

POLITECNICO DI MILANO  
Scuola di Ingegneria dei Sistemi  
Corso di laurea in Ingegneria Biomedica



Sviluppo di un controllore per stimolazione  
elettrica funzionale proporzionale all'attività  
muscolare volontaria

Relatore: Prof. Alessandra PEDROCCHI  
Correlatore: Ing. Simona FERRANTE  
Ing. Emilia AMBROSINI

Tesi di Laurea di:  
Marta TIBILETTI Matr. 735841



# Sommario

## **Introduzione e obiettivo del lavoro**

La stimolazione elettrica è una tecnica che induce la contrazione delle fibre muscolari tramite l'invio di impulsi di corrente in grado di generare potenziali d'azione nelle fibre nervose e muscolari. Viene applicata a fini riabilitativi e/o funzionali in soggetti aventi deficit neuromuscolari a seguito di danni al tessuto cerebrale (ictus o traumi), alla spina dorsale, a malattie neurodegenerative. In particolare in soggetti che hanno subito danni cerebrali, il processo di riabilitazione è basato sul fenomeno della plasticità cerebrale, grazie al quale nel periodo successivo al fenomeno acuto si verifica una riorganizzazione del cervello che destina a nuove aree i compiti di quelle lesionate. In questi soggetti vi sono indicazioni che la stimolazione elettrica possa ottenere risultati migliori rispetto alle terapie passive di riabilitazione più tradizionali [50], soprattutto quando viene associata ad uno sforzo volontario da parte del soggetto che lo coinvolga anche dal punto di vista cognitivo con movimenti possibilmente funzionali.

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è lo sviluppo di un controllore per stimolazione elettrica basato sull'attività miografica residua del muscolo interessato dalla stimolazione.

Rispetto ad altri metodi di controllo disponibili, quello in oggetto si pone l'obiettivo di sfruttare il più possibile le capacità residue del soggetto e di risultare quanto più naturale possibile, poichè la stimolazione del muscolo è indotta dall'attività del muscolo stesso. Il controllore studiato può essere applicato a soggetti aventi un deficit neuromuscolare tale per cui non siano in grado di portare a compimento un determinato compito motorio in modo soddisfacente e autonomo, ma che mantengano una capacità residua di controllare la contrazione del gruppo muscolare di interesse e che possano ricevere beneficio dalla stimolazione elettrica. Inoltre, il controllore spinge il paziente a partecipare attivamente all'esercizio, compiendo uno specifico sforzo volontario per poter essere stimolato e compiere un movimento, e per questo potrebbe dimostrarsi ulteriormente utile nell'accelerare il processo di riapprendimento motorio. Nell'ambito di questo lavoro di tesi ci si è concentrati su un task specifico, la flessione del gomito contro gravità.

Durante la stimolazione, le fibre muscolari attivate volontariamente dal soggetto generano un segnale miografico, che risulta sovrapposto agli artefatti dovuti

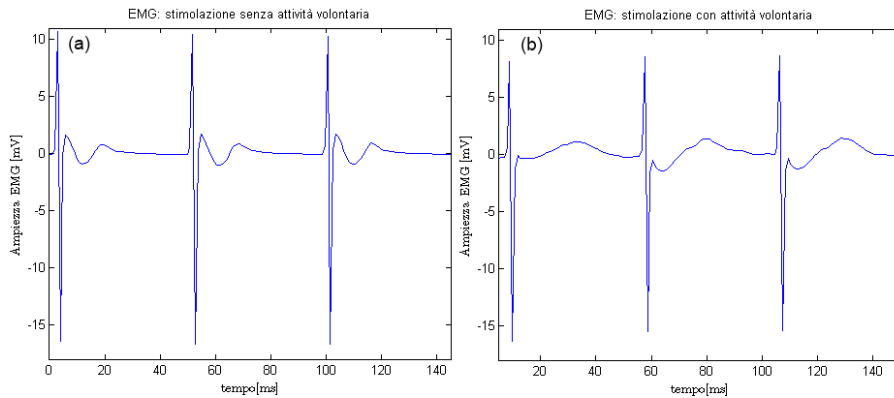


Figura 1: Esempio di segnale miografico acquisito in presenza di stimolazione senza attività volontaria ( riquadro **a**) e in presenza di stimolazione e attività volontaria ( riquadro **b**). Si notano in entrambi i casi gli artefatti da stimolazione e l'onda M

alla stimolazione e all'onda M conseguente alla contrazione simultanea delle fibre attivate dalla stimolazione. In figura 1 si riporta un esempio del segnale acquisito in presenza di stimolazione isometrica senza ( riquadro **a**) o con attività volontaria ( riquadro **b**): in questo caso l'EMG volontario è poco evidente a causa della differenza di ampiezza rispetto alle altre componenti del segnale, ma si può notare come esso vari leggermente la forma dell'onda M. In condizioni di contrazione perfettamente isometrica a parametri di stimolazione costanti, la variabilità dell'onda M è minima e dovuta principalmente alla fatica; tuttavia in casi di contrazioni non isometriche a parametri variabili i cambiamenti della morfologia e della lunghezza dell'onda M sono significativi e non determinabili a priori, rendendo notevolmente più complesso eliminare l'onda M dal segnale.

