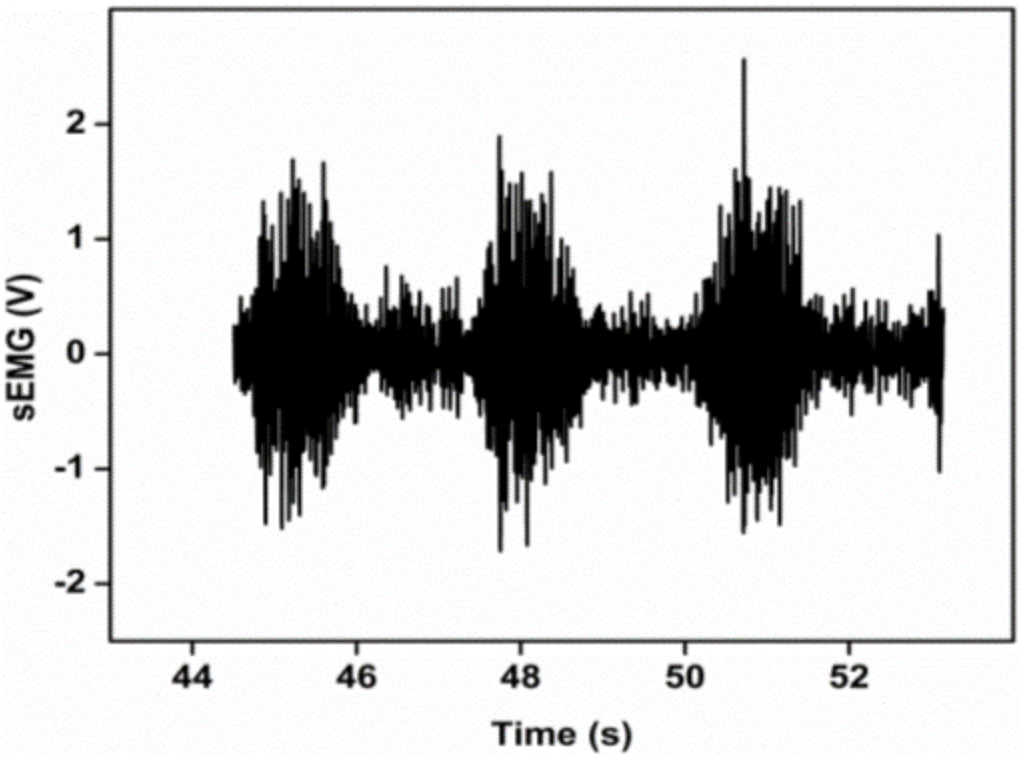


Figura 4.3.3 Rappresentazione del segnale EMG in condizioni di fatica muscolare del soggetto

Dal segnale EMG alla MSfApEn: il valore fApEn del segnale rappresentativo in tempi diversi è mostrato in Figura 4.3.4. Si vede che i valori di fatica sono più bassi in tutte le scale che indicano una complessità inferiore. Questo è dovuto alla generazione di schemi più regolari nel segnale che può essere attribuito alla sincronizzazione delle unità motorie durante l'esercizio. Si è constatato che i valori di fApEn aumentano nelle scale iniziali e, successivamente, dopo la 5, iniziano a diminuire. Per rappresentare la serie multiscala di 50 soggetti, vengono estratte funzionalità come MED, LS-MED e HS-MED. Inoltre si osserva che i valori di entropia di tutti i casi di non fatica sono più alti. Si vede anche che i valori di fatica sono per lo più inferiori a 1,1.

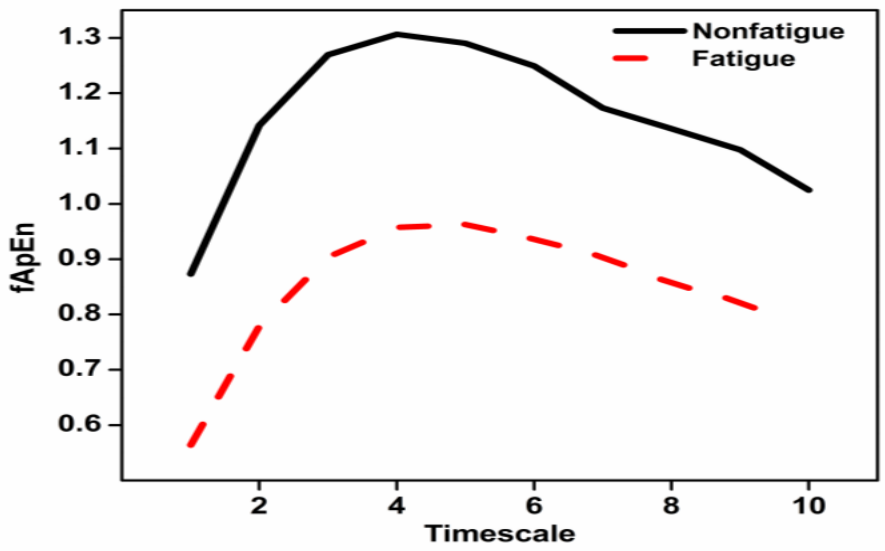


Figura 4.3.4. Variazione rappresentativa dei valori di fApEn rispetto alla scala temporale che, come già detto, assume valori compresi tra 1 e 10

La Fig.4.3.5. mostra il grafico a scatole di LS – MED che fornisce una idea più completa dei valori assunti dalla fApEn per $1 \leq t_s \leq 5$. Si nota che i mezzi di campionamento sono distinti. Una differenza percentuale di più del 25% si ottiene tra le due condizioni di fatica e non fatica (riportate sull'asse delle ascisse), ovvero, come già detto in precedenza, i valori di fatica sono più bassi rispetto a quelli di non fatica. Va anche notato che la zona di fatica ha una varianza maggiore.

Nella Fig. 4.3.6 viene mostrato il diagramma a scatola relativo ad HS – MED per $6 \leq t_s \leq 10$. Rispetto alla funzione LS-MED, il valore HS-MED ha un mezzo campione più vicino. Le variazioni nei quartili nel caso di affaticamento indicano che i dati tra i soggetti sono maggiormente deviati verso il quartile superiore.

