



**Politecnico
di Torino**

Politecnico di Torino

Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

**Validazione del metodo di
deconvoluzione per
la stima del firing rate medio
delle unità motorie**

Candidato:

Alessio Longo

Relatore:

Prof. Luca
Mesin

Anno Accademico 2023/2024

Ringraziamenti

*Ai miei genitori, ai miei amici e a Giulia
per avermi sempre sostenuto
Al mio relatore e al centro di ricerca della Svizzera italiana
per avermi permesso di lavorare a questa tesi*

Sommario

In ambito riabilitativo, riuscire ad ottenere informazioni precise e rapide sull'attività muscolare, al fine di pilotare una protesi mioelettrica, è indispensabile. Generalmente queste informazioni vengono estratte tramite elettromiografia ad ago od elettromiografia ad alta densità. La prima ha limiti dovuti all'invasività e alla limitata area osservata, mentre l'HDEMG (high density electromyography) ha limiti dovuti alla complessità del sistema di acquisizione e all'elevato costo computazionale, il che li rende metodi poco adatti alle applicazioni pratiche. In questa tesi, viene valutato il segnale ricostruito con il metodo di deconvoluzione a singolo kernel con il segnale ricostruito partendo dagli istanti di sparo ottenuti dalla decomposizione del segnale EMG ad ago.

Il fine è quello di confrontare i due risultati per ottenere informazioni sull'attivazione delle unità motorie osservate dal segnale EMG ad ago dal segnale EMG di superficie. Il primo segnale è ottenuto applicando il metodo di deconvoluzione a un segnale EMG di superficie ottenuto tramite un sistema di acquisizione a singolo canale differenziale. Il secondo segnale è ottenuto applicando il metodo del cumulative weighed firing (CWF) partendo dagli istanti di sparo del segnale EMG ad ago ed utilizzando le forme dei MUAP ottenute dal segnale EMG di superficie. I segnali ricostruiti sono stati confrontati con il segnale EMG di superficie iniziale, ne è risultata una ricostruzione ottima per il primo caso, mentre per il secondo caso sono state osservate delle discrepanze. Pertanto, per raggiungere il fine ultimo della tesi, è stato confrontato lo spettrogramma ottenuto dal primo segnale ricostruito con la variazione nel tempo dell'indice di sincronizzazione ottenuto dagli istanti di sparo delle unità motorie osservate dal segnale EMG ad ago. Anche in questa seconda sperimentazione non sono stati ottenuti risultati ottimali. Nonostante ciò, lo studio effettuato nel corso della trattazione ha evidenziato l'efficacia del metodo di deconvoluzione a singolo

kernel per ricostruire il segnale EMG, ma non ha evidenziato un collegamento diretto tra le attivazioni delle unità motorie viste dal segnale EMG ad ago e quelle viste dal segnale EMG superficiale.

Inoltre, come ultima analisi sono stati confrontati gli indici di fatica periferica del segnale ottenuto con la deconvoluzione e la variazione nel tempo della frequenza media di sparo delle unità motorie identificate dalla decomposizione del segnale EMG ad ago. Nonostante sia stata riscontrata in tutti i soggetti la presenza di fenomeni di affaticamento, quest'ultimi non hanno trovato riscontro con la frequenza media di sparo.

In conclusione si reputa che un'osservazione di una popolazione di unità motorie più ampia o un'acquisizione multicanale possa portare ad ottenere risultati differenti.

Indice

• 1 Il muscolo	11
1.1 Anatomia del muscolo	11
1.2 La contrazione muscolare	12
1.3 Modulazione della forza	14
1.4 Il potenziale d'azione	16
• 2 Il segnale EMG	19
2.1 Caratteristiche del segnale EMG	19
2.2 Acquisizione del segnale EMG	20
2.3 Segnale EMG superficiale	22
2.4 Crosstalk	24
2.5 Contrazioni elettricamente stimulate	24
• 3 Elaborazione del segnale EMG	27
3.1 Analisi del segnale EMG	27
3.2 La velocità di conduzione	29
3.3 Metodi avanzati di elaborazione del segnale EMG	30
3.4 Decomposizione del segnale EMG	32
3.5 Funzione di coerenza	34
3.6 Analisi tempo-frequenza	35
• 4 Sviluppo della trattazione	39
4.1 Struttura dati	39

4.1.1	Dati sperimentali.....	40
4.1.2	Dati simulati.....	42
4.1.3	Elaborazione dati sperimentali.....	42
4.2	I metodi.....	43
4.2.1	Metodo di deconvoluzione.....	43
4.2.2	Metodo CWF.....	45
4.2.3	Indice di sincronizzazione.....	46
4.2.4	Calcolo della dimensione frattale.....	47
4.3	Risultati.....	47
4.3.1	Dati simulati.....	47
4.3.2	Dati sperimentali.....	50
4.4	Analisi statistica.....	59
4.5	Discussione.....	65
• 5	Conclusioni.....	71

Indice delle figure

• 4.1 Segnale EMG Simulato	48
• 4.2 Forma del MUAP dei dati simulati	48
• 4.3 Segnale EMG simulato ricostruito con CWF	49
• 4.4 Funzione di coerenza segnale simulato	49
• 4.5 Segnale EMG superficiale sperimentale filtrato	50
• 4.6 Segnale EMG approssimato tramite norma L1	51
• 4.7 Segnale EMG approssimato tramite norma L2	51
• 4.8 PSD dati sperimentali	51
• 4.9 Firing pattern delle unità motorie	52
• 4.10 Frequenza media di sparo	52
• 4.11 Forma dei MUAP sperimentale ricostruita	53
• 4.12 sEMG sperimentale ricostruito tramite CWF	53
• 4.13 Coefficiente di correlazione sperimentale	54
• 4.14 Indice di sincronismo	55
• 4.15 Frequenza media	56
• 4.16 Frequenza mediana	56
• 4.17 RMS	56

- 4.18 Ampiezza media57
- 4.19 Spettrogramma57
- 4.20 Picco della PSD 57
- 4.21 Varianza del picco della PSD 58
- 4.22 PSD sovrapposte 58
- 4.23 Stima dimensione frattale.....59
- 4.24 Media e deviazione standard parametri statistici 62
- 4.25 Test di Kruskal-Willis e Friedman 63
- 4.26 Scatter plot tra frequenza di sparo e dimensione frattale 64
- 4.27 Scatter plot tra frequenza di sparo ed RMS 64
- 4.28 Scatter plot tra frequenza di sparo e frequenza media PSD 64

Capitolo 1

Il muscolo

Le informazioni discusse in questo capitolo sono tratte da [7].

1.1 Anatomia del muscolo scheletrico

Il muscolo è costituito da una parte centrale chiamata corpo, che genera forza, e da tessuto connettivo. Quest'ultimo si divide in una parte esterna, che riveste il corpo del muscolo (epimisio) e forma anche i tendini, ed una parte interna, che si estende all'interno del corpo muscolare (perimisio) dividendolo in numerosi fascicoli, formati dalle cellule muscolari.

Ogni fascicolo è costituito da numerose fibre muscolari che sono avvolte da una guaina di tessuto connettivo (endomisio) chiamata sarcolemma e si estendono per tutta la lunghezza del muscolo.

All'interno della fibra muscolare si trovano le miofibrille che contengono l'apparato contrattile della fibra muscolare.

Ciascuna miofibrilla è costituita da un fascio di filamenti spessi e sottili che si sovrappongono tra loro, formati rispettivamente dalle proteine miosina ed actina. Inoltre, ciascuna miofibrilla è circondata dal reticolo sarcoplasmatico che associato con altre strutture chiamate tubuli trasversi, ognuno dei quali è associato a due cisterne terminali, che contengono gli ioni calcio. Il reticolo sarcoplasmatico e i tubuli trasversi permettono di trasmettere il segnale dal sarcolemma alle miofibrille, rendendo la cellula muscolare capace di rispondere al segnale nervoso.

Capitolo 1. Il muscolo

Le cellule muscolari scheletriche presentano una striatura, dovuta alla disposizione ordinata di fibre proteiche all'interno delle miofibrille, che prendono il nome di filamenti spessi e filamenti sottili. Analizzando ulteriormente le miofibrille, queste sono formate da unità base dette sarcomero, separate trasversalmente, rispetto l'asse longitudinale della fibra, dalla linea Z alla quale si collegano i filamenti sottili, mentre i filamenti spessi sono collegati alla linea M che si trova all'interno del sarcomero.

I filamenti spessi e sottili sono costituiti da due proteine contrattili chiamate actina e miosina, capaci di legarsi tra loro. I filamenti sottili presentano delle proteine regolatrici, la tropomiosina e la troponina, che consentono alle fibre muscolari di iniziare e terminare la contrazione, dato che la tropomiosina blocca i siti di legame dell'actina per la miosina e la troponina si connette ad actina e tropomiosina e presenta un sito che si lega reversibilmente agli ioni calcio. I filamenti spessi sono costituiti da molteplici molecole di miosina, ciascuna di esse composta da due subunità attorcigliate tra loro esponendo una testa ed una coda, dove la testa costituisce il sito di legame per l'actina per la generazione della forza, mentre la coda si lega alle molecole di miosina adiacenti.

1.2 La contrazione muscolare

La contrazione muscolare avviene quando i filamenti sottili scivolano lungo i filamenti spessi, così facendo le linee Z ai lati del sarcomero si avvicinano e il sarcomero si accorcia, ciò causa un accorciamento del muscolo secondo il modello dello scorrimento dei filamenti. Tale modello di basa sul ciclo dei ponti trasversali, un meccanismo che prevede l'oscillazione dei ponti trasversali tra miosina e actina sfruttando l'energia che deriva dall'idrolisi dell'ATP presente sulla testa della miosina. Il movimento oscillatorio è dovuto a modificazioni della conformazione della miosina che ne varia il contenuto energetico e la capacità di fissarsi ai monomeri di actina dei filamenti sottili, queste modificazioni si dividono in forma ad alta energia e forma a bassa energia, la forma ad alta energia si ha dopo aver idrolizzato l'ATP, mentre quella a bassa energia si ha dopo che il movimento dei filamenti sottili è avvenuto. Quindi il ciclo dei ponti trasversali può essere suddiviso in cinque fasi:

Capitolo 1. Il muscolo

- Si parte dalla miosina nello stato ad alta energia, in questo stato ha un'alta affinità per l'actina e i due siti si legano in presenza di ioni calcio.
- Dopo il legame, la testa della miosina ruota tirando il filamento sottile con il distacco della molecola di ATP.
- La miosina passa allo stato di bassa energia in cui actina e miosina sono strettamente legate tra loro.
- Quando una nuova molecola di ATP si lega alla testa della miosina si riduce l'affinità tra actina e miosina, causando il distacco di quest'ultima.
- Dopo di che l'ATP si fissa al sito ATPasico della miosina dove viene idrolizzato in ADP e Pi e, se si è in presenza di ioni calcio, il ciclo riparte.

Si genera la forza in seguito alla contrazione perché nelle varie miofibrille il ciclo dei ponti trasversali avviene in maniera asincrona, evitando che durante la contrazione i filamenti sottili tornino passivamente alla posizione iniziale.

Il controllo sulla contrazione avviene grazie al sistema nervoso centrale che, attraverso i motoneuroni, definisce le modalità di contrazione. Questo perché anche le cellule del muscolo sono cellule eccitabili, ossia generano un potenziale d'azione quando la membrana plasmatica è depolarizzata ad un valore sufficiente. Quando una cellula muscolare riceve un potenziale d'azione da parte del motoneurone, si depolarizza e ne genera uno a sua volta che induce la contrazione, tale sequenza di eventi è detta accoppiamento eccitazione-contrazione. Il punto in cui il motoneurone innerva le cellule muscolari è detto giunzione neuromuscolare, che funziona come una sinapsi, al suo interno viene liberata l'acetilcolina che si lega ai recettori delle cellule muscolari causando una depolarizzazione. Una volta generato il potenziale d'azione nelle cellule muscolari, questo si propaga lungo tutto il sarcolemma, compresi i tubuli trasversi, i quali rilasciano gli ioni calcio presenti nelle sacche laterali, che induce il rilascio di altri ioni calcio presenti nel reticolo sarcoplasmatico, permettendo l'inizio del ciclo dei ponti trasversali e della contrazione. La contrazione termina quando non si riceve alcun segnale dal motoneurone e non si generano più potenziali d'azione all'interno del sarcolemma, a questo evento si affiancano processi di chiusura dei canali per il rilascio degli ioni calcio presenti sul reticolo sarcoplasmatico e la rimozione degli ioni calcio presenti nel citosol per depositarli all'interno del reticolo sarcoplasmatico.

Ci sono due tipi di contrazione, isometrica ed isotonica, che differiscono per

Capitolo 1. Il muscolo

la possibilità o meno del muscolo di accorciarsi durante la contrazione. Durante una contrazione isotonica, il muscolo genera una tensione costante almeno pari alle forze applicate e che variano la lunghezza del muscolo. La contrazione isotonica può essere suddivisa in eccentrica e concentrica, dove nella contrazione concentrica causa un accorciamento del muscolo, mentre la contrazione eccentrica prevede un allungamento del muscolo. Durante una contrazione isometrica, un muscolo sviluppa forza mantenendo la stessa lunghezza, dato che le forze applicate sono superiori alla forza generata. Durante una contrazione isocinetica il muscolo si allunga o si accorcia a velocità costante.

1.3 Modulazione della forza muscolare

La forza generata da un muscolo dipende dalla forza generata dalle singole fibre muscolari e dal numero di fibre muscolari reclutate durante la contrazione. Le singole fibre muscolari generano forza in funzione dei siti disponibili di miosina e, come conseguenza del numero di ponti trasversali attivi che possono legarsi all'actina. Un numero più elevato di ponti trasversali porta ad un maggiore sviluppo di forza. Se il motoneurone stimola a frequenze più elevate ne segue una velocità di rilascio degli ioni calcio da parte del reticolo sarcoplasmatico maggiore rispetto alla velocità con la quale gli ioni calcio vengono recuperati dal citosol verso il reticolo sarcoplasmatico, come conseguenza si ottiene una maggiore generazione di forza, dato che una maggiore concentrazione di calcio nel citosol causa un aumento dei siti di legame per la miosina esposti.

Aumentando la frequenza di stimolazione si presentano fenomeni di scala, sommazione e tetano. Il fenomeno di scala si ha quando la frequenza di stimolazione permette il susseguirsi di singole risposte del muscolo allo stimolo, il cui picco di tensione aumenta progressivamente fino a raggiungere un massimo. Aumentando ulteriormente la frequenza di stimolazione si avrà la sovrapposizione della risposta meccanica del muscolo allo stimolo, dato che il potenziale d'azione ha una durata di circa dieci millisecondi, mentre la risposta del muscolo dura dalle decine alle centinaia di millisecondi.

Sovrapponendosi le conseguenze dello stimolo, si genera una maggiore tensione tramite sommazione e, aumentando ulteriormente la frequenza di stimolo, questo fenomeno raggiunge il valore massimo detto tetano. Il tetano si divide in non fuso, se la forza sviluppata presenta delle oscillazioni, fuso, se la forza sviluppata è stabile, e forza tetanica massimale, se il muscolo sta generando tutta la forza possibile. La forza che un muscolo può generare dipende sia dal numero dei ponti trasversali presenti in ciascun sarcomero che dall'organizzazione geometrica di quest'ultimi, un muscolo con numero maggiore di sarcomeri disposti in parallelo potrà generare una forza maggiore, anche il diametro della fibra influisce sulla tensione sviluppata, così come la lunghezza del sarcomero. Infatti, esiste una lunghezza ottimale con la quale i sarcomeri riescono a sviluppare il massimo della forza, in caso di fibra più lunga della lunghezza ottimale la tensione sviluppata diminuisce dato che diminuisce il grado di sovrapposizione dei filamenti spessi e sottili, al contrario se la fibra è più corta della lunghezza ottimale i filamenti sottili iniziano ad accavallarsi ostacolandone il movimento.

Non tutte le unità motorie concorrono contemporaneamente alla contrazione, ma il sistema nervoso centrale varia il reclutamento delle unità motorie così come ne varia la frequenza di stimolazione. Le unità motorie differiscono tra loro per numero di fibre, dato che alcune innervano più fibre muscolari di altre, e per la dimensione di quest'ultime, inoltre le unità motorie più grandi sono controllate da motoneuroni con corpo cellulare e diametro dell'assone più grande. Il reclutamento delle unità motorie prevede un ordine secondo la dimensione o spaziale ed uno temporale. Il reclutamento spaziale, che segue il principio di Henneman, determina che prima vengono reclutate le unità motorie più piccole e poi quelle più grandi, perché le unità motorie più grandi presentano un motoneurone più grande che richiede una stimolazione sinaptica maggiore per generare un potenziale d'azione, rispetto ai motoneuroni più piccoli, inoltre le unità motorie reclutate vengono stimulate dal sistema nervoso in modo asincrono per mantenere un livello di forza costante. Il reclutamento temporale prevede che le unità motorie appena reclutate sparino alla loro frequenza di sparo più bassa, successivamente aumentando il livello di forza aumenta anche la frequenza di sparo dell'unità motoria reclutata fino a raggiungere la sua massima frequenza di sparo, inoltre il pattern di sparo non è regolare e si può notare una variabilità casuale nel delay tra due impulsi.