### Setup sperimentale

Per la realizzazione del presente lavoro di tesi si è reso necessario l'utilizzo di un setup sperimentale, sia per l'acquisizione dei segnali utilizzati per confrontare le prestazioni di diversi algoritmi di filtraggio per le detezone dell'EMG volontario, sia per la sviluppo del controllore per stimolazione elettrica sviluppato. I componenti fondamentali del setup sono: un poligrafo per l'acquisizione dei segnali (Porti<sup>TM</sup>, Twente Medical System International, Twente, Netherlands), un elettrostimolatore (RehaStim, Hasomed, GmbH, Magdeburg, Germania), un personal computer per la gestione della strumentazione e l'acquisizione dei dati tramite Scilab in Ubuntu Rtaì, sensori quali elettrogoniometro (SF, Biometrics LTD,

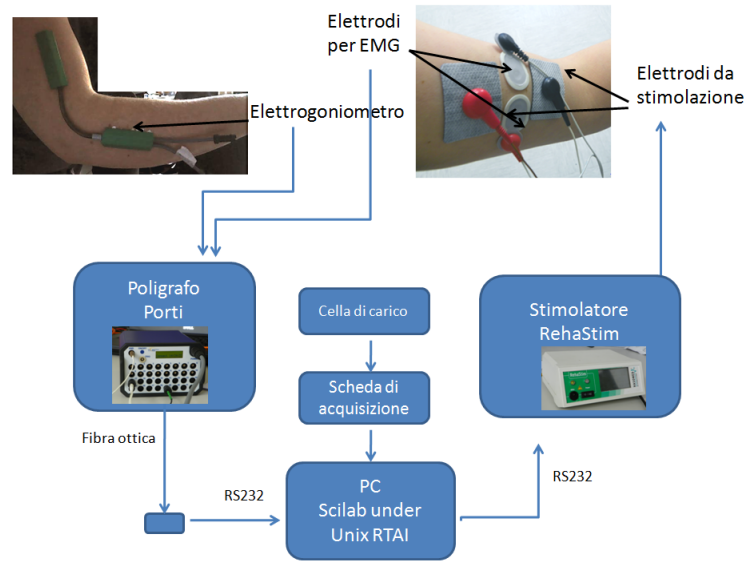


Figura 2: Rappresentazione schematica del setup sperimentale

Cwmfelinfach, Regno Unito) e cella di carico ( L2353/100LBS, Tekkal, Milano, Italia). Una rappresentazione schematica del setup sperimentale è fornita in figura 2.

### Estrazione dell'attività muscolare volontaria durante stimolazione elettrica

Acquisendo l'attività miografica di un muscolo mentre questo viene contemporaneamente stimolato, risulta necessario separare dall'EMG acquisito quale sia la componente relativa all'attività volontaria dei muscoli dagli artefatti dovuti alla stimolazione e all'onda M indotta.

Nell'ambito di questo lavoro di tesi si è voluto porre l'accento sulla necessità di individuare un algoritmo di filtraggio che ottimizzi la detezione dell'EMG volontario residuo. L'analisi della letteratura ha portato all'individuazione di diversi algoritmi di filtraggio, ma ha messo in evidenza anche la mancanza di uno standard applicativo e di studi completi riguardanti il confronto delle loro prestazioni.

In particolare sono stati individuati i seguenti algoritmi di filtraggio:

- *filtro a pettine*: questo filtro sottrae ad ogni periodo interstimolo il corrispondente tratto relativo al precedente periodo di stimolazione, basandosi sull'ipotesi che la miglior stima di un'onda M sia l'onda M a questa precedente ([59], [58], [60], [23], [30]);

- *filtro adattivo*: filtro adattivo che stima una onda M a partire dalla combinazione lineare di  $N$  periodi interstimolo precedenti tramite un algoritmo ai minimi quadrati (Least Mean Square Algorithm, LMSA) che calcola i parametri del filtro minimizzando la potenza del segnale dato dalla differenza tra onda M stimata e l'ultimo periodo interstimolo ([52]);
- *filtro ad autovalori*: filtro adattivo che stima una onda M a partire dalla combinazione lineare di  $N$  periodi interstimolo precedenti tramite un algoritmo che, minimizzando la potenza dell'onda M, calcola i parametri del filtro siano il più piccolo autovettore di una specifica matrice di covarianza [65]);
- *Singular Value Decomposition, SVD*: fattorizzando la matrice contenente  $N$  periodi interstimolo tramite SVD e assumendo che l'onda M, l'EMG residuo ed eventuali rumori siano tra loro ortogonali, è possibile separare queste componenti, individuando a quali Valori Singolari corrisponda la potenza dell'EMG residuo. Sono stati presi in considerazione 3 diverse combinazioni di Valori Singolari ([57]);
- *filtro passa-banda*: questo algoritmo filtra il segnale in ingresso eliminando le componenti in frequenza inferiori a 200 Hz e superiori a 300 Hz, banda in cui è presente attività mioelettrica volontaria ma non onda M ([51]).

Determinare quale tra i filtri descritti sia il filtro ottimo è reso complesso dalla mancanza di un filtro di riferimento e dall'impossibilità di ottenere separatamente il segnale di EMG volontario dal segnale contenente artefatti e onde M. Questo genera la necessità di simulare separatamente questi dati, per poter confrontare a posteriori le uscite dei filtri con l'EMG volontario noto a priori.

Dalla letteratura sono stati individuati due metodi distinti per la simulazione dei segnali: è possibile simulare le onde M come sinusoidi smorzate e l'EMG volontario come rumore gaussiano a banda limitata ([52]) oppure acquisire separatamente i segnali di stimolazione senza attività volontaria e attività EMG in assenza di stimolazione e sovrapporli a posteriori ([30]). Inoltre, si è valutato se considerare l'intero EMG intermedio tra due stimoli successivi o solo una porzione di questo, eliminando il tratto immediatamente successivo allo stimolo in cui è concentrata la maggior parte della potenza dell'onda M. I filtri sono stati confrontati sulla base dei seguenti indicatori:

- MRI (Muscular Respond Index), che valuta quanta della potenza associata all'onda M sia eliminata dal filtro ([52]);
- RMSE (Root Mean Square Error), che valuta quanto il segnale in uscita dai filtri sia diverso dall'attività volontaria [30].

Si sono inoltre individuate alcune proprietà che i segnali in uscita dai filtri devono avere per garantire l'applicabilità dei vari algoritmi: si è valutata la capacità di fornire in uscita un segnale a potenza minima in assenza di attività volontaria e la presenza di una correlazione tra il segnale restituito dai filtri e la forza espressa dal muscolo. Infine si è valutato il costo computazionale dei filtri.