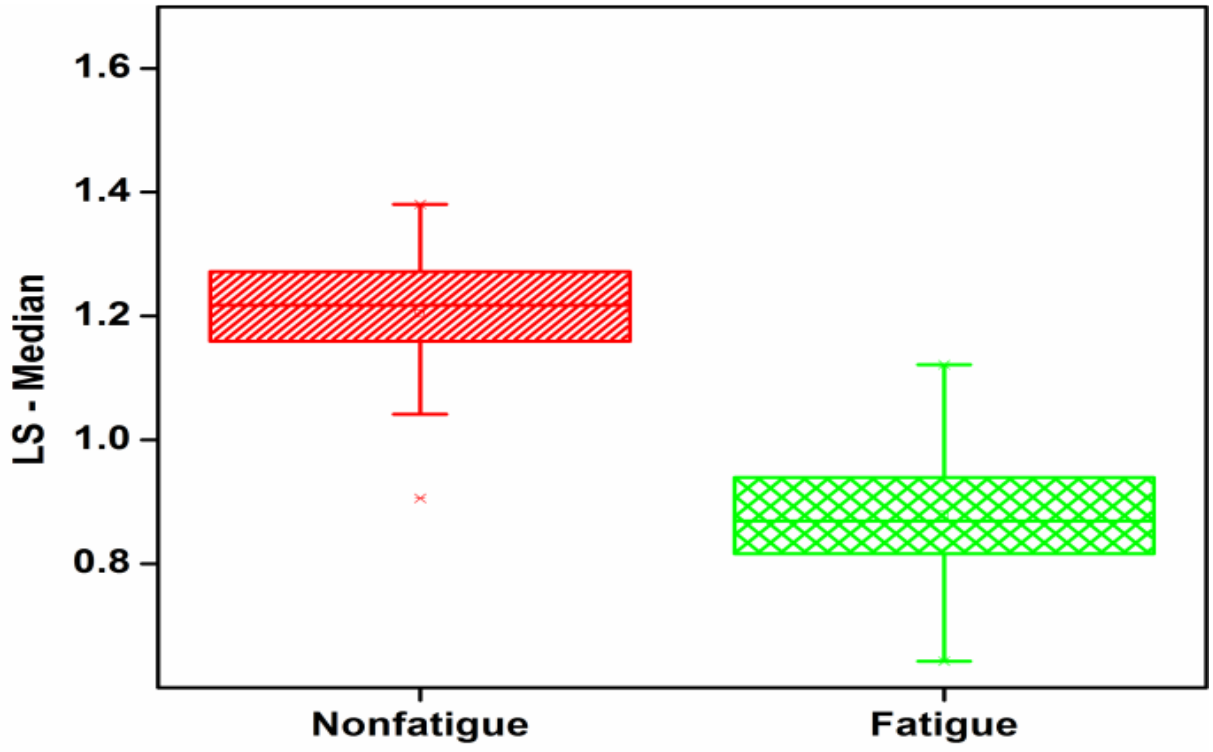


Figura 4.3.5 Variazione statistica della mediana su scala ridotta

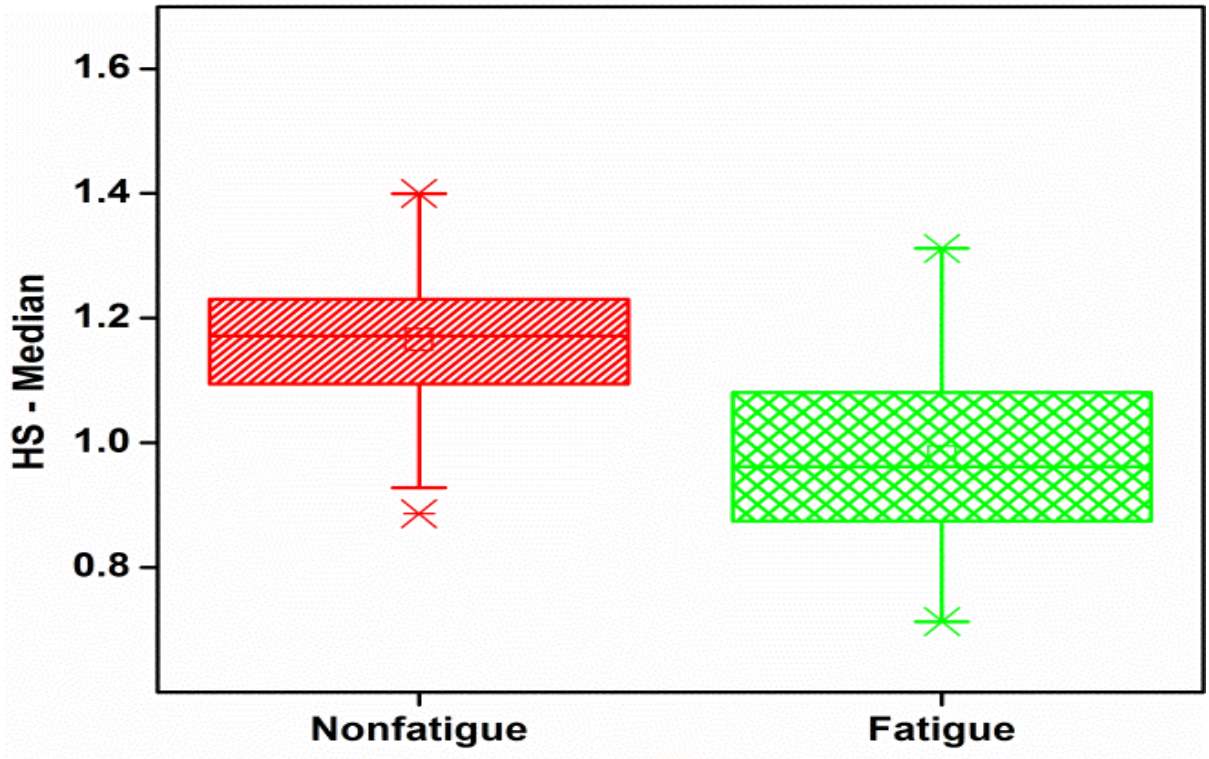


Figura 4.3.6 Variazione statistica della mediana su larga scala

F. Conclusioni

L'obiettivo principale di questo lavoro è quello di analizzare la dinamica del muscolo bicipite brachiale utilizzando segnali sEMG e sfruttando le proprietà dell'entropia multiscala. Per questo, i segnali sono registrati dal muscolo bicipite brachiale di 50 soggetti con protocollo ben definito. Dopo il processo di elaborazione e segmentazione, viene estratto il segnale MSfApEn. Inoltre, vengono calcolate caratteristiche come mediana, mediana su scala ridotta e mediana su larga scala. I valori MSfApEn estratti indicano che i segnali mostrano più schemi ordinali durante la fatica. Le funzionalità proposte estratte dalla serie MSfApEn sono in grado di distinguere chiaramente la fatica e condizione di non-fatica. Il t-test statistico eseguito su queste caratteristiche mostrano un alto livello di significatività (pvalue << 0,001). Dunque, questa tecnica di analisi del segnale EMG che prevede la conoscenza e l'utilizzo della MSfApEn, seppure tutt'oggi non è largamente utilizzata, potrebbe essere utile per l'identificazione della fatica in varie condizioni cliniche.

4.4 "Analisi in tempo-frequenza dei segnali EMG durante azioni isocinetiche che conducono alla fatica muscolare (Analisi Wavelet del segnale Emg)."

In questo articolo [28] ci si avvale dell'analisi wavelet del segnale EMG per studiare segnali non stazionari. Si ricavano dunque dei pattern di intensità per ogni soggetto che, accompagnati da un trend plot, forniscono informazioni significative riguardo l'affaticamento muscolare del soggetto preso in esame.