Tutte le fibre del muscolo scheletrico sono generalmente simili per i mecca-

Capitolo 1. Il muscolo

nismi della generazione della forza, però esistono differenze nella velocità di contrazione e nelle vie metaboliche usate per la produzione di ATP. Le fibre muscolari si possono distinguere in funzione della velocità di contrazione in fibre rapide o lente e in funzione delle loro capacità metaboliche in fibre glicolitiche od ossidative. Le fibre muscolari scheletriche si dividono in fibre lente ossidative o fibre rosse e fibre rapide glicolitiche o bianche. Le fibre rosse appartengono generalmente ad unità motorie più piccole e vengono reclutate per prime, mentre le fibre bianche appartengono generalmente ad unità motorie più grandi e vengono reclutate per ultime.

1.4 Il potenziale d'azione

La contrazione di una fibra muscolare è dovuta dal potenziale d'azione intracellulare. Questo è una sorgente bioelettrica dovuta ad un flusso ionico attraverso la membrana della fibra che si genera nella placca terminale e si propaga lungo la fibra fino ai tendini con una certa velocità di conduzione. Il potenziale d'azione è una depolarizzazione della membrana di una cellula eccitabile, che a riposo ha un potenziale negativo rispetto al liquido extracellulare secondo la media pesata dei potenziali di Nernst dei vari ioni presenti nel citoplasma e nel liquido extracellulare. Gli ioni più importanti che partecipano alla genesi di un potenziale d'azione sono il sodio (Na^+) e il potassio (K^+). All'esterno della cellula si ha una maggiore concentrazione di ioni sodio e all'interno una maggiore concentrazione di ioni potassio e tale condizione è mantenuta dall'azione continua della pompa sodio-potassio che permette il passaggio delle specie ioniche attraverso canali ionici specifiche per ogni specie.

Il flusso totale per una specie ionica attraverso la membrana cellulare è dato dalla somma di un termine diffusivo ed un contributo elettrodinamico, i quali muovono gli ioni in direzioni opposte. Il termine diffusivo ha direzione opposta al gradiente di concentrazione, secondo la legge di Fick. Il termine elettrodinamico è opposto al gradiente del potenziale, secondo la legge di Planck. Il potenziale di equilibrio dei due contributi è detto potenziale di Nernst. Differenti specie ioniche hanno differenti potenziali di Nernst e per calcolare il potenziale di equilibrio tra queste specie ioniche si effettua una media pesata, però in questo modo nessuna specie ionica è

in equilibrio e rimane presente un flusso attraverso la membrana. Quando la somma delle correnti ioniche è nulla si raggiunge un equilibrio dinamico. La teoria del cavo descrive la propagazione del potenziale d'azione lungo le fibre muscolari in termini di un modello di reazione-diffusione. La membrana della cellula può essere modellizzata come un cavo cilindrico discretizzandola, si definisce una resistenza interna ed esterna alla cellula e il flusso ionico di transmembrana presenta caratteristiche non lineari. La depolarizzazione di una porzione della membrana causa la propagazione del potenziale d'azione verso la porzione ancora eccitabile, ossia che non è in periodo refrattario.

Per le fibre muscolari si usa il modello fenomenologico di Rosenfalk che, basandosi sulla teoria del cavo, definisce la densità di corrente di transmembrana come proporzionale alla derivata seconda della tensione di transmembrana. Questa funzione può essere approssimata usando tre funzioni di delta di Dirac, rappresentando un modello a tripolo. Tale modello si genera nella zona di innervazione e si propaga fino al tendine dove si verificano gli effetti di fine fibra, ossia il primo polo del tripolo smette di propagarsi e il secondo si avvicina fino a sovrapporsi al primo formando un dipolo, successivamente si verifica la medesima situazione con il terzo polo che si sovrapporrà al secondo, il processo termina con l'estinzione del potenziale.

Capitolo 2

Il segnale EMG

Le informazioni discusse in questo capitolo sono tratte da [5] e da [6].

2.1 Caratteristiche del segnale EMG

Il segnale EMG è un segnale generato dalla contrazione muscolare. Generalmente la contrazione che genera tale segnale è la contrazione volontaria e il segnale così generato è assimilabile ad un processo casuale. Talvolta, in alcune sperimentazioni non si utilizza la contrazione volontaria, ma si stimola esternamente tramite un impulso elettrico una contrazione, variando così le caratteristiche del segnale EMG ottenuto, che non sarà più assimilabile ad un processo casuale, ma diventa un processo quasi deterministico. Sono stati descritti precedentemente il modello fisiologico, l'anatomia del muscolo e la contrazione, in seguito verrà descritto come viene prelevato il potenziale biologico al fine di ottenere il segnale EMG.

Il segnale elettromiografico viene acquisito partendo dal potenziale d'azione che si propaga lungo le fibre muscolari, secondo la teoria del cavo e il modello del tripolo, ed ogni sistema di acquisizione preleva un certo numero di potenziali che si sommano tra loro, tali potenziali non sono sincroni e hanno forma diversa, per tanto si ottiene un segnale interferente assimilabile ad un processo casuale.

Il segnale biologico prelevato in questo modo presenterà una certa quantità

di rumore sommata ad esso, che deve essere filtrata al fine di poter lavorare in maniera ottimale con il segnale EMG acquisito.

2.2 Acquisizione del EMG

L'acquisizione di un potenziale bioelettrico richiede di completare un certo numero di richieste. È necessario un amplificatore differenziale a basso rumore, un'impedenza di ingresso elevata per ridurre l'effetto dell'impedenza elettrodo-cute, un alto guadagno dato che i potenziali biologici hanno una bassa intensità, una specifica ampiezza di banda su cui operare, un rigetto del rapporto di modo comune alto, sicurezza e protezione per il paziente. L'accoppiamento capacitivo tra la rete elettrica e l'amplificatore determina un'interferenza di ampiezza analoga al segnale EMG e che si somma a quest'ultimo, per questo motivo si usano differenti metodi per ridurre l'interferenza di rete, per esempio si può usare una copertura dei cavi connessa alla massa o al modo comune per cortocircuitare le capacità parassite. Altre fonti di interferenza possono essere le sorgenti elettromagnetiche, campi elettromagnetici variabili, interferenze date da altre sorgenti bioelettriche, artefatti da stimolazione, il movimento degli elettrodi che causa una destabilizzazione dell'interfaccia elettrodo-cute, la disconnessione dei cavi. Esistono due modalità di prelievo differenti, una è di tipo invasivo o ad ago e l'altra è non invasiva o superficiale.

La modalità di tipo invasivo o ad ago prevede di inserire un ago costituito da materiale conduttivo ricoperto da un isolante biocompatibile all'interno del muscolo, per avere un contatto più diretto con le fibre muscolari. Mediante questo metodo è possibile prelevare l'attività elettrica in prossimità delle sorgenti che la generano, ottenendo un segnale che possiede una qualità migliore dal punto di vista del rapporto segnale-rumore. La problematica di questo tipo di prelievo è che il segnale è ottenuto durante una contrazione muscolare e la presenza di questi aghi all'interno del muscolo può rendere più problematica l'acquisizione. Il volume di prelievo è dell'ordine dei mm^3 , dunque si osservano un gruppo di fibre muscolari ridotto rispetto al metodo invasivo.

La modalità di tipo non invasivo o superficiale utilizza elettrodi posti sulla cute ed osservano l'attività di un certo volume di prelievo. Il vantaggio

della tecnica è di utilizzare una modalità non invasiva, ma lo svantaggio è il rapporto segnale-rumore più basso e la variazione del segnale acquisito a causa del tessuto frapposto tra la sorgente ed il sistema di acquisizione. Il volume di prelievo della tecnica è dell'ordine dei cm^3 e si osservano decine di unità motorie permettendo di ottenere informazioni sulle caratteristiche fisiologiche ed anatomiche del muscolo.

Al fine di acquisire il segnale EMG superficiale si usa una connessione tra elettrodo e cute. L'elettrodo consiste in una superficie metallica conduttiva, mentre la pelle è un tessuto moderatamente conduttivo composta principalmente da soluzioni elettrolitiche dove la corrente scorre grazie agli ioni presenti. Per facilitare la connessione elettrodo-cute si usa un gel conduttivo tra i due strati, si possono definire delle condizioni al contorno per il potenziale e/o corrente della parte dell'elettrodo non coperta dal gel. I differenti tipi di elettrodo si possono classificare in polarizzabile e non polarizzabile, il primo blocca le cariche e queste non possono superare l'interfaccia elettrodo-elettrolita, il secondo permette il passaggio di tali cariche attraverso l'interfaccia. Gli elettrodi reali hanno un comportamento intermedio tra il perfettamente polarizzabile e il perfettamente non polarizzabile. I continui trasferimenti di carica attraverso l'interfaccia metallo-elettrolita generano fluttuazioni casuali nel voltaggio che possono essere modellizzate come un rumore gaussiano. Al fine di acquisire un potenziale valido dalla pelle è importante ridurre l'impedenza del contatto elettrodo-cute. Ciò si può ottenere radendo, pulendo e togliendo lo strato superiore della pelle con un abrasivo unito all'acqua o con un solvente.

Si possono utilizzare più elettrodi per acquisire i segnali biologici e la loro combinazione forma dei filtri spaziali con differenti caratteristiche, queste variano in base alla geometria degli elettrodi utilizzati e al peso assegnato ad ogni elettrodo nella combinazione lineare. I filtri spaziali si possono dividere in singolo differenziale (SD), doppio differenziale (DD) e il filtro Laplaciano o filtro normale doppio differenziale (NDD). L'effetto di un filtro spaziale è di una convoluzione lungo la variabile spaziale solo se il sistema generato è lineare spazio invariante, ciò si applica se l'EMG registrato è generato da fibre allineate con la superficie della pelle e il volume conduttore è omogeneo lungo la direzione di propagazione dei APs.

Le problematiche dell'acquisizione sono la generazione e l'estinzione dell'AP perché non può essere considerato puramente propagante, si violano le ipotesi di applicazione ad un sistema lineare tempo invariante. Per utilizzare filtro spaziale si devono identificare la zona di innervazione e i tendini

Capitolo 2. Il segnale EMG

per evitare la distorsione sul segnale EMG oppure si applica un filtraggio adattivo che tiene conto delle non linearità.

Le caratteristiche dei vari filtri spaziali sono:

- L'acquisizione monopolare contiene tutte le informazioni dell'acquisizione, comprese le componenti di fine fibra che hanno un certo contenuto informativo, ed è sensibile al rumore di modo comune.
- L'acquisizione singolo differenziale o di derivazione bipolare effettua la differenza tra il potenziale acquisito da due elettrodi, rimuovendo il modo comune e riducendo l'effetto di fine fibra che potrebbe portare ad un bias nella stima della velocità di conduzione, inoltre riducendo l'effetto di fine fibra o di campo lontano si riduce anche il contributo sul cross-talk. In questo filtro il contributo delle sorgenti più superficiali è dominante, questo perché i tessuti frapposti tra la sorgente del biopotenziale e l'elettrodo comportano un effetto di filtro passa-basso che rende il potenziale generato dalle sorgenti più profonde più diffuso.
- L'acquisizione doppio differenziale approssima la seconda derivata spaziale e si ha sempre l'effetto di filtro passa-basso dei tessuti descritto nell'acquisizione singolo differenziale, ma il volume di prelievo si riduce ulteriormente.
- L'acquisizione doppio differenziale normale o filtro Laplaciano è generalmente anisotropico come i precedenti filtri, ma se la distanza interelettrodica è piccola diventa isotropico nel dominio spazio-frequenza.

2.3 Segnale EMG superficiale ad alta densità

Il segnale EMG superficiale usa un'acquisizione non invasiva che permette di coprire la parte interessata con molti elettrodi permettendo di ottenere molte più informazioni dai muscoli sottostanti e costruire filtri più selettivi superando i limiti dovuti alla bassa selettività rispetto a metodi più invasivi. Inoltre, osservando lo stesso potenziale d'azione da diversi elettrodi permette di studiare importanti caratteristiche anatomiche del muscolo, come la zona di innervazione, la direzione delle fibre, la posizione dei tendini e la velocità di conduzione.

L'acquisizione ad alta densità del segnale EMG è una tecnica non invasiva che misura l'attività elettrica con molteplici elettrodi posizionati in uno spazio ristretto sulla pelle. I punti problematici per l'acquisizione sono i tendini e la zona di innervazione perché in tali punti il potenziale registrato è piccolo, inoltre il potenziale acquisito prima dopo la zona di innervazione presenta una variazione di polarità, ossia ha direzione di propagazione opposta. Basandosi sul modello del tripolo si può identificare una componente propagante che decade con il cubo della distanza ed una componente non propagante, o a velocità infinita, che decade con il quadrato della distanza, entrambe queste componenti sono presenti nel segnale acquisito e portano informazioni differenti. Questo perché il segnale acquisito superficialmente avrà ampiezza inferiore all'aumentare della profondità alla quale si attivano le fibre muscolari e la parte propagante del segnale si attenuerà maggiormente rispetto alla parte non propagante in funzione della profondità. Per questo motivo le componenti a velocità infinita possono contribuire al segnale causando quello che è definito come il fenomeno del crosstalk, che può essere ridotto con l'acquisizione SD. Per le acquisizioni ad alta densità si può utilizzare un array di elettrodi che, se allineato con le fibre muscolari, permette di osservare segnali con la stessa forma che si propagano dalla zona di innervazione al tendine ottenendo informazioni sulla posizione di questi due punti e sulla lunghezza del muscolo. Inoltre, dato che potenziali d'azione delle fibre muscolari appartenenti alla stessa unità motoria hanno potenziali d'azione aventi la stessa stessa forma e sono sincroni tra loro, si possono identificare gli spari e classificare l'unità motoria per decomporre il segnale e avere informazioni sul controllo del sistema nervoso centrale. Inoltre, in aggiunta alle informazioni centrali, si possono anche ottenere informazioni anatomiche e funzionali come il tipo di fibra, la velocità di conduzione e i fenomeni di fatica. L'array di elettrodi può anche essere posizionato trasversalmente rispetto alla fibra muscolare per identificare la profondità a cui si trova la sorgente sfruttando le componenti propaganti e valutando la variazione di ampiezza del segnale. Nel caso si usi una matrice di elettrodi si può campionare bidimensionalmente il potenziale generato dalle unità motorie. Il potenziale in questo caso si propaga lungo la colonna e decade trasversalmente, permettendo di fare considerazioni sulla profondità del potenziale sorgente e mappare il muscolo, quindi come varia l'ampiezza nello spazio.

2.4 Crosstalk

Gli elettrodi usati per acquisire il segnale EMG superficiale hanno un elevato volume di osservazione, il segnale acquisito presenta il contributo sia del muscolo di interesse sia dei muscoli limitrofi, detti di crosstalk. La presenza di crosstalk può influenzare l'analisi in molteplici applicazioni, come nell'analisi della coordinazione dei muscoli, dei riflessi e nella progettazione di protesi mioelettriche. In letteratura è stato documentato che il crosstalk ha una maggiore influenza nel caso di studio di muscoli con uno strato sottocutaneo più spesso dato che è maggiormente dovuto ai potenziali di campo lontano, inoltre è fortemente dipendente dal posizionamento degli elettrodi rispetto alla sorgente. Se si ipotizza che i muscoli crosstalk siano relativamente lontani dal sistema di acquisizione rispetto al muscolo target, si può affermare che le componenti crosstalk siano a bassa frequenza e possono essere attenuate con un filtro passa-alto, inoltre un altro approccio per ridurre l'effetto dei muscoli crosstalk prevede di utilizzare un filtro spaziale che riduce il volume osservato nei limiti delle specifiche anatomiche e fisiche del volume conduttore.