I risultati ottenuti sono stati analizzati con strumenti statistici per determinare la presenza di differenze significative tra le performance dei gruppi: in caso di dati distribuiti secondo una normale si è fatto uso dell'analisi parametrica della varianza (ANOVA) ad una via, in caso contrario ci si è avvalsi di un'analisi non parametrica, il test di Kruskal-Wallis. In caso siano necessario valutare le bande di confidenza entro cui le differenze siano da considerarsi significative, si è condotta l'analisi della comparazione multipla con il metodo di Scheffé (in caso di analisi parametrica), o con il metodo di Dunn-Sidak (in caso di analisi non parametrica). In caso sia necessario valutare l'esistenza di una correlazione tra due misure tramite il coefficiente di correlazione di Spearman, dato che le variabili non erano distribuite normalmente.

Valutando nel complesso i risultati ottenuti risulta che l'analisi dei segnali finestrati ottenuti eliminando i primi 25 ms del periodo interstimolo, in cui la potenza dell'onda M è maggiore, porta a risultati migliori rispetto a quelli ottenuti dall'analisi degli stessi segnali considerati su tutto il periodo interstimolo.

Le varie analisi non hanno individuato un filtro che abbia in assoluto prestazioni migliori. Si può affermare che il filtro a pettine risulta avere risultati significativamente peggiori rispetto agli altri, data l'incapacità di filtrare l'onda M quando questa varia in modo significativo. L'applicazione di tale filtro non risulta pertanto indicata qualora si considerino applicazioni che prevedano contrazioni anisometriche. Il filtro passa-banda risulta avere risultati nettamente peggiori degli altri filtri quando viene analizzato il segnale totale, segno che il filtro fallisce nell'eliminare l'onda M quando il rapporto segnale/rumore è particolarmente sfavorevole. Tra i risultati della SVD, i risultati migliori sono ottenuti nel caso si scelga il minor numero di valori singolari (il quarto ed il quinto, tra i 6 presenti).

Le analisi statistiche di MRI e RMSE, prese nel loro complesso, non hanno rilevato una significativa differenza tra filtro ad autovalori, adattivo e SVD 45. Risultati simili si ottengono valutando la capacità dei filtri nel restituire un segnale di uscita la cui potenza sia minima nel caso di assenza di attività volontaria nel segnale in ingresso. Tra questi 3 filtri, i risultati migliori nella correlazione tra forza e potenza dell'EMG volontario estratto sono ottenuti dal filtro ad autovalori e dal filtro adattivo, mentre la SVD 45 presenta risultati peggiori a questi.

Infine, tra il filtro adattivo e il filtro ad autovalori, visti i costi computazionali significativamente inferiori, si determina che il filtro adattivo sia il più adatto per essere utilizzato in linea.

### **Sviluppo del controllore per FES e validazione**

Dopo aver individuato il filtro migliore per l'estrazione dell'EMG volontario, è stato sviluppato un controllore per stimolazione elettrica che varia la Pulse Width della stimolazione in modo proporzionale alla potenza dell'attività muscolare volontaria. Questo implica che se l'EMG residuo ha potenza pressochè nulla, la stimolazione muscolare del muscolo deve essere anch'essa nulla.

Il controllore sviluppato riceve in ingresso il segnale prodotto dal filtro adattivo fornisce in uscita la PW di stimolazione, secondo una relazione lineare a tratti: se il valore in ingresso è al di sotto una soglia inferiore  $X_{min}$  il controllore mantiene la stimolazione a PW nulla, se il valore è sopra ad una soglia superiore  $X_{max}$  il controllore mantiene la PW ad un valore massimo  $PW_{max}$ , se il valore è intermedio tra  $X_{min}$  e  $X_{max}$  la relazione ingresso e uscita è lineare e la Pulse Width in uscita dal controllore è compresa tra un valore minimo di PW ( $PW_{min}$ ) e un valore massimo ( $PW_{max}$ ). Una rappresentazione della relazione ingresso - uscita fornita dal controllore è fornita in figura 3.

I valori di  $PW_{min}$ ,  $PW_{max}$ ,  $X_{min}$ ,  $X_{max}$  e corrente di stimolazione (I) devono essere valutati di volta in volta tramite un protocollo iniziale di calibrazione. Il protocollo stabilito per il bicipite brachiale di un soggetto sano è il seguente: si è scelto di fissare a priori  $PW_{max}$  al valore di  $450 \mu s$  e stabilire il valore di ampiezza di corrente come il massimo valore accettato dal soggetto a questa PW.  $PW_{min}$  è stato fissato al valore a cui il soggetto avverte la stimolazione con ampiezza di corrente I. Per stimare  $X_{min}$  si è stimolato il muscolo rilassato a PW crescenti e I costante e valutata la media più tre volte la standard deviation dell'uscita del filtro nel tratto; per stimare  $X_{max}$  si è stimolato il muscolo a  $PW_{max}$  e I costante,



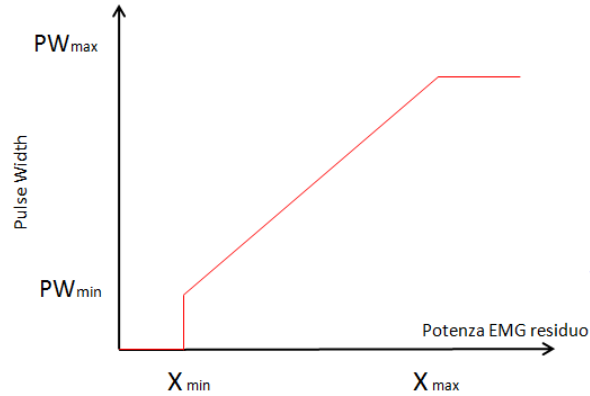


Figura 3: Rappresentazione della relazione ingresso - uscita proporzionale a tratti del controllore.  $X_{min}$  si riferisce al valore corrispondente all'ingresso in assenza di attività volontaria,  $X_{max}$  all'ingresso in caso di contrazione massima