A. Descrizione del progetto

Nonostante le azioni muscolari dinamiche siano molto più comuni nell'atletica rispetto alle azioni muscolari isometriche, presentano alcune difficoltà durante l'elaborazione dei segnali EMG risultanti. La sfida più importante deriva dal fatto che il segnale può essere non stazionario a causa del movimento delle fibre muscolari al di sotto degli elettrodi di registrazione, dei cambiamenti nella lunghezza della fibra e delle alterazioni nel numero di unità motorie attive e dei loro tassi di accensione. Per questo motivo viene effettuata un'analisi Wavelet progettata specificamente per i segnali di elettromiografia (EMG) in combinazione ad un Trend Plot per esaminare i cambiamenti nei modelli di intensità EMG durante le massime, affaticanti azioni isocinetiche che si hanno quando il muscolo sviluppa il massimo sforzo per tutta l'ampiezza del movimento, accorciandosi a velocità costante. Inoltre questo tipo di analisi del segnale è in grado di tenere traccia delle variazioni di potenza che possono verificarsi sia nel tempo che nella frequenza durante le azioni muscolari

dinamiche. Undici uomini (età media ± DS = 22,4 ± 1,1 anni) e 7 donne (età media ± DS = 22,7 ± 2,1 anni) attivi dal punto di vista ricreativo hanno eseguito 50 azioni massime consecutive isocinetiche concentriche degli estensori della gamba dominante ad una velocità di 180 $^{\circ}\ s^{-1}$. Durante ogni azione muscolare, è stato rilevato un segnale EMG di superficie bipolare dal vasto laterale. Tutti i segnali sono stati quindi elaborati con un'analisi wavelet progettata specificamente per i segnali EMG, che ha portato a modelli di intensità EMG. Gli schemi per ciascun soggetto sono stati quindi analizzati con un trend plot che ha fornito informazioni sui cambiamenti avvenuti a causa dell'affaticamento.

B. Acquisizione del segnale EMG

Durante ogni azione muscolare del test di fatica, un segnale EMG di superficie bipolare è stato rilevato dal vasto laterale della coscia dominante. Dopo aver accuratamente rasato e pulito la pelle con alcool, gli elettrodi (circolari, diametro di 1 cm, Ag / AgCl) sono stati posizionati sopra il muscolo in accordo con le raccomandazioni della elettromiografia di superficie per la valutazione non invasiva dei muscoli (SENIAM) e approssimativamente in linea con l'angolo di pennino delle fibre muscolari. La distanza tra gli elettrodi era di 30 mm e l'elettrodo di riferimento è stato posto sopra la rotula. Dopo il rilevamento, i segnali EMG sono stati preamplificati (guadagno = 1.000, amplificatori EMG Biovision, Wehrheim, Germania) e filtrati analogicamente (filtro passa-banda con frequenze di taglio di 10 e 1.500 Hz). I segnali EMG sono stati quindi digitalizzati a una frequenza di campionamento di 3.000 campioni al secondo con un convertitore analogico-digitale a 16 bit (Biovision, Wehrheim, Germania) e conservati in un personal computer (Dell Optiplex 745, Round Rock, TX, USA) per successive analisi.

C. Funzione Wavelet (WF)

Questi segnali selezionati sono stati quindi elaborati con l'analisi Wavelet. Queste wavelet di Cauchy sono progettate per estrarre le intensità che costituiscono i segnali EMG e risolverli in tempo e frequenza. Ogni wavelet è definita nello spazio di frequenza dall'equazione 1 mostrata nella Tabella 1. In questa equazione, $F\psi\ (f, f_c, scale)$ rappresenta la trasformata di Fourier della wavelet, f è la frequenza, f_c è la frequenza centrale della wavelet e la scala è il fattore di scala. La frequenza centrale per ogni wavelet è stata calcolata utilizzando l'equazione 2 mostrata nella Tabella 4.4.1.

Equazione 1	$F\psi\ (f, f_c, scale) = \left(\frac{f}{f_c}\right)^{f_c \cdot scale} \cdot e^{\left(\frac{-f}{f_c}+1\right) \cdot f_c \cdot scale}$
Equazione 2	$f_{Cj} = \frac{1}{scale} \cdot (j+q)^r$
Equazione 3	$c_{k,j} = \frac{1}{\sqrt{\left[\left(F\psi_{k,j-1}\right)^2 + \left(F\psi_{k,j}\right)^2 + \left(F\psi_{k,j+1}\right)^2\right]}}$
Equazione 4	$p_{vectors} = DATA \cdot PC_{axes}$

Figura 4.4.1 Equazioni usate per l'analisi wavelet ed il trend plot

In questa equazione, f_{Cj} è la frequenza centrale di wavelet j, e q ed r sono stati usati per ottimizzare la spaziatura delle wavelet nello spazio di frequenza. Specificamente, q e r sono stati determinati mediante un'approssimazione dei minimi quadrati in modo tale che la somma di tutte le wavelet sia il più vicino possibile ad essere costante da 20 a 200 Hz. Le wavelet reali e immaginarie hanno lo stesso spettro di potenza, e la scala determina la risoluzione temporale e la larghezza di banda della wavelet. Le wavelet sono state indicizzate da j = 0, 1, 2,..J e il numero totale di wavelet (J + 1) determina l'intervallo di frequenze coperto in l'analisi wavelet. Come descritto da von Tscharner, è possibile ottenere un set ottimale di wavelet per EMG con J = 10, q = 1.45 e r = 1.959.

D. Calcoli di intensità e Wavelet di potenza

Le wavelet di Cauchy sviluppate da von Tscharner non sono ortogonali. Pertanto, i prodotti vettoriali delle wavelet devono essere considerati nel calcolo dell'intensità per garantire la conservazione dell'energia. Ciò è stato ottenuto moltiplicando le wavelet con un fattore di intensità $c_{k,j}$, che è definito dall'equazione 3 mostrata nella Tabella 1. In questa equazione, k è un indice di frequenza che va da 0 Hz a metà della frequenza di campionamento. La moltiplicazione delle wavelet con $c_{k,j}$ produce le wavelet di potenza utilizzate per analizzare il segnale EMG.

E. Analisi Wavelet

L'analisi wavelet è stata eseguita nello spazio di frequenza moltiplicando ciascuna delle wavelet nello spazio di frequenza con la trasformata di Fourier del segnale di ingresso. La parte reale ($Re(w_{j,k})$) e immaginaria ($Im(w_{j,k})$) dei segnali wavelet trasformati viene quindi convertita nel dominio del tempo con la trasformata di Fourier inversa. La ($Re(w_{j,k})$) e ($Im(w_{j,k})$)rappresentano i segnali trasformati wavelet reali e immaginari, rispettivamente, per wavelet j in tutto l'intervallo di frequenza

k. Come nella trasformata di Fourier, l'intensità ($p_{j,n}$) (dove n è l'indice del tempo) estratta da ogni wavelet è la somma dei quadrati delle parti reali e immaginarie del segnale di ingresso (cioè, $[Re(w_{j,k})]^2$)+ $[Im(w_{j,k})]^2$). La somma delle intensità per tutte le wavelet fornisce una misura dell'intensità totale $P(_n)$ del segnale nel tempo. L'intensità totale è quantitativamente correlata alle misure di potenza tradizionali, poiché $P(_n)$ è approssimativamente uguale al valore quadrato medio del segnale (cioè, il quadrato del valore quadratico medio della radice) in una finestra temporale specifica.