2.5 Contrazioni elettricamente stimulate

Nelle contrazioni stimulate elettricamente viene ignorato il controllo del sistema nervoso centrale e del midollo spinale, la stimolazione delle fibre e la contrazione di quest'ultime viene realizzata da un impulso esterno. Quello che si ottiene è che, in seguito alla stimolazione esterna, sugli assoni passano dei potenziali d'azione sincroni, pur mantenendo forme di potenziale differenti per unità motorie differenti. Il segnale risultante non sarà più interferente o una somma di onde diverse in tempi diversi, ma una somma di onde diverse sincronizzate tra loro, generando un segnale quasi deterministico. A questo segnale si sommerà, comunque, il rumore additivo e l'effetto della funzione di trasferimento del sistema di prelievo, da cui si otterrà il segnale in uscita. Questo tipo di stimolazione viene effettuato in caso di determinati esami clinici in cui vuole essere omessa la variabilità del sistema nervoso centrale, come le strategie per il reclutamento delle

unità motorie, oppure può essere applicata per terapie come la stimolazione elettrica funzionale, che si utilizza per mantenere in funzione i muscoli di soggetti che, temporaneamente o permanentemente, non possono contrarre volontariamente i muscoli. L'ordine di reclutamento delle unità motorie in caso di contrazioni stimulate è differente rispetto all'ordine ottenuto per contrazioni volontarie. In tali condizioni se si stimolano le branche terminali degli assoni con basse correnti si otterrà una stimolazione superficiale, aumentando l'intensità della corrente aumenterà anche il volume di muscolo coinvolto, ossia si segue un ordine geometrico basato sull'intensità della stimolazione e la profondità delle fibre, senza fare distinzione sulla dimensione delle unità motorie e tipologia di fibra muscolare. Se si stimola il nervo, la densità di corrente che attraversa la sezione del nervo è identica indipendentemente dal nervo, per tale motivo si stimolano prima gli assoni di grandi dimensioni che, avendo una sezione maggiore, saranno percorsi da una corrente maggiore e genereranno prima un potenziale d'azione rispetto agli assoni più piccoli, di conseguenza si stimoleranno prima le fibre bianche o veloci glicolitiche (tipo II) rispetto alle fibre rosse o lente ossidative (tipo I), ottenendo un ordine di reclutamento inverso rispetto a quello fisiologico.

Capitolo 3

Elaborazione del segnale EMG

Le informazioni discusse in questo capitolo sono tratte da [5] e da [6].

3.1 Analisi base del segnale

Al fine di estrarre informazioni utili dal segnale EMG si analizzano le caratteristiche in ampiezza, le caratteristiche spettrali e la velocità di propagazione dei potenziali d'azione.

L'analisi in ampiezza del segnale è utile per valutare i pattern di attivazione del muscolo e la forza muscolare. Il segnale EMG può essere definito come un pattern di interferenza temporale e spaziale generato dalle unità motorie localizzate vicino la superficie analizzata. Il segnale ottenuto può essere interpretato come un processo stocastico con una deviazione standard che è proporzionale al numero di unità motorie attivate e al loro tasso di attivazione. Conseguentemente l'ampiezza può essere definita come una deviazione standard tempo variabile. Al fine di analizzare l'ampiezza si evita di prelevare il segnale vicino alla zona di innervazione e i tendini, si predilige la zona compresa tra questi due punti per una stima più stabile. Dopo l'acquisizione si riduce il rumore presente per estrarre il segnale relativo alle attivazioni delle unità motorie, l'elaborazione può essere effettuata con un filtro passabanda tra 0 Hz e 500 Hz e applicando un filtro notch, poi si può applicare un filtro sbiancante che rende i campioni del segnale EMG scorrelati tra loro e tale filtro è definito come l'inverso della radice quadra della PSD del segnale. Dopo aver elaborato il segnale lo si divide in

Capitolo 3. Elaborazione del segnale EMG

epoche in cui si possono assumere condizioni quasi stazionarie e l'ampiezza la si può stimare con il valore rettificato medio (ARV) e la radice quadrata media (RMS) che dipendono dal numero di epoche in cui si divide il segnale.

L'analisi delle componenti frequenziali tramite la densità spettrale di potenza (PSD) del segnale riflette il contributo delle MUs alla contrazione.

La porzione a bassa frequenza della PSD (sotto 40 Hz) è principalmente affetta dalle statistiche di scarica delle MUs, mentre la massima frequenza della PSD riflette la forma media del MUAPs. Studiando diverse porzioni della PSD è possibile studiare sia il controllo delle MU sia le proprietà dei MUAPs, che può variare reclutando diverse MUs o variando la velocità di conduzione nella fibra. Per stimare la PSD di un'epoca di un segnale campionato si deve assumere che sia almeno stazionario in senso lato (WSS) e si possono usare tecniche classiche non parametriche basate sulla trasformata di Fourier delle serie temporali o sulla sua autocorrelazione.

Il metodo diretto (basato sulla trasformata di Fourier) effettua il quadrato assoluto della trasformata di Fourier discreta dell'epoca del segnale campionato. Il metodo indiretto (basato sulla funzione di autocorrelazione) effettua la trasformata di Fourier della funzione di autocorrelazione dell'epoca del segnale campionato. La stima della PSD è un problema statistico, che non è consistente, e sono stati suggeriti diversi metodi per rendere la stima più robusta come il metodo di Daniell che si basa sulla media mobile dello spettro campionato, il metodo di Bartlett che si basa sul dividere la serie temporale in sottoserie non sovrapposte e farne la media, il metodo di Welch che si basa sul metodo di Bartlett ma le sottoserie sono sovrapposte e finestrate. Per il metodo indiretto si può finestrare la funzione di autocorrelazione prima di effettuare la trasformata di Fourier, ottenendo il metodo di Blackman-Tukey. Quando la contrazione è non stazionaria bisogna usare epoche molto brevi per assumere la stazionarietà in senso lato, in questa condizione la risoluzione in frequenza della PSD stimata con i metodi precedenti potrebbe non essere sufficiente, a tal fine si usa il metodo parametrico. Tale metodo usa un modello lineare che approssima i dati usati, questi sono espressi come combinazione lineare dei valori precedenti e presenti a cui si aggiunge un rumore bianco, una volta ottenuto il modello si può stimare la PSD senza limiti di risoluzione. I parametri che possono essere estratti dall'analisi della PSD sono la frequenza mediana, che divide lo spettro in due porzioni di egual potenza, e la frequenza media, che rappresenta il baricentro.

Altri parametri che possono essere estratti dall'analisi del segnale EMG sono gli indici non lineari che riflettono proprietà che non emergono dalla distribuzione di ampiezza o dalla PSD. Questo perché una serie temporale può essere caratterizzata dalle leggi del sistema che la generano. Queste leggi sono assunte non lineari e deterministiche e si possono estrarre informazioni usando metodi di incorporamento delle serie temporali, come lo studio delle ricorrenze. Le ricorrenze sono punti in cui la traiettoria costruita dalle serie temporali considerando i valori di delay si avvicina molteplici volte, una volta ottenute le ricorrenze si può caratterizzare il comportamento del sistema, se è prevedibile come nel caso che le traiettorie siano vicine tra loro per un lungo periodo o, nel caso contrario, se il sistema è meno deterministico e caotico. Gli indici che possono essere estratti da questo tipo di analisi sono il tasso di ricorrenze, il determinismo, la laminarità e l'entropia.

3.2 La velocità di conduzione

La velocità di conduzione serve per studiare le caratteristiche delle fibre muscolari e la fatica. In condizioni ideali i MUAPs identificati sulla superficie si propagano con la stessa forma e direzione e la velocità di conduzione può essere valutata dal rapporto tra la distanza tra due elettrodi e il delay dell'acquisizione di quest'ultimi. Tuttavia, le condizioni ideali sono difficili da raggiungere a causa del rumore presente nelle registrazioni, del sistema di acquisizione che potrebbe non essere perfettamente in linea con le fibre muscolari, delle componenti di fine fibra che causano una distorsione della forma dei MUAPs, dei tessuti che non sono omogenei tra gli elettrodi e la fibra muscolare e a causa delle fibre muscolari non parallele alla superficie della pelle come nel caso dei muscoli pennati. I metodi usati per valutare la velocità di conduzione sono il rilevamento dei spectral dips, la funzione di cross-correlazione, la fase della funzione di trasferimento e lo spectral matching.

Il rilevamento dello spectral dips è un metodo che usa il singolo differenziale di un singolo canale, assumendo una propagazione ideale la funzione di trasferimento del filtro spaziale può essere correlata ad un filtro temporale con un fattore di scala relativo alla velocità di conduzione, l'equivalenza

Capitolo 3. Elaborazione del segnale EMG

tra la funzione di trasferimento spaziale e temporale permette di valutare la velocità di conduzione dove questa va a zero, però dipende dalla distanza interelettrodica e dalla larghezza di banda del segnale.

Il metodo della cross-correlazione è un metodo che usa due segnali ritardati tra loro e ne valuta il massimo della cross-correlazione per ricavare il ritardo con cui si può valutare la velocità di conduzione, però il metodo è sensibile al rumore additivo ed è soggetto ai limiti di risoluzione nel tempo. Il metodo della fase della funzione di trasferimento usa due segnali ritardati tra loro e cerca di mappare il secondo applicando una funzione di trasferimento al primo, la fase sarà una funzione lineare della frequenza con il coefficiente angolare che dipende dal ritardo.

Il metodo dello spectral matching usa due segnali ritardati tra loro e si cerca di minimizzare il loro errore quadratico medio nel dominio della frequenza, così da superare i limiti della risoluzione temporale, per evitare che il minimo trovato sia un minimo locale si verifica se quel valore di ritardo corrisponda al massimo della funzione di cross-correlazione.

3.3 Metodi avanzati di elaborazione del segnale EMG

I metodi avanzati per l'elaborazione del segnale EMG superficiale prevedono l'utilizzo di molteplici canali, dati filtrati e di rispettare molteplici ipotesi. Il segnale EMG superficiale è generalmente acquisito dalla media di molteplici canali singolo differenziale che garantiscono un alto rigetto del modo comune, ma si perdono alcune informazioni fornite dai dati monopolari.

Il segnale monopolare acquisito contiene sia le componenti propaganti che non propaganti, dando informazioni sulla generazione ed estinzione dei MUAPs, la propagazione dei APs e permettono di avere informazioni sulle statistiche di sparo delle MUs. Identificare le sorgenti che generano il segnale EMG superficiale registrato richiede di stimare le cause conoscendo l'effetto, è un problema inverso. I metodi più usati hanno un costo computazionale elevato, altri metodi si basano su un'acquisizione ad alta densità del segnale EMG superficiale. I limiti del metodo sono le applicazioni in condizioni isometriche.

Capitolo 3. Elaborazione del segnale EMG

Un metodo per stimare il tasso medio di sparo delle MUs si basa sulla deconvoluzione di un singolo canale del segnale EMG superficiale considerando un kernel che riprende la forma di un MUAP. Si considera un canale singolo differenziale e un kernel che è simulato come la derivata di una funzione gaussiana con una deviazione standard scelta in modo tale che la sua PSD coincida con quella dei dati.

Tra i parametri che descrivono il segnale si possono osservare i descrittori di tipo numerico come i parametri temporali o spettrali. I segnali possono condividere i descrittori di tipo numerico, ma derivano da sistemi differenti tra loro. Per osservare queste variazioni si può valutare la complessità del segnale. Una misura di complessità è l'entropia, la quale si divide in entropia spettrale, approssimata e campionata.

L'entropia spettrale o entropia di Shannon si basa sulla PSD ed è una misura di densità spettrale di potenza normalizzata rispetto la sua area, una volta normalizzata la PSD si definisce l'entropia spettrale come la sommatoria per tutte le frequenze della PSD normalizzata del prodotto della PSD normalizzata per il logaritmo del suo reciproco. Con questa misura risulta che i segnali periodici hanno entropia nulla, i segnali ripetibili hanno entropia bassa, mentre i segnali complessi hanno valori maggiori di entropia.

L'entropia approssimata è una misura della regolarità statistica che ha lo scopo di quantificare la periodicità delle fluttuazioni di un segnale. Quello che fa è osservare le serie di valori nel dominio del tempo e tenta di dargli un significato. Esprime la verosimiglianza logaritmica che un segnale di una certa lunghezza si ripeti rispettando una certa tolleranza considerando segmenti di lunghezza progressiva.

L'entropia campionaria è simile all'entropia approssimata, però cambia la disposizione del logaritmo e della sommatoria permettendo alla misura di essere più stabile quando implementata e di ottenere valori sempre finiti.

La dimensione frattale nello studio del segnale EMG può essere usata per analizzare l'attività durante un compito faticoso. Si applica nell'analisi non lineare, che fornisce una misura della complessità del segnale. La dimensione frattale, come altri indici non lineari, è sensibile ai ritmi nascosti del segnale che si presentano durante contrazioni affaticanti, il che li rende indici utili per studiare tale fenomeno in modo indiretto. La teoria alla base del metodo fa riferimento alla scoperta di Benoit Mandelbrot, la quale afferma che un segnale può essere scomposto in parti, ciascuna delle quali è una copia in scala ridotta del segnale iniziale. Le sottoparti sono defi-

Capitolo 3. Elaborazione del segnale EMG

nite frattali e la proprietà descritta è quella della verosomiglianza. La dimensione frattale di un segnale fornisce un'indicazione quantitativa della complessità geometrica e del grado di interferenza del segnale, che è inversamente correlato alla prevedibilità del segnale.

3.4 Decomposizione del segnale EMG

L'identificazione delle sorgenti è un problema di tipo matematico e il termine blind source separation è dato dal fatto che la soluzione è acquisita con un approccio cieco dato che non si hanno informazioni a priori sulle sorgenti o sul mezzo in cui si propaga il segnale. Un segnale interferente è una combinazione del contributo di diverse sorgenti che vengono pesate in base al punto di osservazione e al medium frapposto. Con questo metodo si cerca di risolvere un problema inverso in cui si hanno più sorgenti che osservatori. Per risolvere tale problema si parte da un modello matematico lineare che è meno generale, ma rispetta la sovrapposizione degli effetti, e si possono identificare un modello lineare istantaneo che usa una combinazione lineare delle differenti sorgenti pesata in base alla distanza tra sorgente ed il sensore e un modello lineare convolutivo che è una mistura di convoluzioni casuali tra le sorgenti e gli impulsi di risposta, per considerare una situazione più realistica si aggiunge del rumore casuale con media zero e che è un processo bianco sia temporalmente che spazialmente. Del modello si conosce solo la mistura risultante e sono ignote le sorgenti e il rumore additivo, non si possono ottenere le ampiezze delle sorgenti e il loro ordine, ma possono essere separate e per farlo bisogna stimare le distanze tra sorgenti basandosi su conoscenze a priori sulle sorgenti.

Tra i metodi di decomposizione si può identificare la PCA che ipotizza che le sorgenti siano scorrelate tra loro, il metodo è utile per la riduzione dei dati perché mantiene la maggior parte della potenza del segnale e lo ricostruisce con poche sorgenti. L'ipotesi iniziale è che le sorgenti siano ortogonali tra loro e la mistura è vista come una combinazione lineare di funzioni ortonormali chiamate componenti principali. La ricostruzione delle sorgenti è effettuata minimizzando l'errore quadratico medio tra le misture e il segnale ricostruito.

Un altro metodo è l'ICA che assume che le sorgenti siano statisticamente

Capitolo 3. Elaborazione del segnale EMG

indipendenti e si minimizza l'informazione mutua tra segnali ricostruiti. Si basa sull'identificazione di sorgenti che mantengono la maggior parte delle informazioni delle misture, l'idea è quella di combinare linearmente i dati originali scegliendo dei pesi per la combinazione lineare in modo da imporre l'indipendenza dei segnali ottenuti. Per dimostrare l'indipendenza dei segnali ottenuti si deve tendere ad una distribuzione gaussiana dei dati ottenuti, che può essere misurata con la kurtosis, la negentropy, l'informazione mutua, la massima stima di similarità. Tuttavia con questo metodo le sorgenti gaussiane non possono essere separate e la separazione può essere effettuata solo se al massimo una sorgente della mistura ha una distribuzione gaussiana. L'unico modo per separare le sorgenti nel caso siano presenti due o più sorgenti gaussiane è imponendo l'indipendenza delle sorgenti. Il metodo di blind source separation può essere applicato al segnale EMG di superficie per separarlo nel contributo delle differenti sorgenti, che possono essere macroscopiche come i muscoli o microscopiche come le singole MUs. Si usa una tecnica di acquisizione ad alta risoluzione che permette di distribuire molteplici elettrodi in un array bidimensionale, ottenendo informazioni sulla variabilità spaziale dell'attività elettrica.

In base alle assunzioni fatte a priori e alla tipologia di sorgente che deve essere identificata, il segnale EMG può essere visto sia come un insieme convolutivo o come linearmente istantaneo. Per separare il segnale nelle singole MUAPs si utilizza un'insieme convolutivo per il modello del segnale.

Il MUAP è generato da differenti MUs, la loro scarica ha generalmente un basso grado di sincronizzazione, si usano ipotesi di scorrelazione tra le sorgenti, la decomposizione del segnale EMG a livello dei MUAPs può essere portata a termine tramite analisi delle componenti principali (PCA) e analisi delle componenti indipendenti (ICA), altri metodi possono essere la compensazione della convoluzione del kernel (CKC). Il segnale EMG superficiale può essere descritto con un modello convolutivo, ciò che osservano gli elettrodi può essere visto come una somma di differenti sorgenti di segnale e ogni MUAP può essere descritta come la convoluzione del MUAP con un treno di impulsi.