mentre il soggetto sosteneva un carico con il gomito flesso a  $90^\circ$ , l'olecrano appoggiato ad una base e l'avambraccio fluttuante. Il valore di  $X_{max}$  è stato valutato come la media più tre volte la standard deviation dell'uscita del filtro nel tratto di stimolazione sovrapposta alla contrazione volontaria. Il funzionamento del controllore è stato valutato in alcune prove su soggetti sani. In figura 4 si riporta un esempio di queste prove: il soggetto ha effettuato nove flessioni del gomito sul piano sagittale contro gravità (da posizione estesa fino a portare il gomito flesso a circa  $90^\circ$ ) di cui tre ad arto libero, tre flessioni sollevando 2 kg, tre sollevando 5 kg. In figura si rappresenta nel riquadro A la potenza dell'EMG volontario in ingresso al controllore (in blu) e l'angolo al gomito (in rosso), e nel riquadro B l'uscita del controllore (PW di stimolazione). Si nota che i parametri utilizzati per il controllore sono efficaci nel caso di peso massimo, dato che il controllore va brevemente a saturazione all'inizio della flessione ed si mantiene successivamente a valori alti nel tratto di funzionamento proporzionale. Nel caso di sollevamento del solo arto, i valori di PW rimangono al di sotto dei 200  $\mu s$ , non utilizzando che meno della metà del range lineare. Nel caso di sollevamento di 2 kg il controllore presenta un funzionamento intermedio.

Il picco molto stretto in corrispondenza dell'inizio della flessione è dovuto alla presenza di un picco nell'ampiezza dell'EMG fisiologicamente presente in un movimento simile anche in assenza di stimolazione, che viene però accentuato dal fatto che la potenza dell'EMG volontario residuo risulta diminuire, a parità di forza prodotta dal muscolo, all'aumentare dell'intensità della stimolazione, risul-

tando in un guadagno del controllore sovra-stimato all'inizio di una contrazione a muscolo rilassato.

Poichè i risultati ottenuti da soggetti sani non sono conclusivi circa la fattibilità e l'utilità del controllore in un soggetti emiplegico, si è ritenuto importante effettuare un test su un soggetto emiparetico. Il soggetto coinvolto di anni 65 presentava una emiparesi destra in esiti da ictus ischemico, ed era collaborativo e privo di deficit cognitivi; si è verificato che egli era in grado di flettere volontariamente il gomito contro gravità di circa  $30^\circ$  prima dell'esecuzione del test. Sono stati valutati i valori di  $PW_{min}$ ,  $PW_{max}$ ,  $X_{min}$ ,  $X_{max}$  e I nelle modalità precedentemente descritte, ma chiedendo al paziente di effettuare una prova di massima contrazione volontaria in condizioni isometriche, e non di sostenere un carico. Il risultato della prova effettuata successivamente con il controllore, in cui il soggetto ha flesso il gomito contro gravità senza carico aggiuntivo, è presentato in figura 5: si rappresenta nel riquadro A la potenza dell'EMG volontario in ingresso al controllore (in blu) e l'angolo al gomito (in rosso), e nel riquadro B l'uscita del controllore, pari ai valori di PW forniti al paziente. Si nota che la stimolazione è intervenuta nell'aiutare il soggetto ad effettuare il movimento di flessione del braccio, ed il paziente è stato in grado di rilassare il muscolo in posizione estesa tra un movimento di flessione e l'altro. Il range angolare ottenuto in presenza del controllore è pari a  $65^\circ$ , con un notevole incremento rispetto al test preliminare in assenza della stimolazione, e il miglioramento si è protratto anche in una ulteriore prova in assenza di stimolazione, effettuata nel periodo immediatamente successivo all'esecuzione del test.

Questo miglioramento può essere addotto in parte al fatto che il paziente si è concentrato a lungo nell'eseguire un movimento per il quale non aveva mai effettuato una riabilitazione specifica, ed in parte potrebbe essere conseguente all'uso della stimolazione elettrica, di cui è ben nota l'utilità nel processo di riabilitazione in pazienti emiparetico. Il controllore studiato coinvolge il paziente, spingendolo a contribuire volontariamente al movimento in tutte le sue fasi, al contrario della stimolazione effettuata in anello aperto: per questo si può ipotizzare che il controllore abbia aiutato il soggetto a ri-apprendere l'esecuzione del movimento in modo più efficace di quello che la stimolazione senza feedback avrebbe potuto ottenere.

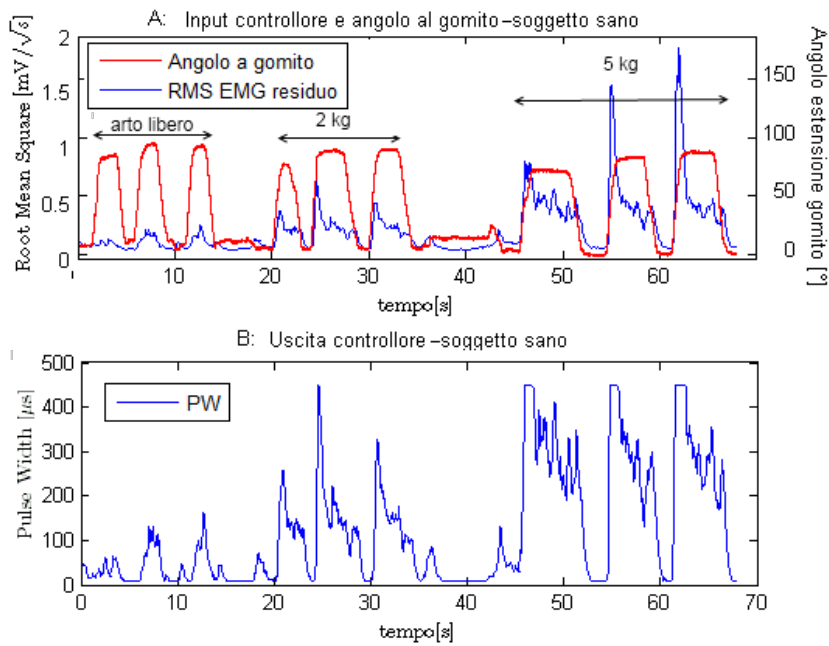


Figura 4: Prova di flessione del gomito sollevando diversi pesi con controllore proporzionale. Grafico A: in blu si presenta l'input al controllore pari all'attività miografica residua, in rosso l'angolo al gomito (considerando  $0^\circ$  come massima estensione). Grafico B: Pulse Width data in output dal controllore.