F. Risoluzione temporale e Larghezza di Banda

La larghezza di banda è stata definita nello spazio di frequenza come larghezza di ogni wavelet a $\frac{1}{e}$ della sua intensità di picco. La risoluzione temporale è stata calcolata eseguendo prima l'analisi wavelet sulla rappresentazione dello spazio temporale della wavelet. La risoluzione temporale è stata definita come la larghezza della curva di intensità totale a $\frac{1}{e}$ del suo massimo. La larghezza di banda, la risoluzione temporale e il prodotto della larghezza di banda e la risoluzione temporale per ogni wavelet sono mostrati nella Tabella 4.4.2.

Indici Wavelet	Frequenza Centrale (Hz)	Risoluzione temporale (ms)	Frequenza di banda (Hz)	Ris.temp * freq. banda
0	6.90	76.50	9.77	0.75
1	19.29	59.00	15.63	0.92
2	37.71	40.50	21.48	0.87
3	62.09	31.50	27.34	0.86
4	92.36	26.00	35.16	0.91
5	128.48	21.50	41.02	0.88
6	170.39	19.50	46.88	0.91
7	218.08	16.50	52.73	0.87
8	271.50	15.00	58.59	0.88
9	330.63	13.50	66.41	0.90
10	395.46	12.00	72.27	0.87

Tabella 4.4.2 Caratteristiche delle wavelet utilizzate in questo studio

G. Pattern di intensità e pattern tridimensionale

Il risultato dell'analisi wavelet è un pattern tridimensionale con il tempo sull'asse x, l'indice wavelet (che determina la frequenza) sull'asse y e l'intensità sull'asse z (Figura 4.4.1-4.4.2). L'intensità riflette le fluttuazioni nell'energia del segnale in tempo e frequenza.

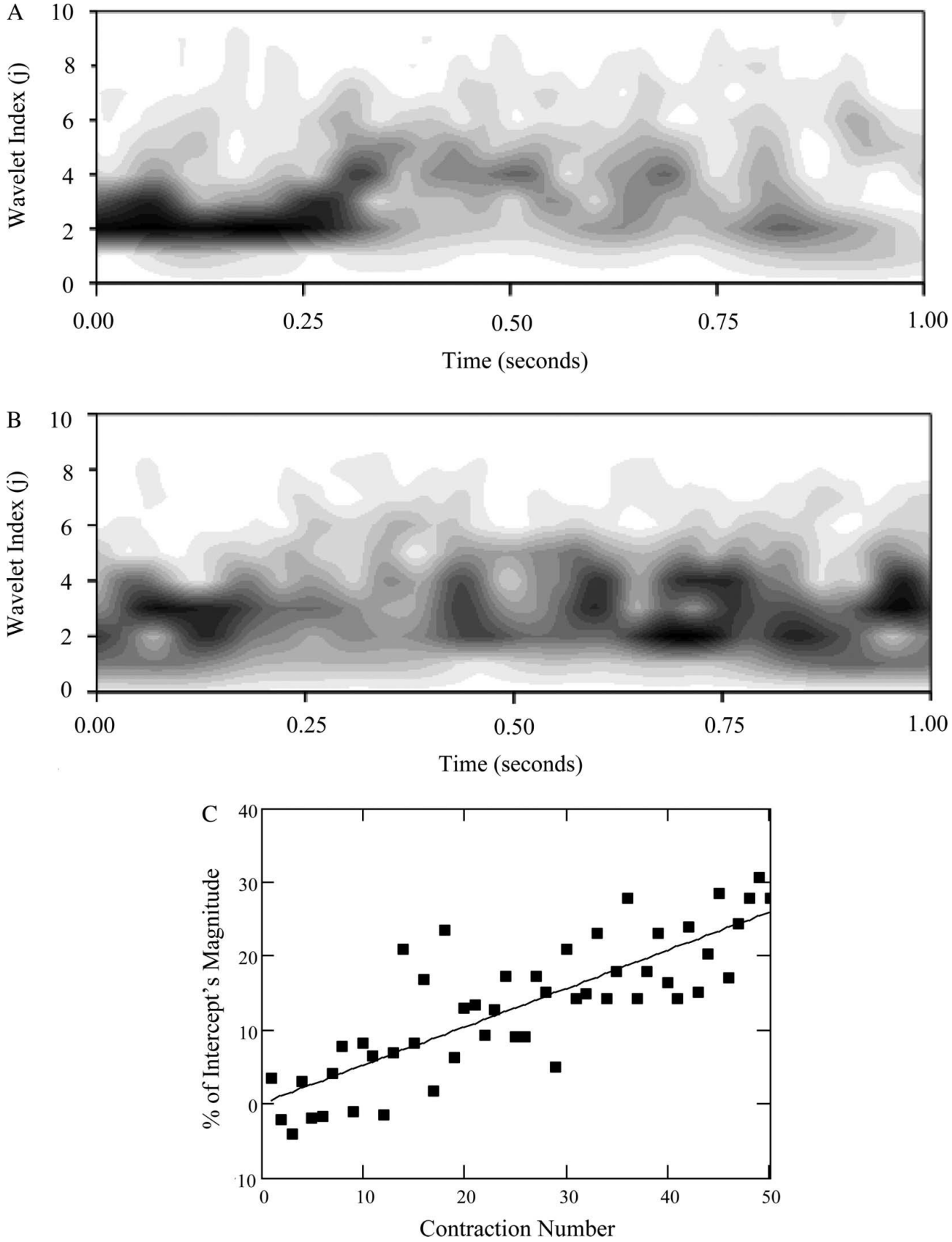

A
Wavelet Index (j)
10
8
6
4
2
0
0.00
0.25
0.50
0.75
1.00
Time (seconds)
B
Wavelet Index (j)
10
8
6
4
2
0
0.00
0.25
0.50
0.75
1.00
Time (seconds)
C
% of Intercept's Magnitude
40
30
20
10
0
-10
0
10
20
30
40
50
Contraction Number

Figura 4.4.1 Modelli di intensità elettromiografica (EMG) dal vasto laterale del soggetto 15 durante le prime contrazioni (A) e ultima (B) delle affaticanti azioni isocinetiche muscolari. (C) Il trend plot per il soggetto 15 con la linea di miglior adattamento