Nel metodo CKC si assume che i treni di sparo delle MU siano sequenze di impulsi scorrelati, il metodo si concentra solo sugli impulsi dei treni e cerca di compensare il contributo di ogni MUAP acquisito da ogni elettrodo, si lavora con una matrice che è data da M osservazioni e K elementi. Il kernel di convoluzione è compensato andando a valutare l'indice di attività

Capitolo 3. Elaborazione del segnale EMG

che è un indicatore globale per l'attività del treno di impulsi, però trovare un istante di tempo senza impulsi sovrapposti è complicato, per questo si usa un approccio probabilistico che inizia da una mediana dell'indice di attività, si definiscono tutte le possibili combinazioni tra i treni di impulsi ricostruiti e si trovano quelli che superano una soglia preimpostata. Una volta trovato il MUAP, il suo indice di attività è impostato su 0 e si continua il metodo iterativo andando a definire gli altri treni di MUAP.

Un altro metodo per la decomposizione del segnale prevede di ricostruire i tempi di scarica delle singole MU attraverso l'ICA e il clustering con k-means. La separazione delle misture attraverso l'ICA idealmente permette di ottenere i differenti treni di MUAP. Ogni componente indipendente non necessariamente contiene una singola sequenza di MUAP dato che il numero di sorgenti è sempre maggiore del numero di elettrodi e il clustering con k-means è usato dopo l'applicazione dell'ICA per separare gli APs di differenti sorgenti MU.

3.5 Funzione di coerenza

Si utilizza nel caso si vogliano analizzare due segnali per valutare se portano la stessa informazione, ossia se nel piano di Fourier hanno delle componenti comuni o hanno un contenuto informativo differente per gli stessi istanti di tempo. Si applica anche nel caso si voglia studiare se il segnale sia contaminato dalla presenza di crosstalk, in questo caso si potranno osservare delle componenti in comune nel dominio della frequenza tra il muscolo crosstalk e il muscolo analizzato, per gli stessi istanti di tempo.

Con informazione in comune si intende che una parte importante del segnale può essere osservata in un altro segnale, non si parla di frequenze in comune perché si può avere un contributo ad una frequenza presente in entrambi i segnali, ma questa presenta un andamento differente ed una modulazione differente nel tempo. La funzione di coerenza è definita come il rapporto tra lo spettro mutuo dei due segnali considerati e la radice quadrata del prodotto degli autospettri:

$$CF(f) = \frac{P_{xy}(f)}{\sqrt{P_{xx}(f)P_{yy}(f)}} \quad (1)$$

Se i due segnali sono scorrelati tra loro la funzione di coerenza avrà un val-

ore nullo dato che la funzione di crosscorrelazione sarà nulla, poiché basandosi sul teorema di Wiener-Khintchine si può definire la densità spettrale di potenza come la trasformata di Fourier della funzione di autocorrelazione, per cui la densità spettrale di potenza mutua sarà la trasformata di Fourier della funzione di cross-correlazione.

Nel caso si stiano analizzando dei segnali che sono perfettamente correlati tra loro si ottiene una funzione di coerenza dal valore unitario, tale valore dal punto di vista teorico può essere +1 nel caso di segnali perfettamente correlati e -1 nel caso di segnale perfettamente anticorrelati.

Dato che in analisi dei segnali il segno della funzione di coerenza non è importante, ma è importante solo se i due segnali analizzati abbiano o meno un contenuto informativo in comune, si applica la funzione di coerenza quadratica, che ha valore nullo nel caso di segnali perfettamente scorrelati ed unitario nel caso di segnali perfettamente correlati. Inoltre, per alcune applicazioni i valori intermedi posso assumere un valore poco importante rispetto agli estremi che vanno a definire in maniera netta la coerenza, per cui si usa una misura logaritmica che avrà valore nullo in caso di perfetta correlazione.

3.6 Analisi tempo-frequenza

Quando si analizza un segnale non stazionario si possono applicare metodi che valutano la variazione della PSD nel tempo. Tali metodi prendono il nome di stime tempo-varianti e la classe più utilizzata di questi sono le trasformate tempo-frequenza che permettono di osservare una variazione del contenuto informativo della frequenza nel dominio del tempo. Tra queste metodiche le più usate sono la Short-Time Fourier Transform (STFT) e le trasformate della classe di Cohen.

Per il metodo della STFT si parte dal teorema di Wiener-Khintchine, il quale afferma che la trasformata di Fourier della funzione di autocorrelazione del segnale è la PSD del segnale se questo è ergodico e stazionario almeno in senso lato. Il segnale analizzato si divide in finestre che possono essere considerate stazionarie almeno in senso lato, di ogni epoca di calcolo la trasformata di Fourier, così da ottenere un piano tempo-frequenza, dove su un asse si hanno le epoche che rappresentano il segnale nel tempo

Capitolo 3. Elaborazione del segnale EMG

e su un altro il contenuto frequenziale di ogni epoca. Facendo il modulo quadro di ogni epoca si otterrà lo spettrogramma, così da poter fare analisi della PSD calcolando il periodogramma di ogni epoca. La cui risoluzione in frequenza della PSD dipenderà dalla lunghezza dell'epoca che, dovendo rispettare la condizione di stazionarietà almeno in senso lato, dovrà essere breve e come conseguenza non si potrà avere una buona risoluzione spettrale teorica. Per poter osservare le variazioni spettrali nel tempo bisogna dunque rispettare una proporzionalità inversa tra la risoluzione in frequenza e quella temporale, bisogna trovare un compromesso per avere una migliore risoluzione spettrale teorica o migliore risoluzione temporale. Una limitazione del metodo è la scelta della finestra che può essere ovviata utilizzando la trasformata di Gabor la quale impone che la finestra abbia la forma di una gaussiana che si annulla dopo un valore pari a 1.9143, così da garantire di avere una finestra di lunghezza finita, e si avrà come vantaggio che la finestra ha una lunghezza preimpostata.

I metodi della classe di Cohen partono dalla funzione di autocorrelazione istantanea, che permette di evitare le limitazioni dovute alla scelta della finestra non applicandone alcuna e permettendo di lavorare a piena risoluzione. In questo caso per fare analisi della variazione della PSD nel tempo si calcola la trasformata di Fourier della funzione di autocorrelazione, ossia si applica il correlogramma, per cui bisogna comunque garantire la validità del teorema di Wiener-Khintchine. La trasformata di Fourier trasforma la variabile tau, che rappresenta il ritardo temporale, nella variabile f, che è la frequenza. La necessità che il segnale sia stazionario almeno in senso lato, in modo da rispettare il teorema di Wiener-Khintchine, è dovuto alla definizione stessa di funzione di autocorrelazione, in quanto se il segnale non fosse stazionario non si potrebbe calcolare l'integrale tra il prodotto del segnale ritardato e il complesso coniugato, ma si dovrebbero considerare due ritardi dato che, con la non stazionarietà, non si può garantire che cambiando gli istanti di tempo mantenendone la distanza cambi anche l'energia e il valore di correlazione. Nel caso non sia rispettato il teorema di Wiener-Khintchine si deve ridefinire la formulazione della funzione di autocorrelazione, per farlo si elimina l'operazione di integrazione così da mantenere l'informazione temporale, mentre la variabile temporale di ritardo avrà un contributo ripartito tra il segnale e il complesso coniugato piuttosto che solo sul segnale. Così facendo si ottiene una funzione di autocorrelazione istantanea, che permette di non violare il teorema di

Capitolo 3. Elaborazione del segnale EMG

Wiener-Khintchine, con la quale è possibile osservare come varia il valore di autocorrelazione in funzione del tempo e dei ritardi. Applicando la trasformata di Fourier alla funzione di autocorrelazione istantanea si trasforma il ritardo temporale in frequenza, così si ottiene una stima di densità spettrale di potenza in funzione del tempo e della frequenza, questa stima prende il nome di distribuzione tempo frequenza di Winger-Ville. Il vantaggio di questo approccio è che non si finestra il segnale e si lavora a piena risoluzione a differenza dello spettrogramma. I limiti della tecnica sono la natura quadratica della trasformata di autocorrelazione istantanea che, oltre a far comparire i termini di ciascuna sinusoidi o autotermini, fa comparire anche dei termini interferenti o misti che si pongono ad una frequenza che è la media tra le frequenze degli autotermini ed oscillano ad una frequenza che è la differenza tra le frequenze degli autotermini. Per attenuare i termini di interferenza si può utilizzare una funzione di supporto detta funzione di ambiguità, che è una funzione che lavora in un dominio di supporto che consente di separare gli autotermini dai termini interferenti. Tale funzione è l'antitrasformata di Fourier della funzione di autocorrelazione istantanea ed è definita in un dominio costituito da una variabile di supporto che è una differenza di frequenze e da una differenza temporale o ritardo. Nel dominio della funzione di ambiguità gli autotermini si trovano sugli assi cartesiani mentre i termini interferenti si possono trovare nei quattro quadranti, per riuscire ad attenuare solo i termini interferenti si moltiplica la funzione di ambiguità per una funzione detta kernel definita nel dominio della funzione di ambiguità e che ha valore unitario sugli assi e un valore inferiore all'unità allontanandosi da quest'ultimi. Una delle funzioni di kernel più usate è quella di Choi-Williams che è un esponenziale quadratico decrescente.

Il processo prevede di calcolare la funzione di autocorrelazione istantanea, farne l'antitrasformata così da lavorare nel dominio della funzione di ambiguità, si fa il prodotto con il kernel per attenuare i termini interferenti, infine si applica la trasformata di Fourier due volte per andare nel dominio tempo-frequenza.

Capitolo 4

Sviluppo della trattazione

Come discusso precedentemente, il segnale EMG prelevato ad ago ed il segnale prelevato superficialmente presentano delle differenze. Il primo riesce ad osservare un piccolo gruppo di unità motorie permettendo più facilmente uno studio sul reclutamento e sulla frequenza di scarica delle unità motorie e richiede un'acquisizione invasiva, mentre il secondo osserva più unità motorie, permettendo uno studio sul comportamento complessivo e sull'anatomia del muscolo e richiede un'acquisizione non invasiva.

Con questo studio si vuole valutare la possibilità di estrarre informazioni sulle modalità con cui il sistema nervoso centrale controlla le unità motorie utilizzando un'acquisizione EMG superficiale e la sua relativa elaborazione. Le possibili applicazioni riguardano il controllo delle protesi mioelettriche, le quali utilizzano l'elaborazioni di segnali EMG superficiali prelevati in tempo reale. Per cui una maggiore precisione nei meccanismi di controllo centrali si riflettono in una maggiore qualità nel controllo della protesi stessa. Inoltre, un altro obiettivo è anche di utilizzare sistemi di acquisizione meno complessi che richiedo meno di elaborazione, pur mantenendo la stessa qualità dei risultati ottenuti.

4.1 Struttura dati

I dati utilizzati durante la trattazione sono stati forniti dalla Scuola Universitaria Professionale della Svizzera Italiana. I dati sono costituiti da 17 soggetti, dai quali sono stati prelevati i corrispettivi segnali EMG ad ago

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

e segnali EMG superficiale singolo differenziale durante acquisizione della durata di 300 s, entrambe le tipologie di segnale sono state campionate ad una frequenza di campionamento di 10240 Hz.

Inoltre, sono state fornite anche le unità motorie identificate decomponendo il segnale EMG ad ago ed i relativi istanti di sparo.

I soggetti presi in considerazione si sono offerti volontari per partecipare allo studio, hanno età compresa tra i 23 e i 41 anni, statura compresa tra 171 cm e 187 cm, massa corporea compresa tra 68 kg e 84 kg. Tutti i partecipanti hanno firmato il modulo di consenso in formato scritto prima di partecipare agli esperimenti.

4.1.1 Dati sperimentali

La procedura sperimentale, effettuata dal centro di ricerca svizzero [1], prevedeva che tutti i partecipanti fossero seduti su un dinamometro isocinetico dotato di una cella di carico mentre l'anca e la coscia distale erano tenute fisse alla sedia, la gamba inferiore destra fissata al braccio di leva del dinamometro sopra il malleolo laterale e la parte inferiore della gamba destra fissata al braccio di leva del dinamometro sopra il malleolo laterale. L'epicondilo femorale laterale destro è stato allineato con l'asse del dinamometro. Il ginocchio è stato posizionato in posizione flessa a 90°.

La forza di contrazione volontaria massimale (MVC) di riferimento per la definizione del livello di forza submassimale è stata selezionata come il valore più alto ottenuto eseguendo due estensioni isometriche del ginocchio per un periodo di 5 s e separate da 2 minuti di riposo mantenendo la forza più possibile vicino al massimo e più a lungo possibile.

Dopo aver misurato la forza di contrazione volontaria massimale, sono stati posizionati gli elettrodi per l'acquisizione del segnale EMG ad ago e del segnale EMG di superficie. I soggetti hanno eseguito un'estensione isometrica del ginocchio applicando il 5% del loro massimale per 300 secondi, l'esercizio è stato eseguito mentre i soggetti osservavano su schermo un soggetto presentato come una linea orizzontale al centro dello schermo e lo sforzo dei soggetti doveva essere mantenuto per raggiungere il bersaglio presentato su questo. Le due tipologie di segnale sono state registrate in contemporanea. La posizione ottimale degli elettrodi è stata ricavata identificando la zona di innervazione tramite l'utilizzo di un array di elettrodi lineari a secco composto da 16 elettrodi. I segnali EMG superficiali sono

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

stati acquisiti in modalità monopolare utilizzando una coppia di elettrodi posta ad 1 cm distale dalla zona di innervazione, filtrandoli nella banda 10–500 Hz, applicando un guadagno di 1000 con l’amplificatore, campionandoli a 10240 Hz e memorizzandoli dopo la conversione A/D a 12 bit. I segnali EMG ad ago sono stati acquisiti usando una coppia di fili d’acciaio inossidabile inseriti, con l’ausilio di aghi ipodermici, a metà della distanza tra la coppia di elettrodi superficiali. I fili hanno permesso un’acquisizione bipolare che è stata amplificata con guadagno 2000 e filtrata nella banda 500-5000 Hz, campionandoli a 10240 Hz.

L’algoritmo utilizzato per decomporre il segnale EMG ad ago è EMGLAB, un algoritmo che applica un metodo di decomposizione iterativo e che include un’interfaccia utente per la modifica manuale e la verifica dell’accuratezza dei treni dei picchi. Successivamente è stata effettuata la discriminazione automatizzata mediante l’utilizzo dell’algoritmo Montreal applicato ad epoche di segnale della durata di 10 secondi, in seguito ciascun treno di MUAP è stato manualmente modificato da un operatore esperto quando la corrispondenza automatica non restituiva risultati corretti, così da permettere la risoluzione delle sovrapposizioni complesse. Il segnale rimasto una volta eliminati tutti i MUAP identificati dal segnale ad ago è stato utilizzato per verificare la presenza di errori nella decomposizione. Infatti, è stato ripetuto il processo di decomposizione finché il residuo del segnale non corrispondesse al livello base di rumore del segnale.

Come detto precedentemente è stato utilizzato EMGLAB e l’algoritmo di Montreal per la decomposizione del segnale ad ago.

L’algoritmo di Montreal è una tecnica di decomposizione del segnale EMG sviluppata per identificare e separare le unità motorie dai segnali EMG con l’obiettivo di stimare i potenziali d’azione delle unità motorie e i loro tempi di attivazione tramite l’utilizzo di pattern recognition e machine learning. L’algoritmo utilizza tecniche di rilevamento dei picchi per individuare ipotetiche MUAP del segnale che verranno poi raggruppate tramite tecniche di clustering. Tramite la conoscenza dei modelli dei potenziali d’azione e tecniche di correlazione si associano i vari cluster ad unità motorie specifiche usate per decomporre il segnale EMG.

EMGLAB è un software per la decomposizione, l’analisi e la visualizzazione di segnali EMG. Per la decomposizione il software utilizza algoritmi basati sulla correlazione temporale per identificare il tempo di attivazione di ciascun potenziale d’azione, clustering per raggruppare potenziali d’azione sim-

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

ili in singole unità motorie e pattern recognition per identificare le unità motorie basandosi sulla forma del MUAP e decomporre il segnale EMG.

4.1.2 Dati simulati

Sono stati utilizzati anche dei segnali EMG simulati per testare alcuni metodi che verranno descritti in seguito, come la ricostruzione del segnale EMG di superficie tramite il metodo degli spari pesati cumulati (CWF) e l'indice di sincronizzazione. I segnali simulati sono costituiti da segnali interferenti composti da cinque array allineati alle fibre muscolari, da cui è possibile estrarre i segnali monopolari ed osservare la propagazione del potenziale dalla zona di innervazione (IZ) al tendine dove il potenziale si estingue. Si utilizza una distanza interelettroica (IED) di 5 mm con cui è possibile calcolare i relativi segnali singolo differenziali. Sono state simulate delle contrazioni a basso livello (5% MVC o contrazione volontaria massimale), considerando un intervallo inter-spike del 10% e 20% e un sincronismo tra gli spari dello 0% e 10%. Sono stati forniti anche i treni di MUAP e gli istanti di sparo di ogni unità motoria. Sommando i treni di MUAP è possibile ricostruire il segnale EMG superficiale. La frequenza di campionamento per questi segnali è di 2048 Hz.