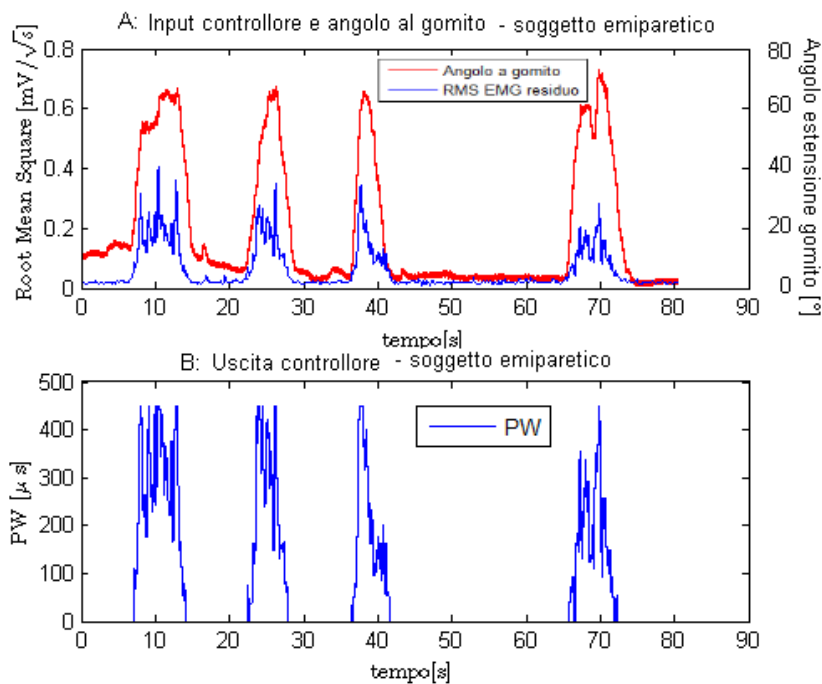


Figura 5: Prova di flessione del gomito contro gravità con controllore. Grafico A: in blu si presenta l'input al controllore pari all'attività miografica residua, in rosso l'angolo al gomito (considerando  $0^\circ$  come massima estensione). Grafico B: Pulse Width data in output dal controllore.

## Conclusioni e sviluppi futuri

Nell'ambito di questo lavoro di tesi si è sviluppato un controllore per FES basato sull'attività miografica residua. Si è indagato quale algoritmo tra alcuni di quelli presenti in letteratura fosse migliore per effettuare l'estrazione dell'EMG volontario in presenza di stimolazione e la scelta è ricaduta su un filtro adattivo con algoritmo ai minimi quadrati.

Il controllore riceve in ingresso la potenza dell'EMG volontario come calcolata dal filtro e fornisce in uscita la Pulse Width di stimolazione secondo una relazione proporzionale a tratti. Il controllore è stato validato su soggetti sani e su un paziente emiparetico, grazie al quale è stato possibile dimostrare l'applicabilità del metodo in questo tipo di pazienti e le potenzialità derivate dal fatto di coinvolgere attivamente il paziente durante il trattamento.

Tra gli sviluppi futuri di questo lavoro vi è la possibilità di rendere più complessa la relazione ingresso-uscita del controllore, per esempio modificando in tempo reale i parametri del controllore in modo da ottimizzare il suo range di funzionamento; un'altra ipotesi è quella di integrare nel controllore informazioni riguardanti la cinematica del movimento. Il controllore potrebbe inoltre essere applicato a più muscoli contemporaneamente, per permettere il controllo dei muscoli agonisti ed antagonisti. Per esempio, l'integrazione della stimolazione dei muscoli estensori del gomito insieme alla stimolazione dei flessori, permetterebbe la flessione-estensione del gomito, movimento necessario per svolgere il task di raggiungimento (reaching). Si potrebbe inoltre integrare l'utilizzo di un esoscheletro per arto superiore, poichè questo controbilanciando la forza gravitazionale permette ai pazienti di compiere movimenti che non sarebbero in grado di portare a termine in condizioni normali, e garantisce la stabilità dell'arto. L'utilizzo del controllore per FES con questo esoscheletro ne permetterebbe l'utilizzo in pazienti con disabilità più gravi, o in una fase precoce della riabilitazione.

A valle delle precedenti o ulteriori modifiche, si potrebbe cercare di verificarne l'effettiva capacità del controllore nell'aiutare il processo di riabilitazione in soggetti emiparetici tramite studi clinici appropriati.

# Summary

## Introduction and aim of the work

Electrical Stimulation is a technique that allows to control the contraction of muscular fibers realizing current pulses that create Action Potential in nervous and muscular fibers. It is applied for rehabilitative and/or functional reasons in subjects who suffer neuromuscular deficiencies due to cerebral damages (strokes or trauma), spinal cord injuries, neurodegenerative diseases. Particularly, in subjects who suffered cerebral damages the rehabilitation process is based on cerebral plasticity, thanks to which, in the months following the acute phase, the brain reorganizes itself so that new areas start to execute the tasks of the damaged ones. There are reasons to believe that electrical stimulation can achieve better results than traditional passive rehabilitation therapies, particularly when it is associated to a voluntary effort made by the subject, that involves him/her also from the cognitive point of view with functional movements.

The aim of this work is the development of a ES controller based on the residual myoelectrical activity of the stimulated muscle. Compared to other ES control methods available, the one considered aims to exploit all the residual capability of the subject and to be as natural as possible, given that the stimulation delivered to the muscle depends on the muscle's activity itself.