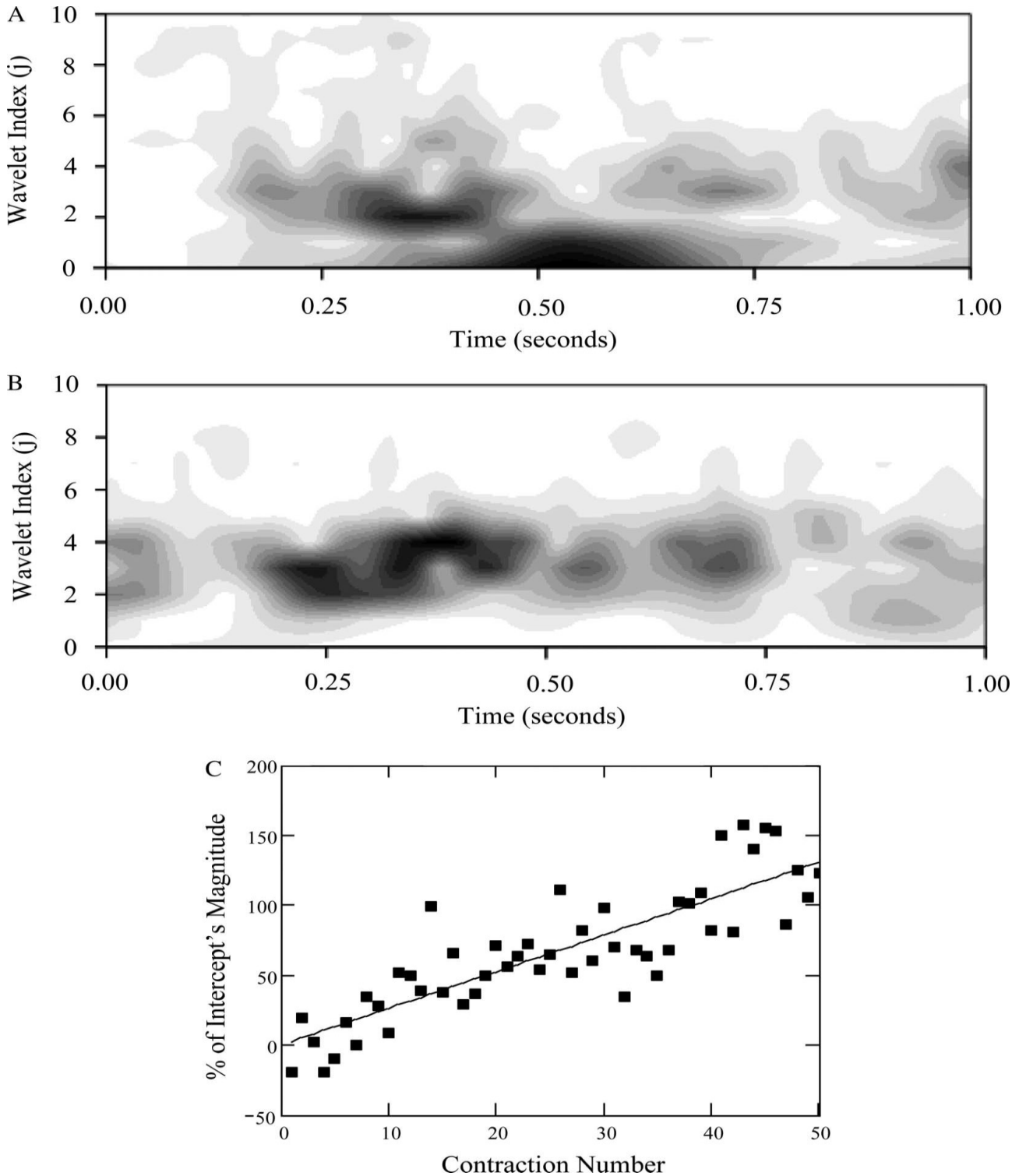


Figura 4.4.2 Modelli di intensità elettromiografica (EMG) del vasto laterale del soggetto 18 durante le prime contrazioni (A) e l'ultima (B) delle affaticanti azioni isocinetiche muscolari. (C) Il trend plot per il soggetto 18 con la linea di miglior adattamento

La domanda di ricerca in esame era se i modelli di intensità EMG fossero cambiati durante il test di fatica in un modo che poteva essere previsto e quantificato con il Trend Plot. Pertanto, per ogni soggetto è stato costruito un pattern tridimensionale separato utilizzando i modelli di intensità EMG del test di fatica.

H. Trend plot

Come discusso da von Tscharner, il pattern tridimensionale è difficile da visualizzare a causa della sua multidimensionalità. Pertanto, i plot trends sono utili non solo per visualizzare il movimento dei modelli di intensità nel pattern, ma anche per analizzare questo movimento statisticamente. In questo studio e in quello di von Tscharner il trend plot è stato creato dapprima monitorando il movimento dei modelli di intensità EMG lungo un percorso nel pattern tridimensionale. La pendenza e l'ampiezza della pendenza per questo percorso possono quindi essere calcolate con regressione lineare. La pendenza rappresenta le parti dei pattern di intensità EMG che cambiano nel tempo e quindi indicando una variazione di intensità monitora anche lo sforzo compiuto durante l'esercizio che è direttamente proporzionale alla fatica muscolare. Tutte le 18 regressioni lineari hanno dimostrato un coefficiente di pendenza che era significativamente diverso da zero (12 erano maggiori, 6 erano minori). Si noti che in ognuna di queste figure, i cambiamenti avvenuti nel pattern di intensità EMG dalla prima contrazione all'ultima contrazione non potevano essere semplicemente descritti da uno spostamento dell'intensità verso frequenze più basse. Invece, la struttura generale dei pattern è cambiata e questo risultato è stato coerente per tutti i soggetti. Le figure 4.4.1 e 4.4.2 mostrano anche le differenze tra soggetti nella struttura complessiva dei modelli di intensità EMG.

I. Risultati finali

I risultati di questo studio hanno indicato che in tutti i casi (18 su 18 soggetti), i modelli di intensità EMG, ottenuti dall'analisi wavelet del segnale EMG da cui tutto il progetto parte, si muovevano in modo prevedibile nel pattern tridimensionale. In particolare, il loro percorso di movimento potrebbe essere tracciato con il grafico del plot trend e previsto con la linea di regressione lineare risultante. La scoperta che questo movimento sia statisticamente significativo per tutti i soggetti è molto probabilmente una riflessione della gravità della fatica sperimentata dai soggetti. L'autore ha riferito

che in molti casi (fino all'80% o più, a seconda del muscolo esaminato), la pendenza del diagramma di tendenza era statisticamente significativa, infatti indicando variazioni nel pattern di intensità faceva capire quanto un muscolo si affaticava. Questo risultato è stato importante perché ha dimostrato la sensibilità del segnale EMG alla fatica che potrebbe non essere nemmeno percepibile dai soggetti. I risultati di questo studio hanno indicato che sebbene le modifiche ai modelli di intensità EMG siano complesse, esse si verificano in un modo prevedibile che può essere monitorato con il trend plot. Pertanto, qualsiasi modifica alla struttura generale del pattern di intensità EMG, sia che esso cambi in intensità totale, tempismo, o frequenza può essere risolta con questo tipo di grafico. Anche se questo studio ha mostrato consistenti cambiamenti all'interno dei soggetti nei modelli di intensità EMG, le differenze tra i soggetti non erano consistenti. Come mostrato nelle Figure 4.4.1-4.4.2, le modifiche alla struttura generale del pattern di intensità EMG con fatica erano molto complesse e probabilmente riflettevano differenze tra soggetti in fattori quali composizione del tipo di fibra, angolo di pennino ed eventualmente anche dimensione del muscolo. Queste differenze morfologiche hanno tutte le potenzialità per influenzare il pattern di intensità EMG in un modo specifico del soggetto. Questo, tuttavia, non limita la possibilità di utilizzare i pattern di intensità EMG ed il trend plot per esaminare la fatica muscolare.