4.1.3 Elaborazione dati sperimentali

I dati sperimentali, sia del segnale EMG di superficie che del segnale EMG ad ago, sono stati pre-elaborati al fine di migliorare il rapporto segnale-rumore e ridurre il più possibile i disturbi. Tale operazione è stata effettuata applicando un filtro passabasso di Butterworth di ordine 10 con frequenza di taglio a 350 Hz, senza introdurre distorsione di fase, ossia tramite un filtraggio a doppia passata. Non è stato applicato un filtro di tipo notch per eliminare l'interferenza di rete in quanto le frequenze di interesse per la trattazione sono inferiori ai 50 Hz. Inoltre, non è neanche stato applicato un filtro passa-alto perché, come detto precedentemente, le banda di interesse è a bassa frequenza ed è stato già applicato a priori un filtro di questo tipo con frequenza di taglio a 10 Hz.

Prima di applicare il metodo di deconvoluzione a singolo kernel al segnale EMG di superficie, questo è stato ricampionato a 2048 Hz per evitare che l'algoritmo creasse errori durante l'elaborazione e identificasse in modo

errato gli spari cumulativi pesati o cumulative firing pattern del segnale EMG di superficie.

Gli istanti di sparo e le unità motorie identificate dal segnale EMG ad ago sono state elaborate dividendo le varie unità motorie ed i relativi spari. Successivamente sono stati ricostruiti i firing pattern di ogni unità motoria, per poi essere sommati ed ottenere gli spari cumulativi. I firing pattern delle singole unità motorie sono stati utilizzati per ricostruire le forme dei MUAP identificate tramite il segnale EMG di superficie, da cui sono stati ottenuti i treni di MUAP per ogni unità motoria e, infine è stato ricostruito il segnale EMG di superficie sulla base delle unità motorie osservate decomponendo il segnale EMG ad ago utilizzando il valore quadratico medio (RMS) di ogni MUAP per definire il peso dell'unità motoria, come descritto nel metodo CWF. Il firing pattern delle singole unità motorie è stato anche utilizzato per stimare l'indice di sincronismo delle unità motorie. Mentre dai firing pattern cumulati è stata calcolata la frequenza media di sparo e la sua variazione nel tempo.

4.2 I metodi

4.2.1 Metodo di deconvoluzione

Il metodo di deconvoluzione è stato tratto e discusso da [3] e [4].

Il metodo di deconvoluzione è un pretrattamento del segnale EMG di superficie che si basa sull'operazione di deconvoluzione. Permette di approssimare il segnale EMG come la convoluzione di una funzione prototipo, detta kernel e che si adatta al segnale, ed il pattern di spari stimato. Si assume che la forma dei MUAP, che possono essere rilevati dall'acquisizione singolo differenziale del segnale EMG, assomigli alla forma d'onda di una funzione Gaussiana, per tale motivo si può definire il kernel come la derivata prima di una funzione Gaussiana caratterizzata da una deviazione standard scelta basandosi sul segnale stesso. Nello specifico, il valore della deviazione standard, che definisce il kernel, è scelto in modo che la PSD della funzione prototipo si adatti a quella del segnale grezzo. Il segnale EMG può essere approssimato tramite la convoluzione di una

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

singola forma d'onda, che è il kernel, ed il modello di sparo stimato, pesato per l'ampiezza dei MUAP.

Si può definire un modello matematico che descrive tale operazione come:

$$s(t) = K(t) * f(t) + n(t) \quad (2)$$

dove $s(t)$ è il segnale EMG approssimato dal metodo, $K(t)$ è il kernel, $f(t)$ è il modello dello sparo approssimato e $n(t)$ è la perturbazione che tiene conto degli errori di approssimazione, come per esempio il rumore e l'eterogeneità delle forme d'onda dei MUAP.

Le criticità del metodo sono la sensibilità al rumore, alle perturbazioni dei dati e alle approssimazioni introdotte dal modello a causa del fatto che lo si può definire come un problema di inversione mal posto o instabile. Al fine di regolarizzare tale criticità viene utilizzato l'approccio di regolarizzazione di Tikhonov, il quale ha l'obiettivo di trovare una soluzione che bilanci l'accuratezza con la sensibilità. Il metodo aggiunge un termine di penalizzazione alla funzione obiettivo, regolando la grandezza della soluzione ed evitando che cresca troppo a causa dell'instabilità, di fatto rendendo la soluzione più stabile.

Data l'espressione della regolarizzazione di Tikhonov:

$$\arg \min_{\hat{f}(t)} \|s(t) - K(t) * \hat{f}(t)\|_2^2 + \alpha \|\hat{f}(t)\|_2^2 \quad (3)$$

dove alfa è il parametro di regolarizzazione che bilancia l'accuratezza con la stabilità dei dati.

L'obiettivo è quello di minimizzare l'errore quadratico tramite la scelta adeguata dei pesi e si usa un metodo iterativo perché l'errore, che dipende dalla soluzione che deve essere calcolata, non è noto. Usando le iterazioni, si possono definire i pesi sulla base della soluzione trovata all'iterazione precedente. Alla prima iterazione i pesi sono considerati unitari.

Tuttavia, la soluzione ottenuta usando il metodo di Tikhonov è sensibile agli outliers ed è tollerante ai piccoli valori in quanto la funzione quadratica riduce quest'ultimi ed enfatizza quelli più grandi. Usando la norma L1, piuttosto che la norma di tipo L2, permette di ottenere soluzioni più stabili verso i valori anomali, dato che gli errori sono pesati rispetto alla loro ampiezza, piuttosto che la loro energia. I valori non utili vengono portati a zero. L'utilizzo della norma di tipo L1 per la risoluzione di problemi non permette di ottenere una soluzione analitica, per questo viene utilizzato

un metodo iterativo chiamato Iterative Reweighted Least Square (IRLS), in grado di convertire un problema che utilizza la norma di tipo L1 in uno che utilizza una norma L2 pesata, permettendo di risolvere il problema in modo analitico. Più nel dettaglio, l'IRLS iterativamente cerca di pesare il problema di tipo L2 in modo che approssimi il problema originale di tipo L1. Dato che il modello dello sparo non deve avere valori negativi, all'inizio di ogni iterazione gli intervalli temporali in cui la soluzione è negativa vengono portati ad un valore nullo, imponendo una polarità fissa dei MUAP. Inoltre, imporre un modello di sparo positivo, permette di non considerare le oscillazioni instabili dovute alla cancellazione di fase nei dati stimati.

4.2.2 Metodo CWF

Il metodo CWF è stato tratto e discusso da [2].

Il metodo degli spari cumulativi pesati (CWF) delle unità motorie è stato applicato per la ricostruzione del segnale EMG superficiale visto dalle unità motorie identificate dalla decomposizione del segnale EMG ad ago. Il CWF viene definito come la somma dei modelli di sparo pesati per la radice quadrata media (RMS) delle ampiezze dei corrispondenti MUAP identificati. Le forme medie dei MUAP sono state identificate partendo dagli istanti di sparo delle unità motorie ed ipotizzando una durata del MUAP verosimile con quella fisiologica. Una volta identificate le finestre di sparo per ogni unità motoria, è stato preso il segnale EMG superficiale corrispondente a quelle finestre temporali e sono state mediate tra loro, ottenendo le forme medie dei MUAP per ogni unità motoria. Una volta identificata la forma media ne è stato calcolato l'RMS, il quale rappresenta il peso dell'unità motoria, ed la forma media del MUAP è stata normalizzata rispetto il valore massimo. Per costruire i treni di MUAP è stata eseguita la convoluzione tra la forma media del MUAP e il pattern degli spari di ogni unità motoria, successivamente il risultato è stato moltiplicato per il corrispondente peso. In fine, tutti i treni di MUAP pesati sono stati sommati tra loro per ottenere la ricostruzione del segnale EMG superficiale, secondo il modello interferente. Il metodo è stato anche testato sui segnali simulati al fine di valutarne l'efficacia. In questo caso sono state modellizzate le forme d'onda delle unità motorie ed i relativi tempi di sparo ed è stato ricostruito il segnale EMG superficiale ricostruito usando il metodo CWF. Il segnale ricostruito è stato confrontato con il segnale ottenuto dalla sim-

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

ulazione e ne è stato anche valutato l'indice di coerenza per valutare le caratteristiche spettrali ricostruite.

4.2.3 Indice di sincronizzazione

L'indice di sincronizzazione è stato tratto e discusso da [1].

La sincronizzazione delle unità motorie è la tendenza di diverse unità motorie di scaricarsi simultaneamente, ossia entro 1-5 ms l'una dall'altra, con una certa frequenza. La sincronizzazione è generalmente valutata in modo invasivo, tramite l'uso di elettrodi ad ago o a filo sottile, e mediante analisi nel dominio del tempo e della frequenza dei tempi di scarica di coppie di unità motorie. Tale analisi permette di effettuare un esame funzionale del sistema nervoso centrale durante le contrazioni volontarie. I limiti della tecnica prevedono che solo una piccola porzione di unità motorie del muscolo attivo è esaminata quando si stima la sincronizzazione delle unità motorie mediante EMG ad ago. In questa trattazione è stato utilizzato un metodo descritto in [1] che utilizza il segnale EMG superficiale per ottenere degli indici più rappresentativi per quantificare la sincronizzazione delle unità motorie osservando una popolazione più ampia di unità motorie attive. Il metodo ha limiti dovuti alla velocità di conduzione delle fibre muscolari, dato che spesso il livello di sincronizzazione delle unità motorie e la velocità di conduzione cambiano in parallelo, al contrario di altri metodi avanzati usati per studiare il segnale EMG, come la dimensione frattale. L'indice di sincronizzazione è stato calcolato identificando come unità di riferimento l'unità motoria con il minor numero di spari. Per ogni sparo dell'unità motoria di riferimento sono stati calcolati il numero di spari delle altre unità motorie che possono essere definiti sincronizzati con gli spari dell'unità motoria di riferimento, nella sperimentazione è stato considerato 2.5 ms di ritardo. Utilizzando come riferimento quanto descritto nell'articolo, è stato preso un intervallo 50 ms in cui sono stati considerati contemporaneamente tutti gli spari delle unità motorie diverse da quella di riferimento. Per ogni sparo dell'unità motoria di riferimento sono stati considerati gli spari che cadevano all'interno di tale intervallo raggruppati in base alla distanza temporale dallo sparo di riferimento.

Una volta ottenuti tali valori sono stati definiti sincronizzati gli spari compresi nei 2.5 ms. L'indice di sincronizzazione è stato definito come il rapporto tra la somma degli spari sincroni e la media degli spari non sincroni

per ogni altro valore di ritardo nell'intervallo temporale considerato.

4.2.4 Calcolo della dimensione frattale

Basandosi su quanto descritto in [1] è stato implementato il metodo per il calcolo della dimensione frattale al fine di confrontare i risultati ottenuti in questa trattazione rispetto a quelli ottenuti da [1] per quanto riguarda l'analisi del segnale EMG superficiale.

Il metodo va a stimare la dimensione frattale utilizzando il metodo del box-counting, ossia si utilizzano una serie di quadrati per coprire il segnale EMG e si contano i riquadri necessari per farlo. Variando la dimensione di ogni quadrato, varia anche il numero di riquadri necessari per coprire interamente il segnale EMG, ad una riduzione lineare della dimensione dei riquadri corrisponde un aumento esponenziale del loro numero. Nell'applicazione del metodo è stata limitata la variazione di dimensione di ogni riquadro per evitare valori troppo alti o troppo bassi. Inoltre, nel metodo si utilizza il rapporto del logaritmo del numero di riquadri necessari rispetto al logaritmo dell'inverso della dimensione del riquadro, per cui la relazione non è più esponenziale, come precedentemente descritto, ma diventa lineare.

Il metodo è stato applicato al segnale EMG superficiale grezzo, ossia è stato applicato prima di effettuare il filtraggio e il ricampionamento, in modo da avere un confronto diretto tra i risultati ottenuti in questa trattazione e i risultati ottenuti in [1]. Il segnale è stato suddiviso in epoche della durata di 10 s e ad ogni iterazione gli estremi sono stati spostati di 2 s.

4.3 Risultati

4.3.1 Dati simulati

Le analisi sono iniziate testando i metodi sui segnali simulati. I test sono stati effettuati sui segnali EMG monopolari privi di rumore. Sono state confrontate le forme dei MUAP fornite in simulazione con quelle ottenute

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

mediando le epoche, aventi durata preimpostata e pari a 40 ms, del segnale EMG simulato corrispondenti allo sparo di quella determinata unità motoria. Il fine è stato di valutare se la durata dell'epoca fosse adeguata a contenere interamente la forma del potenziale d'azione e se questa dovesse essere centrata sull'istante di sparo o iniziare con l'istante di sparo, ossia se il tempo di sparo fornito corrispondesse all'inizio del potenziale d'azione o al picco di quest'ultimo.

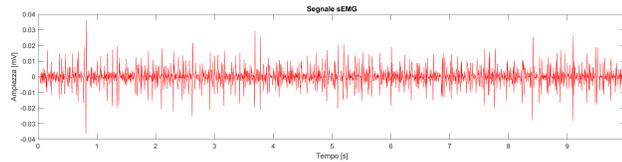


Figura 4.1. Segnale EMG monopolare simulato.

Una volta verificata la forma del MUAP, per ognuna di queste è stato calcolato l'RMS ed è stata normalizzata rispetto il valore massimo della forma identificata così da poter calcolare il treno di MUAP. Ognuno di quest'ultimi è stato moltiplicato per l'RMS prima di essere sommato per ricostruire il segnale EMG interferente. Il segnale ricostruito rispecchia la forma del segnale EMG originale nel dominio del tempo ma non la sua ampiezza, per cui per verificare la correttezza della ricostruzione è stata valutata la funzione di coerenza che ha portato ad ottimi risultati con una corrispondenza media del 95%, indicando che le caratteristiche spettrali del segnale EMG ricostruito rispecchiano quelle del segnale EMG originale.

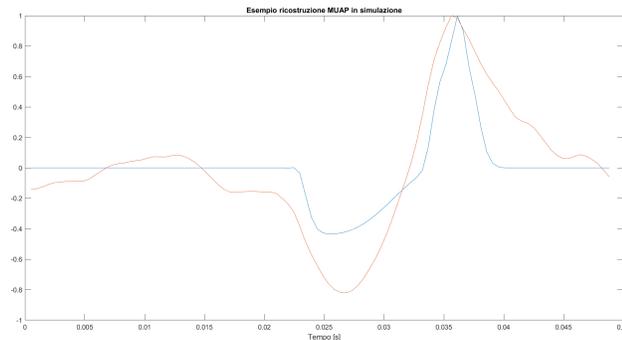


Figura 4.2. Confronto, per una stessa unità motoria, della forma media normalizzata del MUAP ottenuta applicando il metodo CWF e la forma del MUAP simulato.

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

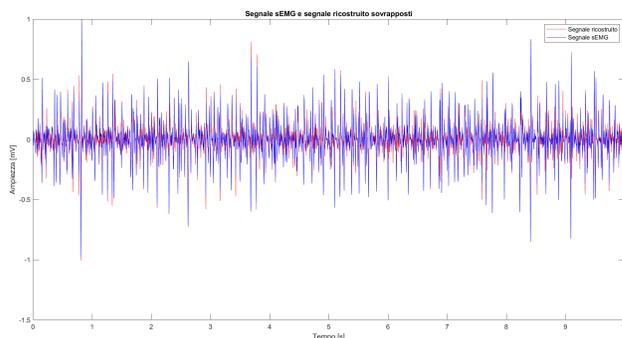


Figura 4.3. Confronto tra il segnale EMG simulato e il segnale EMG ricostruito tramite il metodo CWF.

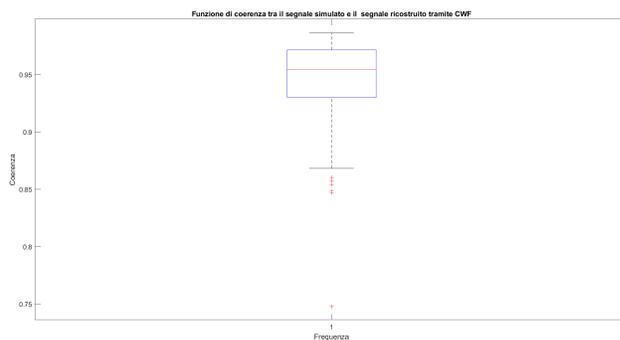


Figura 4.4. Funzione di coerenza applicata al segnale EMG ricostruito applicando il metodo CWF e il segnale simulato.

Il secondo test è stato effettuato sull'indice di sincronizzazione, è stato valutato se il metodo riuscisse a ottenere il valore corretto di sincronizzazione media delle unità motorie simulate. La prova è stata effettuata sui due valori di sincronizzazione forniti (0% e 10%) e ne è risultata una corretta valutazione. In questo caso non è stata valutata la variazione nel tempo dell'indice di sincronizzazione in quanto dalla simulazione è stato fornito solo il suo valore medio e non il suo andamento temporale, per cui non sarebbero stati presenti degli indici di paragone per verificarne la correttezza.