The control method studied in this work aims to be applied to subjects with such a neuromuscular deficiency that they are not able to accomplish a given motor task satisfactorily and autonomously, but maintain a residual ability to control the contraction of the muscle considered and may get some beneficial outcomes by the use of ES. Moreover, it has the advantage to push patient to actively participate to the exercise, doing a specific voluntary effort to be stimulated and accomplish the movement and, for this reason, it could be proved to be helpful in accelerating the motor relearning process. In this study, a specific task has been addressed, the elbow flexion against gravity.

During stimulation, the voluntarily activated fibers generate a myoelectrical signal, that results to be superimposed to the stimulation artifacts and M waves given by the simultaneous contraction of the fibers activated by the stimulation. In figure 6 is given an example of the acquired signal in presence of stimulation with **(a)** and without **(b)** voluntary activity: in the latter case the voluntary EMG

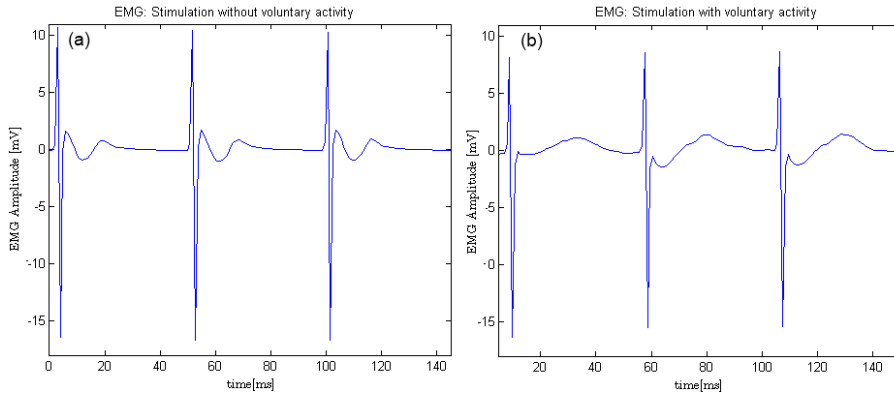


Figure 6: Example of miographical signal acquired in presence of electrical stimulation (a) with no voluntary activity and (b) with voluntary activity.

is not evident due to the amplitude difference respect the other components of the signal, but it can be noticed since it slightly changes M waves shape. In perfectly isometric conditions with constant stimulation parameters, the M wave variability is minimal and mainly due to fatigue; in case of not isometric contractions or varying stimulation parameters, though, M waves change their shape and length significantly in a way that can't be determined, thus making complex to erase M wave contributions to the signal.

## Experimental setup

An experimental setup has been used during this work, both for acquiring signals necessary for the comparison among filter performances in detecting voluntary EMG, both for the development of the FES controller. The setup principal components are: a polygraph for signal acquisition (Porti<sup>TM</sup>, Twente Medical System International, Twente, Netherlands), an electrostimulator (RehaStim, Hasomed, GmbH, Magdeburg, Germania), a personal computer used to programm the instrumentation and acquiring signals with Scilab in Ubuntu Rtai, sensors as an electrogoniometer (SF, Biometrics LTD, Cwmfelinfach, Regno Unito) and load cell ( L2353/100LBS, Tekkal,Milano, Italia). In figure 7 is presented a block diagram representing the data flow in the setup.

## Muscular voluntary activity extraction during electrical stimulation

If the miographical activity is acquired while the muscle is stimulated, it is necessary to separate in the signal teh voluntary activity from stimulations artifacts

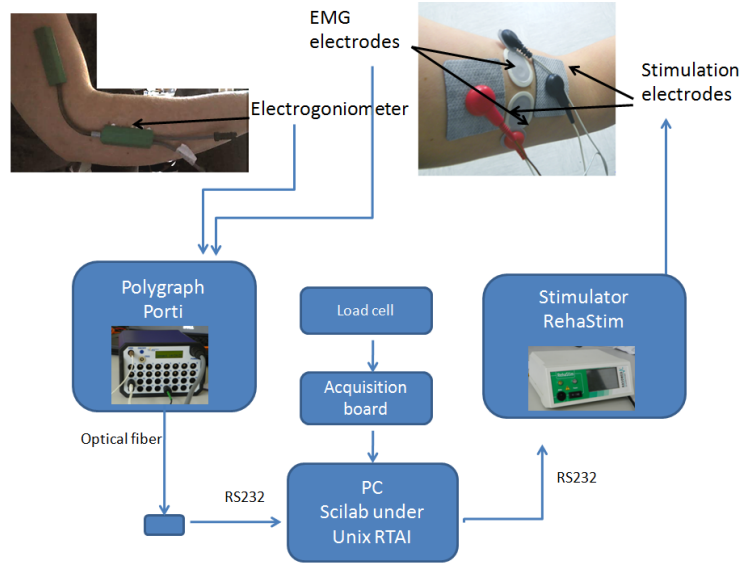


Figure 7: Block diagram representing the experimental setup.

and M waves.

In this work, it has been stressed the importance to determine which filter algorithm has the best performances in detecting residual voluntary EMG. Analyzing literature, a few algorithms have been identified, but it was also noted the lack of standardisation in applications and of complete studies regarding the comparison of their performances.

The following filter algorithms have been identified:

- *comb filter*: it subtracts every interstimulation period to the corresponding part of the previous interstimulation period, and it is based on the hypothesis that the best estimation of a generic M wave is the previous M wave ([59], [58], [60], [23], [30]);
- *adaptive filter*: adaptive filter that estimates a M wave from a linear combination of N previous interstimulation periods with a Least Mean Square Algorithm, that calculates filter parameters by the minimization of the power of the signal given by the difference between the esteemed M wave and the last interstimulation period ([52]);
- *eigenvector filter*: adaptive filter that estimates a M wave from a linear combination of N interstimulation periods with an algorithm that, minimizing

the M wave power, find the filter parameter as the smallest eigenvector of a given covariance matrix [65]);

- *Singular Value Decomposition, SVD*: factorization of a matrix which columns are N interstimulation periods; assuming that the M wave, the residual voluntary EMG and noises are orthogonal to each other, it is possible to separate this components, assigning to which Singular Value the voluntary EMG corresponds. Three different Singular Value combination have been taken into consideration ([57]);
- *Band-pass filter*: this algorithm filters the input signal erasing the frequency components lower than 200 Hz and higher than 300 Hz, since it is assumed that in this band the voluntary EMG is present, while M wave is not.2004Schauer).