L. Applicazioni pratiche

Questo studio ha dimostrato che l'affaticamento che si sviluppa durante le azioni muscolari dinamiche ripetute può essere monitorato con l'analisi Wavelet dei segnali EMG e un trend plot. Questi strumenti sono in grado di analizzare sottili cambiamenti nei segnali EMG e sono molto più sensibili dei semplici parametri di ampiezza o frequenza centrale. Pertanto, queste tecniche potrebbero essere molto utili per gli allenatori o gli atleti interessati a monitorare lo stato di fatica dei singoli muscoli in qualunque tipo di attività sportiva.

4.5 “Stima quantitativa dell'affaticamento muscolare mediante elettromiografia di superficie durante la contrazione muscolare statica”

Gli autori di questo articolo [29] hanno introdotto un metodo per stimare quantitativamente il grado di affaticamento muscolare dal Segnale SEMG attraverso la costruzione di un modello di fatica.

I. Setup sperimentale

A. Soggetti

Dieci studenti maschi si sono offerti volontari per questo studio. Nessuno dei soggetti aveva una storia di disturbi muscoloscheletrici. La loro età media, massa e altezza erano 28,9 anni, 77,5 kg e 173,3 cm, rispettivamente.

B. Procedure sperimentali

Gli esperimenti sono stati condotti in posizione seduta. L'altezza della sedia è stata regolata in modo che l'avambraccio e la parte superiore del braccio formassero un angolo relativo di circa 110 gradi. Ai soggetti è stato consigliato di mantenere la postura, in particolare l'angolo del polso, durante gli esperimenti per ridurre al minimo il rumore dovuto a artefatti da movimento. Dopo un breve briefing, ai soggetti è stato richiesto di eseguire tre prove massimali di contrazione volontaria (MVC) di 3 secondi esercitando la loro massima forza di impugnatura. Quindi, il più alto livello di forza tra questi test è stato registrato da un dinamometro come MCV_{INIT}. Dopo una pausa di 15 minuti, ai soggetti è stato chiesto di eseguire una serie di attività di contrazione statica mantenendo il livello di forza al 50% il più costante possibile per 10, 30, 50 e 70 secondi. Alla fine di ogni esperimento, è stata eseguita un'altra prova MVC di 3 secondi. Questo valore (MCV_{EXP}) misurava la capacità muscolare rimasta dopo aver eseguito il compito di presa.

C. Elettromiografia di superficie

I dati SEMG sono stati registrati dal muscolo flexor digitorum superficialis (FDS) e dall'extensor carpi radialis (ECR) dell'avambraccio dominante mostrati in Fig.1. Per ridurre l'impedenza elettrica tra la pelle e l'elettrodo, in questo studio sono stati utilizzati elettrodi SEMG di superficie bipolari pre-gelati (Ag-AgCl, diametro di 10 mm, GE Yokogawa Medical System, Giappone). La distanza da centro a centro tra due elettrodi era di 20 mm. L'elettrodo di riferimento era attaccato sull'epicondilo laterale dell'avambraccio. I segnali SEMG sono stati digitalizzati utilizzando una scheda di acquisizione dati a 12 bit (Contec, Giappone) e campionati a 1000 Hz per l'ulteriore elaborazione del computer.

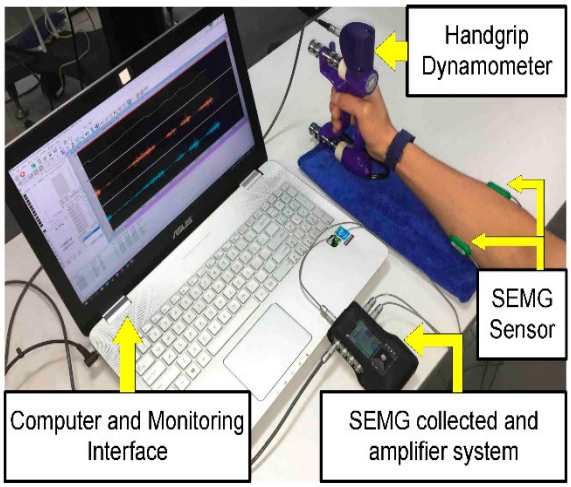


Figura 4.5.1 Rappresentazione dell'esperimento

II. Costruzione del modello di fatica

In questo studio, è stato ipotizzato che il grado di affaticamento muscolare sia contribuito da diversi fattori, che sono la quantità di lavoro fisico svolto, il tasso di recupero muscolare e l'iniziale condizione del muscolo. In questo lavoro, tuttavia, il contributo dovuto al recupero muscolare e alle condizioni iniziali è stato ignorato.

A. Modello di fatica

Durante la contrazione muscolare, le unità motorie vengono reclutate in modo ordinato, dalla contrazione lenta alla contrazione rapida, nota come strategia di reclutamento del principio di dimensione. Sulla base di questa ipotesi, si può concludere che durante la contrazione muscolare prolungata, il grado di affaticamento muscolare aumenterà esponenzialmente, in quanto vengono reclutate più unità motorie a contrazione rapida. Il modello di fatica derivato da Ma et al. ha dimostrato conclusioni simili. La Fig.2 illustra un esempio di modello di fatica per un soggetto. Qui, la relazione tra *FL* (Forza persa, misurata con un dinamometro) e *W* (Lavoro di impugnatura) è stata mostrata. Il grado di affaticamento muscolare, è stato modellato come $F = \alpha \cdot e^{\beta W}$ dove α e β sono parametri individuali basati sulla condizione fisiologica che varia tra i soggetti mentre il lavoro di impugnatura (W) può essere calcolato come forza generata sul tempo di contrazione. Facendo riferimento alla Fig. 3, il lavoro totale svolto durante questo compito di presa è stato calcolato come l'area sotto il grafico,

$$W := \int_{o}^{T} f(t)dt$$

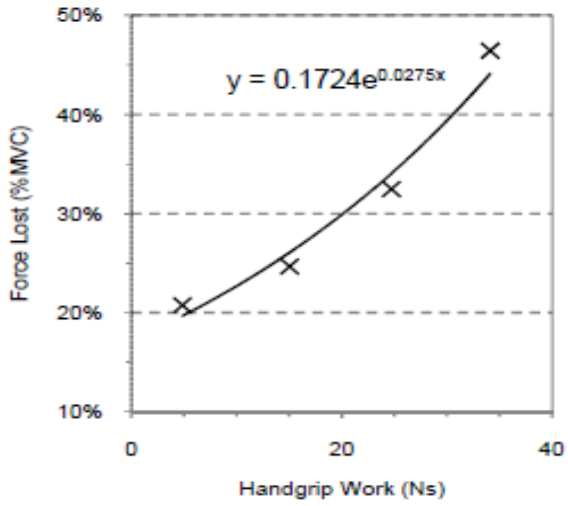


Figura 4.5.2. Un esempio di modello di fatica per un soggetto, che rappresentava la relazione tra la forza persa e il lavoro di impugnatura