Una volta valutata l'efficacia delle funzioni di ricostruzione e di indice di sincronizzazione, si è passati a lavorare sui dati sperimentali.

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

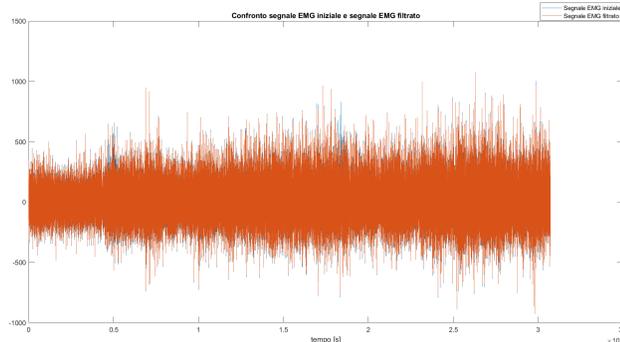


Figura 4.5. Confronto tra il segnale EMG superficiale iniziale e il segnale EMG superficiale filtrato durante la trattazione.

4.3.2 Dati sperimentali

Il primo passaggio è stato quello di filtrare il segnale e ricampionarlo come descritto precedentemente per poi applicare il metodo della deconvoluzione da cui è stato ottenuto il kernel, il cumulative firing pattern applicando la norma L1 ed il cumulative firing patter applicando la norma L2.

Successivamente è stata valutata la corretta approssimazione del segnale ottenuta tramite convoluzione tra gli spari cumulati ottenuti con la deconvoluzione e il kernel.

Inoltre, è stata valutato che se anche il contenuto energetico del segnale fosse stato mantenuto utilizzando nuovamente la funzione di coerenza e la PSD. Il processo è stato effettuato sia per la deconvoluzione valutata con la norma L1 che con quella valutata con la norma L2. Per il resto della trattazione è stato utilizzato solo il risultato della convoluzione ottenuto applicando la norma L1.

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

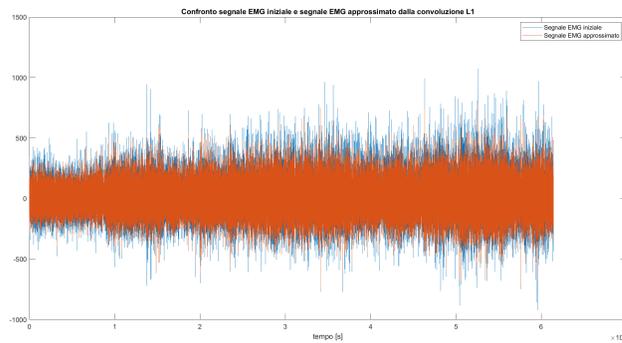


Figura 4.6. Confronto tra il segnale EMG superficiale filtrato e il segnale EMG approssimato effettuando la convoluzione tra il kernel e il risultato della deconvoluzione utilizzando la norma L1

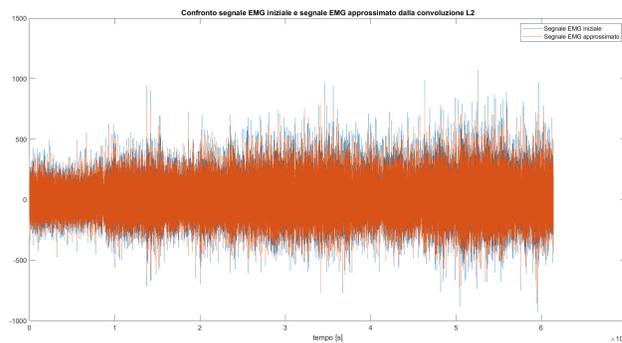


Figura 4.7. Confronto tra il segnale EMG superficiale filtrato e il segnale EMG approssimato effettuando la convoluzione tra il kernel e il risultato della deconvoluzione utilizzando la norma L2

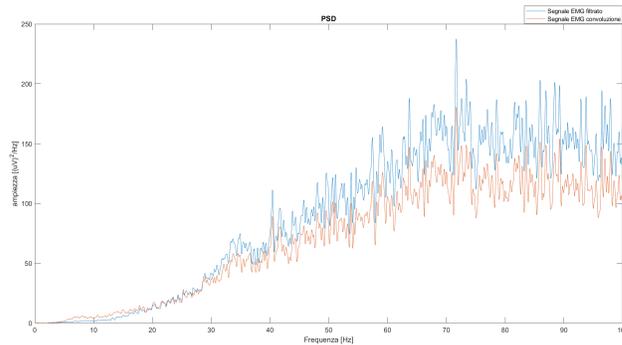


Figura 4.8. Confronto tra la PSD del segnale EMG filtrato e il approssimato utilizzando la norma L1.

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

Per ottenere i segnali ricostruiti a partire dagli spari delle unità motorie ottenute dalla decomposizione del segnale ad ago sono stati separati gli istanti di sparo delle varie unità motorie, è stata applicato lo stesso metodo usato in simulazione, considerando una durata temporale tale da permettere una buona approssimazione della forma dei potenziali d'azione ed è stato considerato l'istante di sparo fornito come l'inizio del potenziale d'azione. Le varie epoche sono state mediate ed è stata valutata la fase di ogni potenziale d'azione per verificare che non cambiasse di polarità, da questo ne è risultato che tutti i MUAP presentano la stessa fase.

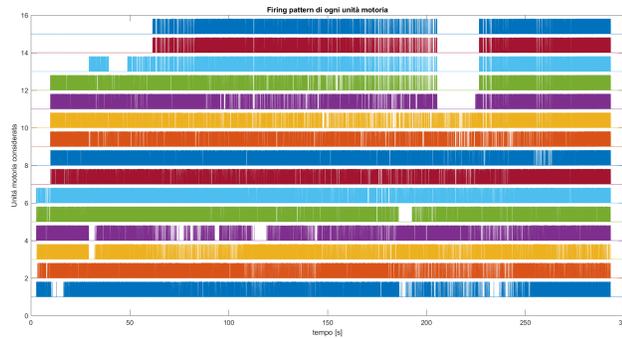


Figura 4.9. Firing pattern di tutte le unità motorie rappresentati con un segnale che assume valore unitario nell'istante di tempo in cui si ha il potenziale d'azione e valore nullo altrove.

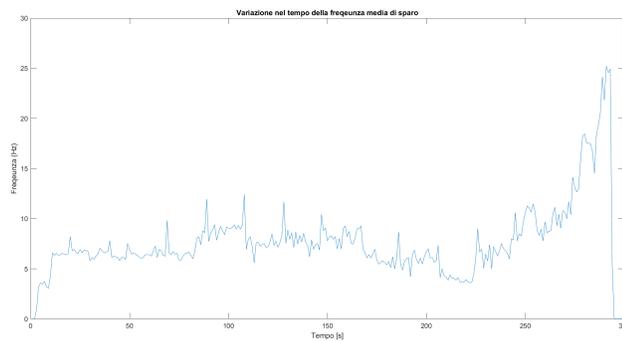


Figura 4.10. Variazione nel tempo della frequenza media di sparo di tutte le unità motorie.

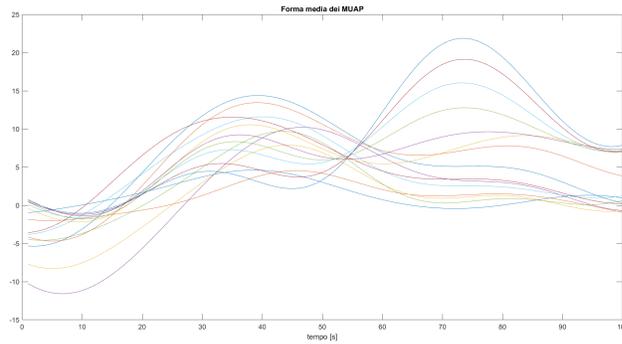


Figura 4.11. Sovrapposizione delle forme medie dei MUAP visti dal segnale EMG superficiale ed ottenute utilizzando gli istanti di sparo identificati dalla decomposizione del segnale EMG ad ago.

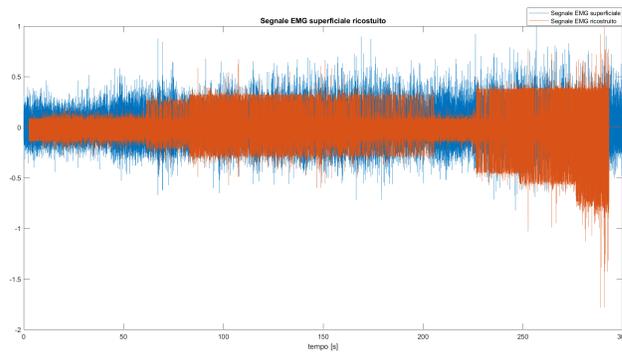


Figura 4.12. Confronto tra il segnale EMG superficiale originale normalizzato e il segnale EMG ricostruito tramite CWF e normalizzato

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

Successivamente è stato ricostruito il segnale EMG superficiale ed è stato confrontato con il segnale EMG superficiale iniziale sia nel dominio del tempo che in quello della frequenza. Durante il metodo è stato ottenuto anche il firing pattern cumulato. Al fine di valutare una corrispondenza nel dominio delle frequenze è stata valutata la funzione di coerenza tra il segnale EMG ricostruito e il segnale EMG superficiale sperimentale. Da questo ne è risultata una ricostruzione non ottimale, anche nel dominio del tempo la ricostruzione che ne è risultata non è ottimale.

Per i fini della trattazione non sarà utilizzato il segnale ricostruito a causa di queste discrepanze tra il segnale originale e quest'ultimo.

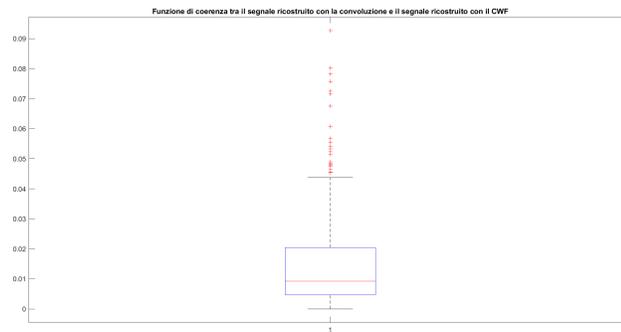


Figura 4.13. Coefficiente di correlazione tra il segnale EMG approssimato dalla norma L1 e il segnale EMG ricostruito tramite il metodo CWF.

Le successive analisi riguardano l'indice di sincronizzazione valutato sia considerando gli spari delle varie unità motorie contemporaneamente, ottenendo così un valore medio di sincronismo, sia considerando la variazione nel tempo eseguita effettuando il calcolo dell'indice dividendo in epoche gli spari delle unità motorie. In quest'ultimo caso è stato calcolato prima la somma degli spari cumulati di tutte le unità motorie eccetto quella che sparava di meno, poi sia gli spari cumulati che gli spari della rimanente unità motoria sono stati divisi in epoche di 10s non sovrapposte ed è stato calcolato l'indice di sincronizzazione per ogni epoca. Questo perché ai fini della trattazione è utile vedere come varia l'indice di sincronizzazione in funzione del tempo per poterlo mettere in relazione con altri indicatori valutati dal risultato della deconvoluzione, come la variazione di PSD nel tempo, la variazione della frequenza media e della frequenza mediana nel tempo.

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

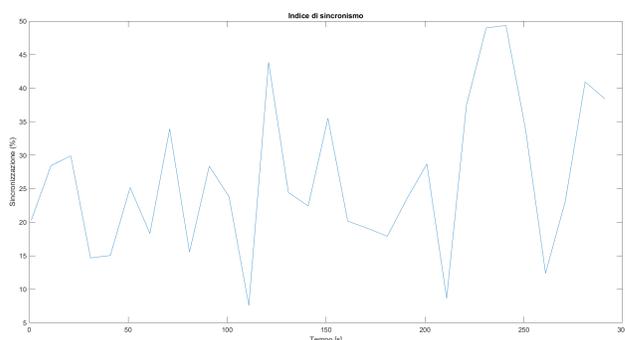


Figura 4.14. Variazione nel tempo dell'indice di sincronismo.

Per la variazione nel tempo dell'indice di sincronizzazione risulta di interesse la differenza tra il valore assunto all'inizio dell'acquisizione e quello assunto alla fine di questa, in quanto si osserva un aumento del sincronismo per sopperire alla fatica muscolare, nonostante l'oscillazione negli istanti di tempo intermedi.

Per valutare il range di frequenze utili per la trattazione è stata valutata la frequenza media di sparo di ogni unità motoria e la variazione nel tempo della frequenza media di sparo di tutte le unità motorie osservate. Quest'ultimo indicatore è stato usato per valutare un collegamento con il sincronismo e la fatica.

Una volta identificate le frequenze utili è stato osservato se fosse possibile vedere il contributo di tali frequenze negli altri indicatori. A tal fine sono anche stati valutati lo spettrogramma e la PSD di alcune epoche del segnale, per farlo sono state considerate cinque epoche separate uniformemente nel segnale in modo da riuscire ad analizzarne le variazioni nel tempo. La suddivisione del segnale in epoche, per quest'ultima analisi, è stata effettuata prendendo i primi 20s del segnale e poi ad ogni iterazione si spostavano gli estremi dell'epoca di 2s. Di ogni epoca sono stati valutati l'ampiezza media (ARV) ed RMS, inoltre sono state valutate anche la frequenza media e la mediana. Per l'analisi frequenziale è stato applicato il periodogramma, tramite la funzione `pwelch` di matlab, considerando una finestra di Tuckey di 4s, una sovrapposizione del 50% e la funzione di Fourier è stata valutata considerando un numero di punti pari alla potenza di 2 più vicina alla lunghezza della finestra definita in campioni, dato che solo le basse frequenze sono di interesse, è stata presa la porzione di PSD corrispondente alle frequenze inferiori a 50Hz. Considerando che le fre-

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

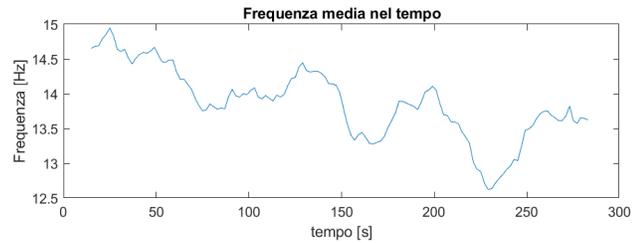


Figura 4.15. Variazione nel tempo della frequenza media della PSD del risultato della deconvoluzione usando la norma L1.

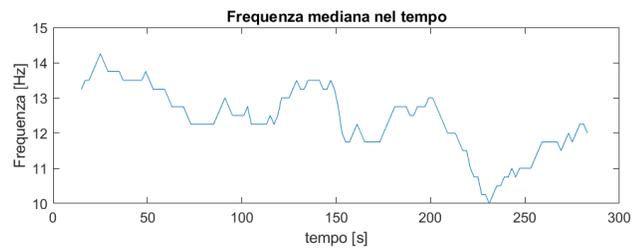


Figura 4.16. Variazione nel tempo della frequenza mediana della PSD del risultato della deconvoluzione usando la norma L1.

quenze di interesse sono quelle relative alla frequenza media di sparo e al suo andamento nel tempo, è stata valutata la frequenza corrispondente al picco di PSD a bassa frequenza di ogni epoca e la sua varianza.

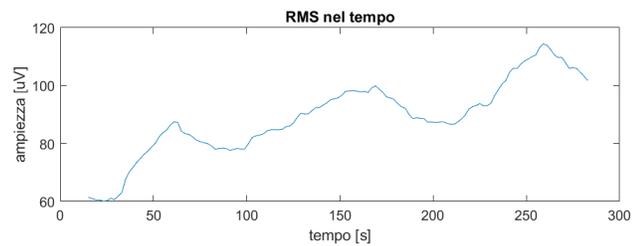


Figura 4.17. Variazione nel tempo dell'RMS del risultato della deconvoluzione usando la norma L1.

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

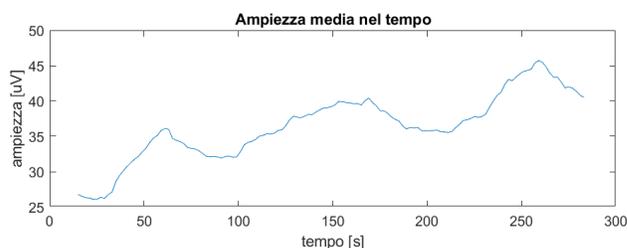


Figura 4.18. Variazione nel tempo dell'ampiezza media (ARV) del del risultato della deconvoluzione usando la norma L1.