Since no filter can be taken as reference and since it is impossible to acquired separately the voluntary EMG and the signal with stimulation artifacts and M waves, it is complex to determine which among the given filters is best for the task considered. This raises the necessity to simulate separately data, in order to be able to confront the outputs of the filters with the a priori known voluntary EMG. Analyzing literature, two different ways to simulate signals have been identified: it is possible to simulate M waves as damped sinusoids and voluntary EMG as band limited Gaussian noise ([52]), or to acquire separately a signal with stimulation and no voluntary activity and a signal with voluntary activity without stimulation and superimpose them ([30]). Moreover it has been evaluated whether considering the whole signal in-between two stimulation signals or to erase the first tract after the stimuli, where the most part of M wave is generally concentrated.

Filters have been compared on the base of the following indexes:

- MRI (Muscular Respond Index), that evaluates how much power associated to the M wave is erased in the output by the filter ([52]);
- RMSE (Root Mean Square Error), that evaluates the differences between the output of the filters and the EMG voluntary activity a priori known [30].

Moreover a few properties that the output of the filters should have to guarantee that algorithms can be applied have been identified: it has been evaluated the ability to give as output a signal with minimal power in case of lack of voluntary



activity in the input, and the presence of correlation between the output signal and the force created by the muscle. Finally the computation cost has been taken into consideration for the choice.

The results have been analyzed with statistical tools to determine the presence of significant differences among filter performances: in case data were normally distributed a one way parametric analysis of variance (ANOVA) have been used, in case of not normally distributed data a Kruskal Wallis test has been employed. In case it was considered important to establish confidence intervals, data have been further analyzed with Scheffè methods for parametric analysis or Dunn- Sidak method for non parametric analysis. In a case it has been establish the presence of a correlation between two measures with a non parametric test, the Spearman correlation coefficient.

The evaluation of the results reveals that analyzing the signals erasing the first half of the interstimulation period, in which the M wave power is concentrated, gives remarkably better results that considering the whole interstimulation period.

If the results are considered in the whole, no filter shows results remarkably better than the others. It can be stated the comb filter gives results significantly worse than the others, since it is not able to filter the M wave when it changes in a significant way. Therefore its application is strongly unadvised in case of applications in anisometric contractions.

The band-pass filter gives results remarkably worse then other filters in case the whole interstimulation period is analyzed, and it is considered as a proof of its incapability to erase the M wave when the signal to noise ratio is particularly low. Among the results of the SVD-based methods, the best results are obtained when a lower number of Singular Values are considered (the fourth and the fifth, on six present).

Analyzing MRI and RMSE statistical results, the adaptive filter, the eigenvector filter and SVD 45 do not show significant differences. An analog consideration can be made when considering the capacity of the filters to give an output with minimum power in case of no voluntary activity present in the input signal. Among these 3 filters, the best results in the correlation between force and output power are given by the adaptive filter and the aigenvector filter, while SVD 45 presents worst results. Finally, between the adaptive filter and the eigenvector filter, the adaptive filter is considered as the most suitable to be applied in an on-line application, given its lower computational cost.

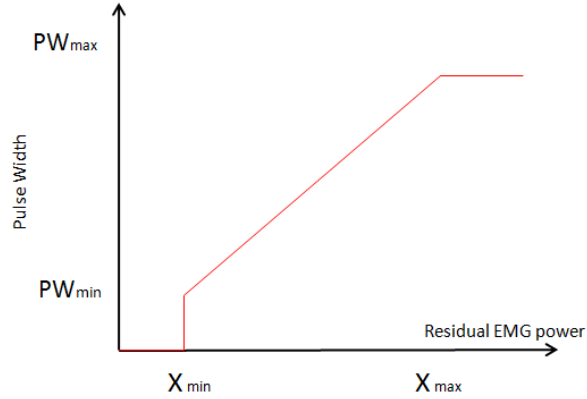


Figure 8: Representation of the input- output relationship in the controller. " $X_{min}$ " refers to the value corresponding to values on the input in absence of voluntary activity, " $X_{max}$ " refers to the value of the input in case of voluntary contraction in a given task.

### Development and validation of the FES controller

After the identification of the most suitable algorithm for the extraction of the voluntary activity, a FES controller has been developed: it works varying the stimulation Pulse Width proportionally to the power of the muscular voluntary activity. This implies that in case the residual EMG has a power close to the noise level, the muscle should not be stimulated.

The developed controller receives as input the signal given by the adaptive filter and gives as output the stimulation PW, with a piece-wise linear input-output relationship: if the input is below a inferior threshold  $X_{min}$ , the controller maintains PW to zero, if the value is above a superior threshold  $X_{max}$  the controller maintains PW to a maximal value  $PW_{max}$ , if the value is in-between  $X_{min}$  and  $X_{max}$  the input-output relationship is linear, and the output will be included between a minimal value ( $PW_{min}$ ) and a maximal value ( $PW_{max}$ ). A representation of the input-output relationship is given in figure 8.

The values of  $PW_{min}$ ,  $PW_{max}$ ,  $X_{min}$ ,  $X_{max}$  and the stimulation current (I) have to be evaluated each time with a calibration protocol. The protocol established in healthy subject for the *biceps brachii* is the following: it has been chosen to fix  $PW_{max}$  at  $450 \mu s$ , and to establish the current amplitude value as the highest accepted by the subject at the given PW.  $PW_{min}$  has been fixed as the minimal value the subject feels the stimulation with current amplitude I. In order to esteem  $X_{min}$  the relaxed muscle has been stimulated at current stimulation I

and growing PW, and the mean value plus three times the standard deviation has been calculated; in order to esteem  $X_{max}$  the muscle has been stimulated at Pulse Width  $PW_{max}$  and current amplitude  $I$ , while the subject hold a load with the elbow flexed at  $90^\circ$ , the olecranon leant on a base, the forearm freely floating and  $X_{max}$  has been calculated as the mean value plus three times the standard deviation of the output filter during the stimulation.