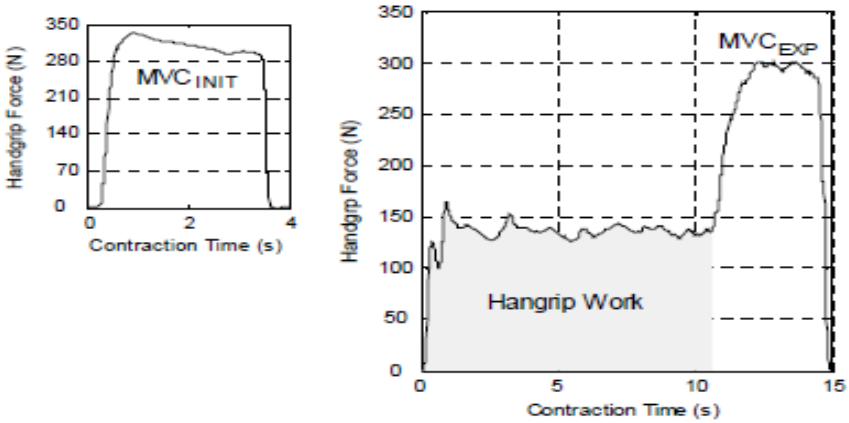


Figura 4.5.3 Forza dell'impugnatura che è stata catturata dal dinamometro durante la massima contrazione volontaria (a sinistra) e durante il compito di contrazione statica come condotto in questo documento (a destra)

B. Calcolo del lavoro di impugnatura dal segnale EMG

In precedenza, abbiamo introdotto l'uso della tecnica a banda di frequenza con Continuous Wavelet Transform (CWT) nell'analisi del segnale SEMG. È stato dimostrato che la forza di impugnatura può essere stimata utilizzando una banda ad alta frequenza. Per un segnale SEMG con la N dimensione dei dati, i coefficienti wavelet $c_n(s)$ per ciascuna scala wavelet corrispondente (s) possono essere decomposti utilizzando una funzione oscillatoria localizzata nel tempo nota come wavelet madre (ψ).

$$C_n(s) = \sum_{n=0}^{N-1} x_n{}' \psi^* \left[\frac{(n' - n)\delta t}{s}\right] \quad (4.5.1)$$

Dove $0 \leq n \leq N - 1, \delta t$ è il tempo di campionamento e (*) indica il complesso coniugato della mother wavelet. L'intensità dei coefficienti wavelet ($E_k(s)$) è stata calcolata usando la root mean square (radice quadratica media RMS, di cui abbiamo già parlato) con la finestra di dimensione M.

$$(E_k(s)) = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{n=kM}^{(k+1)M-1} C_n(s)^2} \quad (4.5.2)$$

Dove $0 \leq k \leq \frac{N}{M} - 1$. Dopodiché la forza stimata F_k dal segnale EMG x_n è stata calcolata come:

$$F_k = \frac{1}{S} \sum_{s=sl}^{sh} E_k(s) R(S) \quad (4.5.3)$$

dove S era il numero totale di scale wavelet, mentre S_h e S_l erano rispettivamente le più alte e le più basse di quella stessa banda di frequenza. R(S) era il rapporto tra MVC e MVE (Maximum Voluntary Electrical) per ogni scala wavelet corrispondente. In questo studio, l'analisi è stata eseguita nella gamma di frequenze da 242 Hz a 365 Hz. Dopo di ciò, l'area sotto il grafico, che rappresenta il lavoro svolto dal soggetto, può essere calcolata come mostrato all'inizio.

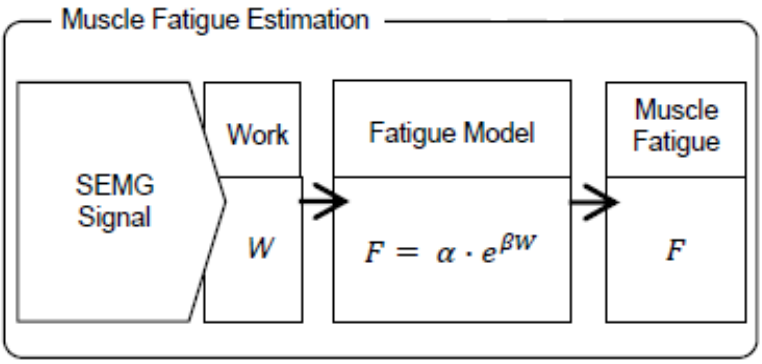
III. Risutati e discussioni

Come abbiamo visto viene costruito un modello di fatica per ogni singolo soggetto. Il modello di fatica proposto è valido solo per il livello di contrazione in cui è stato calibrato. Questo perché lo sviluppo dell'affaticamento muscolare è altamente associato al livello di contrazione. Quindi, è importante indagare sull'influenza della contrazione sull'affaticamento muscolare. Inoltre può essere sviluppato un modello generale di affaticamento, che è indipendente dal livello di forza.

La precisione era alta per tempi di contrazione più brevi (10 e 30secondi); dove l'errore era inferiore al 5% MVC. Tuttavia, le prestazioni del modello di fatica proposto diminuivano leggermente all'aumentare del tempo di contrazione (50 e 70 secondi). In generale, il modello di fatica per ogni soggetto riassumeva la semplice relazione tra il lavoro di impugnatura e la perdita di forza dopo l'esecuzione del compito. Valori bassi di F indicano ovviamente minore fatica muscolare e quindi anche uno sforzo ridotto, al contrario valori elevati segnalano una maggiore fatica compiuta da parte

del muscolo del soggetto preso in esame. Risultati promettenti sono stati ottenuti durante la contrazione muscolare statica, dove l'errore di l'affaticamento muscolare stimato era inferiore al 10% di MVC. Inoltre, non è stata rilevata alcuna differenza significativa durante il confronto al valore effettivo, che è stato misurato utilizzando il dinamometro. Questo significa che, seppure sia una tecnica ancora in via di sviluppo, l'utilizzo del Segnale EMG (che ci permette di determinare il lavoro di impugnatura), accompagnato dal modello di fatica, ci permettono di stimare l'entità della fatica del muscolo in esame.