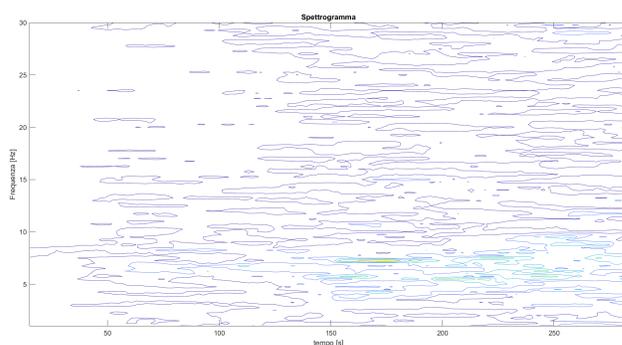


Figura 4.19. Spettrogramma ottenuto calcolando la PSD di ogni epoca in cui è stato suddiviso il risultato della deconvoluzione usando la norma L1.

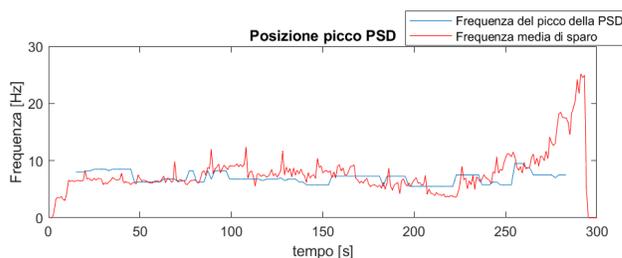


Figura 4.20. Confronto tra l'andamento nel tempo della frequenza media di sparo delle unità motorie osservate dalla decomposizione del segnale EMG ad ago e l'andamento nel tempo del picco della PSD del risultato della deconvoluzione usando la norma L1.

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

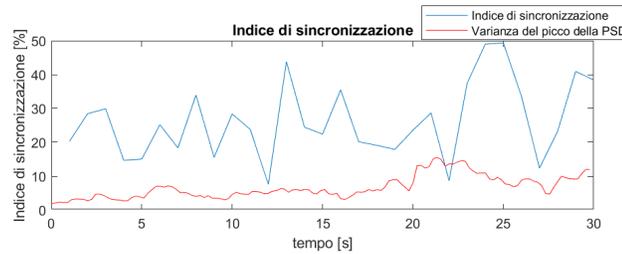


Figura 4.21. Confronto tra l'andamento nel tempo dell'indice di sincronizzazione valutato dagli istanti di sparo unità motorie osservate dalla decomposizione del segnale EMG ad ago e l'andamento nel tempo del picco della PSD del risultato della deconvoluzione usando la norma L1.

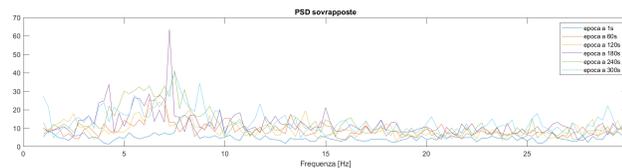


Figura 4.22. PSD sovrapposte del risultato della deconvoluzione usando la norma L1.

Per quanto riguarda i risultati ottenuti applicando il metodo per la stima della dimensione frattale descritto in [1], applicando la divisione in epoche del segnale EMG superficiale descritta precedentemente, sono stati ottenuti risultati analoghi a quelli dell'articolo di riferimento, con una riduzione minima della dimensione frattale verso la fine dell'acquisizione rispetto all'inizio di quest'ultima.

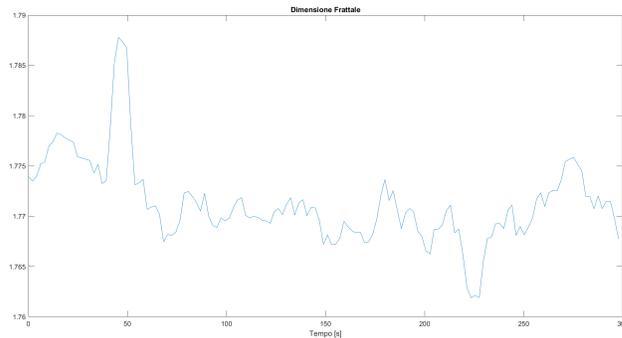


Figura 4.23. Stima della dimensione frattale del segnale EMG superficiale grezzo

4.4 Analisi statistica

Si introducono gli elementi utilizzati per l'interpretazione dei risultati ottenuti durante la trattazione per attribuire un'interpretazione a quest'ultimi. L'analisi statistica si divide in statistica descrittiva ed inferenziale.

La statistica descrittiva estrae un certo numero di parametri dalla funzione di densità di probabilità che descrive l'andamento di una variabile casuale, tra i parametri estratti si identificano elementi come il valor medio, la deviazione standard o varianza, la moda, la frequenza media e mediana, la curtosi e la skewness, questo tipo di statistica si occupa di descrivere il campione in analisi.

La statistica inferenziale è un processo con il quale si vogliono definire delle caratteristiche di una popolazione basandosi sull'analisi di una porzione di essa estratta casualmente o con altri metodi, tale porzione è definita campione. In questo caso si fa una predizione o stima con la quale si prevede la probabilità con la quale avvenga un fenomeno, per tale motivo si devono effettuare dei test di ipotesi. Questi test necessitano di un'ipotesi e di una probabilità di errore e il fine è quello di accettare o rifiutare l'ipotesi. Il test statistico definisce una variabile definita da una certa distribuzione che può essere considerata gaussiana o meno, il risultato ottenuto dalla trattazione viene associato ad un'area di questa distribuzione che rappresenta il valore di probabilità o p-value. Se l'area sottesa identificata in questo modo è inferiore al livello di confidenza fissato, generalmente 0.05, si può rigettare l'ipotesi iniziale.

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

Il test d'ipotesi ha l'obiettivo di rigettare l'ipotesi nulla e accettare l'ipotesi alternativa, dove l'ipotesi nulla rappresenta il fatto che non si può negare l'ipotesi contraria a quella dell'ipotesi stessa, ossia vuol dire che non si può dire che l'ipotesi fatta sia errata ma neanche che sia vera, per cui accettando l'ipotesi alternativa si dimostra la veridicità dell'ipotesi del test. In generale, quando si rifiuta un'ipotesi che dovrebbe essere accettata si effettua un errore di tipo I, quando invece si accetta un'ipotesi che dovrebbe essere rifiutata si effettua un errore di tipo II.

Il test di ipotesi applicato al campione viene applicato alla media e deviazione standard, che può essere valutata statisticamente anche accoppiando il campione con un altro, poiché può variarne il significato statistico. In caso di analisi statistica di due o più campioni accoppiati non è corretto prendere la media dei due campioni e confrontarli, ma si applica la differenza delle due distribuzioni dei campioni e poi si fa la media, ossia i campioni accoppiati si considerano correlati. Utilizzare un approccio non accoppiato in situazioni che lo richiedono può causare errori, come p-value polarizzati, che confrontati con l'intervallo di confidenza possono portare ad una decisione errata. Talvolta può non apportare modifiche al p-value o modifiche trascurabili e di conseguenza non varia la decisione.

Ai fini della trattazione sono stati valutati sette parametri per effettuare un'analisi statistica dei risultati. Sono stati valutati gli indici della fatica periferica per tutti i soggetti, ossia ampiezza media (ARV), RMS, frequenza media e mediana del risultato della deconvoluzione del segnale EMG di superficie, così da valutare se per tutti i soggetti si potessero osservare gli effetti della fatica. Sono stati valutati anche l'indice di sincronizzazione per verificare se potesse essere usato come un indice valido per la trattazione, oltre alla frequenza media di sparo delle unità motorie, la dimensione frattale del segnale EMG superficiale grezzo, la frequenza relativa al picco della PSD del risultato della deconvoluzione del segnale EMG di superficie e alla sua varianza. Gli ultimi due indici sono stati scelti per valutare il comportamento a bassa frequenza di tutti i soggetti, dato che, come detto in precedenza, si opera in questo range frequenziale per la trattazione.

Per ogni parametro è stata valutata la media e la deviazione standard come statistica descrittiva e per valutare come oscillassero i valori tra i vari soggetti. Per la statistica inferenziale è stata utilizzata l'ipotesi di non avere una distribuzione gaussiana, il che ha portato ad utilizzare metodi come il test di

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

Kruskal-Wallis e di Friedman, mentre per il confronto tra i parametri è stato usato lo scatter plot.

Il test Kruskal-Wallis è un test statistico non parametrico, ossia che non utilizza l'ipotesi di una distribuzione gaussiana dei dati, per poter confrontare più gruppi indipendenti tra loro, come nel caso dei soggetti che si stanno analizzando. Può essere considerato un equivalente non parametrico del test ANOVA ad una via che si usa quando non se ne rispettano le ipotesi.

Il test prevede di combinare tutti i dati in un unico set e si assegnano delle classifiche ai dati, ordinandoli in base alla grandezza, i ranghi vengono successivamente separati nei rispettivi gruppi e il test valuta se i ranghi medi nei gruppi sono significativamente diversi tra loro. Il risultato del test è un valore statistico che segue una distribuzione chi-quadrato che viene confrontato con un valore critico della distribuzione per determinare il p-value. Se il p-value assume un valore inferiore al livello di significatività di 0.05 significa che almeno un gruppo ha una mediana significativamente diversa dagli altri e si rifiuta l'ipotesi nulla, altrimenti non si possono rilevare differenze significative tra i gruppi. I limiti del test sono che, se non si esegue un test post-hoc, non si può determinare quali gruppi sono significativamente diversi quando si rifiuta l'ipotesi nulla.

Il test di Friedman è anch'esso un test statistico non parametrico ed è l'equivalente non parametrico di un test ANOVA a misure ripetute. In questo caso per ogni soggetto viene assegnato un rango ad ogni sua condizione o trattamento analizzato, si calcolano le somme dei ranghi e si calcola la statistica di Friedman. Il risultato del test è un valore statistico che segue una distribuzione chi-quadrato che viene confrontato con un valore critico della distribuzione per determinare il p-value. Se il p-value assume un valore inferiore al livello di significatività di 0.05 significa che almeno un gruppo ha una mediana significativamente diversa dagli altri e si rifiuta l'ipotesi nulla, altrimenti non si possono rilevare differenze significative tra i gruppi. I limiti del test sono che, se non si esegue un test post-hoc, non si può determinare quali gruppi sono significativamente diversi quando si rifiuta l'ipotesi nulla.

Per il confronto tra i vari risultati sono stati analizzate una coppia di parametri per ogni soggetto e ne è stato fatto lo scatter plot.

Lo scatter plot è un grafico a dispersione che rappresenta visivamente i dati

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

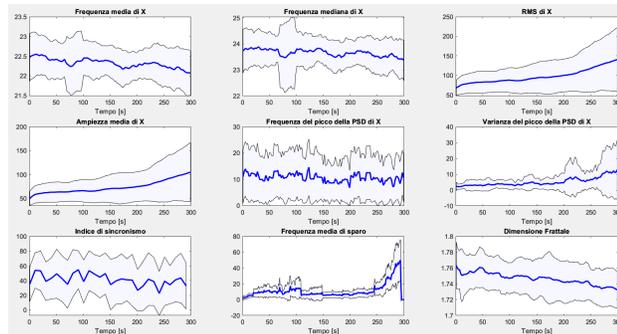


Figura 4.24. Media e deviazione standard di tutti i parametri di studio per la statistica descrittiva

in due dimensioni, ossia ogni punto del grafico corrisponde ad una coppia di valori presi dai parametri analizzati e se ne osserva la relazione. Questo metodo è utile quando si vuole valutare la correlazione tra due variabili, mostrando la presenza o meno di una tendenza o di pattern.

In questo caso sono stati confrontati per ogni soggetto la frequenza media di sparo delle unità motorie identificate dalla decomposizione del segnale ad ago e gli altri parametri.

I risultati statistici hanno portato ad alcune conclusioni che comprendono tutti i soggetti.

Dalla statistica descrittiva, ossia dalla media e deviazione standard, si può osservare che tutti gli indicatori di fatica periferica portano alla conclusione di lavorare con contrazioni affaticanti. Mentre gli altri indicatori, come la frequenza del picco della PSD del segnale ottenuto con la deconvoluzione e l'indice di sincronismo, presentano eccessive oscillazioni e non è possibile estrapolare un'idea sul comportamento comune a tutti i soggetti.

I risultati dati dal metodo di Kruskal-Wallis e di Friedman hanno portato a risultati, in termini di p-value, che permettono di poter rifiutare l'ipotesi nulla, eccetto che per i parametri spettrali della fatica periferica, l'indice di sincronizzazione e la frequenza del picco della PSD ottenuti con il test di Kruskal-Wallis, i quali presentano un p-value superiore all'intervallo di confidenza pari a 0.05, mentre per il test di Friedman questa situazione si ha nel caso dell'indice di sincronizzazione e della frequenza del picco della PSD. Dato che il metodo di Kruskal-Wallis è analogo ad un ANOVA ad una via è stato applicato per l'analisi statistica riguardante lo stesso istante di tempo ma per soggetti diversi, il che vuol dire che rifiutare l'ipotesi nulla

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

significa che tutti i soggetti non presentano differenze statisticamente rilevanti tra soggetti. Il test di Friedman invece è analogo ad un ANOVA a misure ripetute, per cui la sua applicazione riguarda analisi come la variazione nel tempo dei segnali, ed è stato applicato per valutare un'analisi statistica dello stesso soggetto, ma in istanti di tempo diversi così da valutare se i risultati sono significativamente diversi ad istanti di tempo diversi.

I risultati dei test post-hoc effettuati sui risultati dei test di Friedman e sui risultati dei test di Kruskal-Wallis hanno riscontrato che per il primo test non sono statisticamente significative le differenze tra i parametri spettrali, la frequenza del picco della PSD e l'indice di sincronismo, mentre per il secondo test sono statisticamente significative le differenze solo della frequenza di sparo delle unità motorie. Questo significa che analizzando i singolo soggetti i loro valori generalmente variano nel tempo con una certa differenza, mentre prendendo lo stesso istante di tempo risulta che i vari soggetti non presentano differenze elevate.

	Test di Kruskal-Wallis	Test di Friedman
Frequenza media di X	0,0803	1,31E-14
Frequenza mediana di X	0,9364	0,0108
RMS di X	3,20E-07	4,65E-140
Ampiezza media di X	4,01E-05	7,40E-125
Picco PSD	1,00E+00	1,11E-53
Varianza del picco PSD	2,72345E-08	0,9983
Indice di sincronismo	3,28E-01	1,47E-01
Frequenza media di sparo	2,64E-245	1,04E-259
Dimensione Frattale	6,25E-04	7,55E-136

Figura 4.25. P-value di tutti i parametri di studio per la statistica inferenziale ottenuti tramite il test di Kruskal-Wallis e Friedman

Infine, dallo scatter plot è risultato che nessun parametro utilizzato per l'analisi statistica abbia correlazione con la frequenza media di sparo delle unità motorie ottenute dal segnale ad ago, pur presentando in tutti i casi l'affaticamento dei soggetti, quindi una variazione netta tra l'inizio dell'acquisizione e la fine dell'acquisizione.

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

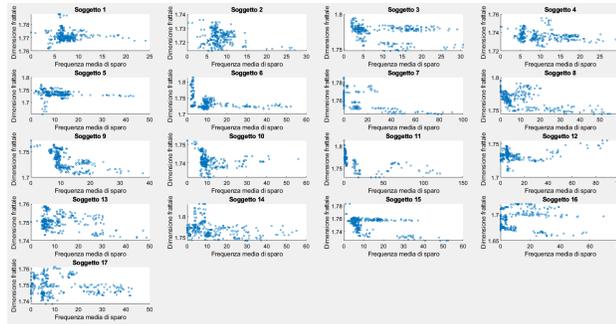


Figura 4.26. Scatter plot tra la frequenza media di sparo delle unità motorie ottenute dalla decomposizione del segnale EMG ad ago e la stima della dimensione frattale del segnale EMG grezzo

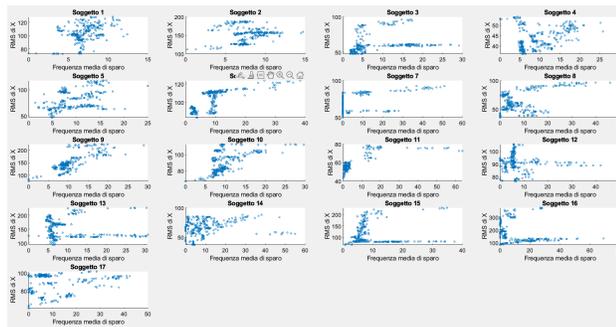


Figura 4.27. Scatter plot tra la frequenza media di sparo delle unità motorie ottenute dalla decomposizione del segnale EMG ad ago e l'RMS della deconvoluzione del segnale EMG superficiale

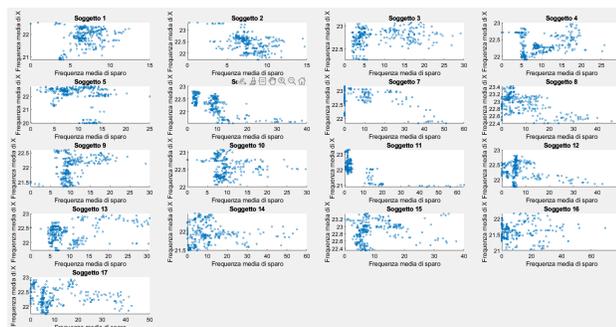


Figura 4.28. Scatter plot tra la frequenza media di sparo delle unità motorie ottenute dalla decomposizione del segnale EMG ad ago e la frequenza media della PSD della deconvoluzione del segnale EMG superficiale

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

Dall'analisi statistica è risultato che tutti i soggetti mostrano durante l'esercizio segni di affaticamento, come visto dall'andamento medio dei parametri, però questo non porta ad un'andamento dell'indice di sincronizzazione come ipotizzato teoricamente in quanto non si può rifiutare l'ipotesi nulla, ossia che per lo stesso paziente e per istanti di tempo diversi si abbiano valori statisticamente differenti. Ciò conferma che le contrazioni sono affaticanti, ma i risultati ottenuti dall'analisi superficiale non trovano una connessione con i risultati dell'analisi ad ago, come visto dallo scatter plot. Inoltre, tutti i pazienti mostrano un andamento dei parametri che è statisticamente differente, quindi i pazienti non mostrano un andamento simile tra loro.