In sostanza:



Capitolo V: Conclusioni

Dopo aver analizzato nel dettaglio tutti gli articoli presentati nella tesi e non essendo presente in nessuno di loro alcun tipo di controindicazione riguardo le metodologie utilizzate nell'analisi del segnale EMG posso affermare che, nonostante molte tecniche siano ancora in via di sviluppo e spesso vengono accompagnate da altri accertamenti, lo studio del segnale EMG è un metodo efficace di stima della fatica muscolare sia per contrazioni isocinetiche sia per contrazioni isometriche. Inoltre, considerando la mia esperienza personale di allenatore di squadre giovanili di pallacanestro ho formulato un mio personalissimo pensiero riguardante la possibile applicazione dell'analisi del segnale EMG dell'atleta al fine di pianificare in maniera ottimale e funzionale un piano di allenamento. Troppo spesso infatti nel programmare un allenamento per una squadra di pallacanestro (ma ciò accade anche negli altri sport, soprattutto a livello giovanile) non si tiene conto delle necessità muscolari del singolo atleta che potrebbe quindi trovarsi ad affrontare esercizi poco adatti alle proprie esigenze motorie. Il beneficio dell'esame EMG con successiva interpretazione ed analisi del segnale

è quindi quello di poter portare ad una diversificazione dei piani di allenamento dei singoli atleti in base al responso dell'esame affinchè il tipo di allenamento sia il più congeniale possibile all'atleta (giovane o adulto che sia) che ci si trova di fronte. Questo porterebbe ovviamente anche ad un aumento delle prestazioni e ad un graduale personale.

Bibliografia

[1] Alberto Covallero, “Confronto tra i metodi per l’analisi di manifestazioni elettriche di fatica muscolare in pazienti diabetici, cone e senza vasculopatia periferica, e soggetti sani durante camminata su treadmill” pag.3, 2013.

[2] https://www.humanitas.it/enciclopedia/anatomia/apparato-muscolo-scheletrico

[3] Barbone, S. A. N. D. R. O., & LUCISANO, F. (2010). Scienze integrate. *Franco Lucisano editore*.

[4] Silverthorn, D. U., Johnson, B. R., Ober, W. C., Garrison, C. W., & Silverthorn, A. C. (2013). The central nervous system. *Human Physiology: An Integrated Approach. 6th ed. Boston, MA: Pearson Education*, 288-324.

[5] Prof. Marcello Bracale, «Elettromiografia - Appunti del corso di Elettronica Biomedica». 2002.

[6] https://www.projectinvictus.it/le-fibre-muscolari/#2-tipi-di-fibre-muscolari

[7] Di Prampero, P. E., & Veicsteinas, A. (2002). Fisiologia dell’uomo. *AA. VV., EDI-ERMES.*, Capitolo 2, pag 90-91.

[8] Pasquale Rosati et al., Istologia, Milano, Edi. Ermes, 2007.
[9] http://www.treccani.it/enciclopedia/eccitabilita-neuronale_%28Dizionario-di-Medicina%29/

[10] B. Guignard, B. H. Olstad, D. Simbaña Escobar, J. Lauer, P.-L. Kjendlie, e A. H. Rouard, «Different Muscle-Recruitment Strategies Among Elite Breaststrokers», Int. J. Sports Physiol. Perform., vol. 10, n. 8, pagg. 1061–1065, nov. 2015.

[11] P. Konrad, «The abc of emg», Pract. Introd. Kinesiol. Electromyogr., vol. 1, pag. 30–35, 2005.

[12] *A. L. A. L. Hodgkin and A. F. Huxley e A. F. Huxley,* Action Potentials Recorded from Inside a Nerve Fibre*, in Nature, vol. 144, nº 3651, 1939, p. 710*

[13] Elettromiografia ed elettroneurografia, su thes.bncf.firenze.sbn.it, Biblioteca Nazionale Centrale di Firenze

[14] Leonardo Bellini, “Sviluppo di un sistema di acquisizione di segnali elettromiografici a basso costo per il controllo del moto”, pag.4, 2016.

[15] Gianmaria Pascucci, “L’elettromiografia: principio di funzionamento”, pag.47-49,2016.

[16] González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., & Izquierdo, M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *22*(4), 501-512.

[17] Mileva, K. N., Dimitrov, G. V., Arabadzhiev, T. I., Dimitrova, N. A., Crichton, N. J., & Bowtell, J. L. EMG SPECTRAL MOMENTS PROVIDE A RELIABLE AND HIGHLY SENSITIVE INDEX FOR STUDYING MUSCLE FATIGUE DURING DYNAMIC CONTRACTIONS.

[18] Dimitrov, G. V., Arabadzhiev, T. I., Mileva, K. N., Bowtell, J. L., Crichton, N., & Dimitrova, N. A. (2006). Muscle fatigue during dynamic contractions assessed by new spectral indices. *Medicine and science in sports and exercise*, *38*(11), 1971.

[19] Addison, P. S. (2017). The illustrated wavelet transform handbook: introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance. CRC press.

[20] Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C. K. (2005). Multiscale entropy analysis of biological signals. *Physical review E*, *71*(2), 021906.

[21] J. McBride, X. Zhao, N. Munro, G. Jicha, C. Smith, and Y. Jiang, "EEG multiscale entropy dynamics in mild cognitive impairment and early Alzheimer's disease", *Biomedical Science and Engineering Center Conference (BSEC), 2014 Annual Oak Ridge National Laboratory*. pp. 1–4, 2014.

[22] Navaneethakrishna, M., Karthick, P. A., & Ramakrishnan, S. (2015, August). Analysis of biceps brachii sEMG signal using Multiscale Fuzzy Approximate Entropy. In *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 7882). IEEE.

[23] Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *88*(6), 2297-2301.

[24] Pincus, S. M., & Goldberger, A. L. (1994). Physiological time-series analysis: what does regularity quantify, *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, *266*(4), H1643-H1656.

[25] Makaram, N., & Swaminathan, R. (2018, July). Analysis of Sequential Visibility Motifs in Isometric Surface Electromyography Signals in Fatiguing Condition. In *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 2659-2662). IEEE.

[26] Gawda, P., Ginszt, M., Ginszt, A., Pawlak, H., & Majcher, P. (2018). Differences in myoelectric manifestations of fatigue during isometric muscle actions. *Annals of agricultural and environmental medicine: AAEM*, *25*(2), 296-299.

[27] Navaneethakrishna, M., Karthick, P. A., & Ramakrishnan, S. (2015, August). Analysis of biceps brachii sEMG signal using Multiscale Fuzzy Approximate Entropy. In *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 7881-7884). IEEE.

[28] Beck, T. W., Stock, M. S., & DeFreitas, J. M. (2012). Time-frequency analysis of surface electromyographic signals during fatiguing isokinetic muscle actions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *26*(7), 1904-1914.

[29] Soo, Y., Sugi, M., Nishino, M., Yokoi, H., Arai, T., Kato, R., ... & Ota, J. (2009, September). Quantitative estimation of muscle fatigue using surface electromyography during static muscle contraction. In *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 2975-2978). IEEE.