Ciò non significa che non ci sia necessariamente una correlazione, ma significa che non è stata trovata una correlazione statistica comune tra tutti i soggetti osservati o che i parametri osservati non mettono in rilievo tale correlazione.

4.5 Discussione

In merito ai risultati ottenuti nel corso della trattazione si possono trarre alcune valutazioni.

Per i dati simulati si può osservare una discrepanza tra la forma del MUAP simulato per ogni unità motoria e la forma del MUAP ottenuto per ricostruire il segnale. Questo perché la forma ricostruita è ottenuta mediando le varie epoche ottenute a partire dall'istante di sparo dell'unità motoria, per cui si ottiene un'approssimazione che è tanto migliore tanto maggiore è il numero di epoche che si stanno mediando, inoltre il metodo tenta di ridurre l'effetto del rumore, che in questo caso non è presente nei dati simulati, e la sovrapposizione, parziale o completa, dei MUAP di altre unità motorie, che possono distorcere la forma del MUAP. L'approccio utilizzato è analogo alla tecnica dell'averaging o a media mobile, un metodo di filtraggio basato sul principio per cui mediando elementi aventi la stessa forma si attenua il contributo del rumore sovrapposto a questo elemento permettendo di osservarlo più chiaramente, si identifica come forma ripetuta quella del potenziale d'azione mentre come rumore casuale sovrapposto il contributo delle altre unità motorie e, se presente, il rumore additivo. Il

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

limite della tecnica si presenta in caso di rumore sistematico o in caso di variabilità nell'elemento che deve essere osservato, in quanto in questo caso si medieranno non soltanto gli elementi variabili, come il rumore, ma anche la forma del MUAP, perdendo il vantaggio della tecnica dell'averaging. In compenso la funzione di coerenza mostra buoni risultati, il che rappresenta una buona ricostruzione nel dominio delle frequenze, che è la parte che più interessa nella trattazione, dato che l'obiettivo è quello di collegare la componente a bassa frequenza, che rappresenta la frequenza media di sparo delle unità motorie, con l'indice di sincronismo. La funzione di coerenza permette di osservare quanto una parte di segnale è presente in un altro segnale, in questo caso se la parte ricostruita può essere sovrapposta a quella originale.

Per i dati sperimentali, il metodo della ricostruzione è stato applicato per ricostruire il segnale EMG superficiale sulla base degli spari delle unità motorie viste dall'acquisizione ad ago, piuttosto che per ricostruire il segnale EMG superficiale sulla base delle unità motorie viste superficialmente, come nel caso simulato. Come conseguenza, solo una parte delle unità motorie osservabili è stata utilizzata per ricostruire il segnale EMG, il che giustifica il risultato basso della funzione di coerenza. In questo caso il risultato della funzione di coerenza fa supporre che le sorgenti identificate dalla decomposizione del segnale EMG ad ago non sono preponderanti nella costruzione per sommazione inferenziale del segnale EMG superficiale, ossia le sue componenti principali sono costituite dall'attivazione di altre unità motorie, che siano esse unità motorie più grandi o più vicine al sistema di rilevazione. In quanto, come discusso precedentemente, i tessuti frapposti tra il sistema di acquisizione e la sorgente hanno un effetto passabasso che va ad attenuare le componenti propaganti delle sorgenti più lontane rendendole più difficili da osservare rispetto alle sorgenti più vicine alla superficie. Inoltre, il segnale EMG superficiale ha una bassa risoluzione spaziale in quanto acquisisce i potenziali da un'area ampia rendendo difficile distinguere l'attività di diverse unità motorie o piccoli gruppi di fibre. Nel caso della trattazione con la decomposizione del segnale EMG ad ago sono stati rilevati circa un decina di unità motorie.

Inoltre, si può notare come gli istanti di sparo delle unità siano sincronizzati tra loro, il che si può ulteriormente osservare quando si effettua la cumulazione degli spari, ma non si riflette nell'indice di sincronizzazione che presenta un andamento variabile nel tempo piuttosto che monotono, come

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

si potrebbe dedurre dalla teoria. Infatti, osservando gli indici di fatica periferica (frequenza media, frequenza mediana, ampiezza media ed RMS) si può osservare come le contrazioni siano affaticanti, dato che le componenti frequenziali si abbassano mentre quelle temporali aumentano, per cui si dovrebbe osservare un aumento dell'indice di sincronizzazione, fenomeno che invece non avviene. Con fatica periferica si intende la riduzione della capacità del muscolo di protrarre nel tempo la contrazione muscolare a causa della variazione delle condizioni delle fibre muscolari e del motoneurone, come la riduzione delle riserve energetiche, accumulo di metaboliti e rallentamento della velocità di conduzione. Con l'aumento della fatica si verifica un rallentamento nella conduzione degli impulsi nervosi lungo le fibre muscolari ed un reclutamento di altre unità motorie che sparano ad una frequenza più bassa, tale fenomeno può essere osservato con uno spostamento della PSD verso le frequenze più basse. Mentre l'ampiezza media aumenta perché con la fatica le unità motorie già reclutate riducono la generazione di forza e per compensare il sistema nervoso centrale recluta altre unità motorie che, per la sovrapposizione degli effetti, causa un aumento dell'ampiezza media e cerca anche di aumentare la frequenza di sparo delle unità motorie già reclutate.

Dalla frequenza media di sparo delle unità motorie è stato identificato che il range di frequenze che deve essere analizzato è quello che si trova al di sotto dei 10 Hz, però è stato difficile analizzare il segnale in tale range di frequenze a causa dell'applicazione del filtro passa-alto con frequenza di taglio a 10 Hz applicato durante la fase di acquisizione del segnale, ciò ha pesantemente penalizzato la trattazione. Si è osservata l'attività a bassa frequenza in quanto l'esercizio effettuato durante l'acquisizione è a bassa intensità (5% MVC) e, in questo caso, il sistema nervoso tende a reclutare prevalentemente le unità motorie lente (o di tipo I) che tendono ad avere una frequenza di sparo bassa, circa 8-12 Hz. A questo livello di intensità le unità motorie veloci (o di tipo II), che entrano in gioco quando è richiesto di generare una forza maggiore, tendono a non essere reclutate o ad essere poco attive e poco influenti.

L'assenza di un picco evidente a bassa frequenza può essere osservata nella PSD del segnale EMG filtrato che, pur non applicando alcun tipo di passa-alto o filtro notch, non presenta tale picco, lo stesso vale per il segnale ottenuto in seguito all'applicazione del metodo di deconvoluzione. Nonostante ciò, si può vedere come verso la fine della contrazione compaia un picco verso la bassa frequenza, che rappresenta un aumento dell'attività

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

delle unità motorie in modo da sopperire alla fatica. Un risultato differente, si ha nelle PSD sovrapposte di sei epoche che permettono di osservare l'evoluzione della PSD durante tutta l'acquisizione, in quanto si può osservare che il picco frequenziale varia di poco nel tempo mantenendosi fisso a bassa frequenza in un intorno analogo alla frequenza media di sparo delle unità motorie, considerando tutta la durata dell'acquisizione. Un altro parametro osservato è se la frequenza del picco della PSD varia nel tempo e segua l'andamento della variazione nel tempo della frequenza media di sparo delle unità motorie, dato che dovrebbe anch'esso mostrare un effetto della fatica spostando il picco verso le basse frequenze come da teoria, ma non si è osservato tale effetto. Lo stesso vale per la varianza del picco che dovrebbe riflettere l'indice di sincronismo, infatti aumentando la sincronizzazione degli spari delle unità motorie dovrebbe ridursi la varianza del picco della PSD, ma non si è osservato un parallelismo tra i due andamenti.

Invece i risultati ottenuti dalla stima della dimensione frattale hanno ulteriormente confermato che le contrazioni mostrano un affaticamento, in quanto si può notare un aumento della dimensione frattale dovuto ad un aumento della complessità del segnale causato dalla variazione nelle modalità di reclutamento delle unità motorie e nel pattern di attivazione muscolare. Tuttavia, anche in questo caso non è stata trovata una corrispondenza con la variazione nel tempo della frequenza di sparo delle unità motorie.

Sostanzialmente da un punto di vista teorico le aspettative erano di avere delle contrazioni che mostrassero un effetto della fatica, com'è avvenuto, e che questo effetto si riflettesse sulla sincronizzazione delle unità motorie. Si sarebbe dovuto osservare un aumento monotono dell'indice di sincronizzazione, che partendo da un valore relativamente basso quando le unità motorie erano a riposo, avrebbe dovuto raggiungere un picco verso la fine delle acquisizioni, quando le unità motorie aumentano la frequenza di sparo e la sincronizzazione in modo che sommandosi gli effetti delle singole fibre si mantenga lo stesso livello di forza e per mantenere più a lungo la contrazione. Questo effetto è stato visto solo nel caso della frequenza di sparo media delle unità motorie, che parte da un valore relativamente basso e aumenta verso la fine dell'acquisizione dove è possibile osservare il picco, nella stima della dimensione frattale e negli indici di fatica periferica. Si può ipotizzare che le discrepanze tra le ipotesi iniziali e in risultati effettivi su questo punto possano essere dovute alla popolazione di unità moto-

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

rie osservate, dato che non rappresentano interamente il muscolo e la sua attività ma solo una piccola parte, dato che si analizzano solo una decina di unità motorie contro le centinaia che compongono il muscolo. Un'altra motivazione può essere che le unità motorie aumentano la loro frequenza di sparo, ma non aumenta l'indice di sincronizzazione come conseguenza, o i due parametri non sono strettamente legati tra loro. Oppure ciò può essere dovuto anche alla natura dell'esercizio che, essendo a bassa intensità, non richiede necessariamente un'elevata sincronizzazione delle unità motorie per sopperire alla fatica e permettere di perseguire l'esercizio più a lungo senza utilizzare appieno questo meccanismo.

Capitolo 4. Sviluppo della trattazione

Capitolo 5

Conclusioni

Lo studio aveva l'obiettivo di utilizzare il metodo della deconvoluzione applicato al segnale EMG superficiale e di elaborare il risultato al fine di ottenere lo stesso livello di informazione che può essere estratta dall'elaborazione del segnale EMG ad ago.

Dalla decomposizione del segnale EMG ad ago sono stati valutati l'indice di sincornizzazione e la frequenza media di sparo delle unità motorie. Mentre dal segnale EMG superficiale sono stati estratti gli indici di fatica periferica, la dimensione frattale e la ricostruzione del segnale ottenuto dalle unità motorie viste dall'acquisizione ad ago.

Da queste analisi è stato possibile estrapolare che le contrazioni effettuate durante l'esecuzione sono affaticanti, ma l'andamento dei parametri superficiali non ha trovato correlazione con l'andamento dei parametri ottenuti dall'elaborazione del segnale ad ago.

Nonostante ciò, il metodo conferma i risultati ottenuti da [1] con la stima della dimensione frattale per valutare le contrazioni affaticanti e conferma la validità del metodo di deconvoluzione descritto in [2], [3] e [4] come metodo di pre-elaborazione del segnale EMG.

Si ipotizza che utilizzando un differente metodo di acquisizione del segnale EMG superficiale, per esempio un metodo multicanale, si possano mappare meglio le attivazioni delle unità motorie riuscendo con più accuratezza a trovare un collegamento con le unità motorie che possono essere ottenute dalla deconvoluzione del segnale EMG ad ago e ad avere miglioramenti nella fase di ricostruzione del segnale EMG superficiale visto da queste. Inoltre, i risultati relativi all'indice di sincronizzazione potrebbe mostrare un andamento differente se si osservasse una popolazione di unità moto-

Capitolo 5. Conclusioni

rie maggiore o effettuando esercizi che richiedano uno sforzo maggiore. Osservare una popolazione più cospicua di unità motorie permette di valutare con maggiore precisione il sincronismo tra queste e la sua variazione nel tempo a causa della fatica muscolare. Mentre effettuare esercizi che richiedono uno sforzo maggiore in termini di % di MVC obbligherebbe il sistema nervoso centrale ad organizzare il firing pattern delle unità motorie in modo da aumentarne il sincronismo, anche più visibilmente dall'esterno, in quanto in caso di elevata sinconizzazione delle unità motorie il movimento annesso diventa meno controllato.

In fine si ritiene che applicando una tecnica di acquisizione multicanale si possano anche valutare la relazione tra la frequenza media di sparo delle unità motorie ed altri indicatori come la velocità di conduzione delle fibre muscolari, che è un altro indicatore della fatica periferica che può essere estratto dal segnale EMG superficiale, come descritto in [8].

Bibliografia

[1] Matteo Beretta-Piccoli, Corrado Cescon, Ausilia Vistarini, Caterina Pisegna, Beatrice Vannini, Cristian Zampella, Luca Calanni, Emiliano Soldini, Marco Barbero, Giuseppe D'Antona, Motor unit synchronization and firing rate correlate with the fractal dimension of the surface EMG: A validation study, *Chaos, Solitons & Fractals*, Volume 167,2023,113021,ISSN 0960-0779, <https://doi.org/10.1016/j.chaos.2022.113021>. (<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960077922012000>)

[2] M. Bourges, G. R. Naik and L. Mesin, "Single Channel Surface Electromyogram Deconvolution is a Useful Pre-Processing for Myoelectric Control," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 69, no. 5, pp. 1767-1775, May 2022, doi: 10.1109/TBME.2021.3131650. keywords: Electromyography;Deconvolution;Support vector machines; Firing;Kernel;Feature extraction;Band-pass filters;Classification;motor unit firing rate;myoelectric control;prostheses;surface EMG, (<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9629343>)

[3] Emiliano Robert, Validazione sperimentale di un algoritmo innovativo per la stima della frequenza media di sparo delle unità motorie. = Experimental validation of an innovative algorithm for the estimation of the mean firing rate of motor units. Rel. Luca Mesin. Politecnico di Torino, Corso di laurea magistrale in Ingegneria Biomedica, 2022; <https://webthesis.biblio.polito.it/23015/>

[4] L. Mesin, E. Robert, G. Boccia and T. Vieira, "Investigation of Motor

Capitolo 5. Conclusioni

Units Activity: Comparison of Single Channel Surface EMG Deconvolution and Blind Source Separation of Multichannel Data,” in IEEE Access, vol. 12, pp. 43126-43138, 2024, doi: 10.1109/ACCESS.2024.3380005.

keywords: Electromyography;Deconvolution;Firing;Electrodes;Muscles;Force; Shape measurement;Electrodes;Action potentials;Reliability engineering; Electromyography;Deconvolution;Firing;Electrodes; Muscles;Force;Shape measurement;Electrodes;Action potentials;Reliability engineering;Surface EMG;decomposition;deconvolution, <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/10477412>

[5] Luca Mesin, 2019, Neuromuscular System Engineering, ilmiolibro self publishing, <https://books.google.it/books?id=B9eFygEACAAJ>

[6] Luca Mesin, 2017, Introduction to Biomedical Signal Processing, ilmiolibro self publishing, <https://ilmiolibro.kataweb.it/libro/didattica-e-dispense/314585/introduction-to-biomedical-signal-processing/>

[7] Cindy Stanfield, 2023, Fisiologia, Edises, <https://www.edises.it/universitario/stanfield-fisiologia-2413.html?srsltid=AfmBOoqPCe6t9PIPeNk-LU6UzrghsoQXI2dsUtsL8DnrEJS12arcK71F>

[8] Beretta-Piccoli, Matteo Carlofelice, 2020, , Evaluation of neuromuscular fatigue through innovative surface EMG parameters in humans, tesi di dottorato in scienze biomediche, <https://hdl.handle.net/11571/1371980>