A few healthy subjects have tested the controller, in order to check its functionality and identify possible flaws. In figure 9 an example of these testes is reported: the subject flexed the elbow against gravity in the sagittal plane (from extended position till about  $90^\circ$ ) of which 3 flexion were with no load, three lifting 2 kg, three lifting 5 kg. Figure 9 A represents the controller input, i.e. the voluntary EMG power (blue), and the elbow angle (red), and figure 9 B the controller output, i.e. the stimulation Pulse Width.

It can be noticed that the parameters used for the controller are suitable in case of maximal load, given that the controller briefly saturates at the contraction onset and further gives high output. In case of no load, the PW values are lower than 200  $\mu$ s, thus not using than half of the linear range. In case of 2 kg lifting, the controller shows to work half way respect the previous cases.

The narrow pick at the flexion onset is due to the presence of a pick in EMG physiologically present in a similar movement also with no stimulation, but it is increased by the fact that the voluntary EMG power decreases, at a constant muscle force, at the increase of stimulation intensity, with the result that the controller gain is over-estimated at the onset of a contraction.

Results in healthy subjects can't be considered conclusive about controller's feasibility and utility in a patient, therefore it has been considered of paramount interest to test it on a hemiparetic subject. The patient involved was 65 year old, presented a right hemiparesis due to an ischemic stroke, was collaborative and with no cognitive deficit; he was able to voluntary flex the elbow against gravity of about  $30^\circ$  before test. The value of  $PW_{min}$ ,  $PW_{max}$ ,  $X_{min}$ ,  $X_{max}$  and  $I$  have been calculated with the procedures previously described, but the patient was asked to exert the maximal voluntary contraction instead of supporting a load.

The results of the test on the hemiparetic subject, in which he flexed the elbow against gravity with no added load, is given in figure 10: figure 10 A represents the controller input, i.e. the voluntary EMG power (blue), and the elbow angle (red), and figure 10 B represents the controller output, i.e. stimulation Pulse

Width. It can be noticed how the stimulation helped the subject to flex the elbow, and how the patient was able to relax the muscle at extended position in-between movements. The angular range obtained with the controller was  $65^\circ$ , with a significant increase respect the subject's ability before the test, and the improvement protracted in a subsequent test with no stimulation, just after the use of stimulation.

This improvement obtained can be considered as the results of two main factors: firstly patient could concentrate for a long time in the task execution, for which he had received no previous specific rehabilitation, secondly it could be a consequence of the use of FES, which utility in the rehabilitation process for hemiparetic subject is well known. The developed controller involves the subject in the task, pushing him/her to voluntary contributes to the movements, just the opposite of open loop stimulation: it is possible to make the hypothesis that the controller has helped the subject in the task re-learning in a more effective way that what open loop stimulation could have obtained.

## **Conclusions and further developments**

In this work a FES controller based on residual myoelectrical activity has been developed. It has been studied which algorithm among a few presents in literature has the best performances in extracting voluntary activity in presence of stimulation and an adaptive filter with Least Mean Square algorithm has been chosen.

The controller receives as input the voluntary EMG power as it is calculated by the filter and gives as output the stimulation Pulse Width with a piece-wise linear relationship. The controller has been validated on healthy subjects and a hemiparetic subject, and it has been shown the controller's feasibility in this kind of patient and the potentiality given from the active involvement of the subject during the treatment.

Among the further developments of this work, there is the possibility to increase the complexity of the input-output controller relationship, for instance implementing an on-line algorithm to change controller parameters so that it can automatically adapt to a new task, or to the learning process of a patient; another possibility is to integrate into the controller the movement cinematic. Moreover, the controller could be applied to multiple muscles contemporaneously, thus allowing to control agonist and antagonist muscles. For instance, the integration of

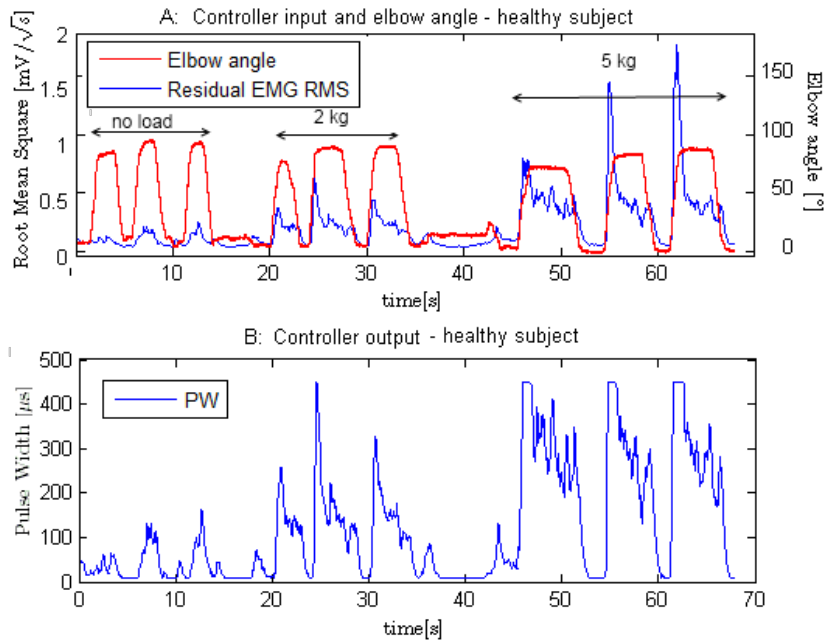


Figure 9: Test in which a healthy subject flexes the elbow lifting different loads, using the FES controller. Graphic A: in blue the myographic residual activity given as input to the controller, in red the elbow angle (given 0° as maximal extension). Graphic B: Pulse Width calculated by the controller.

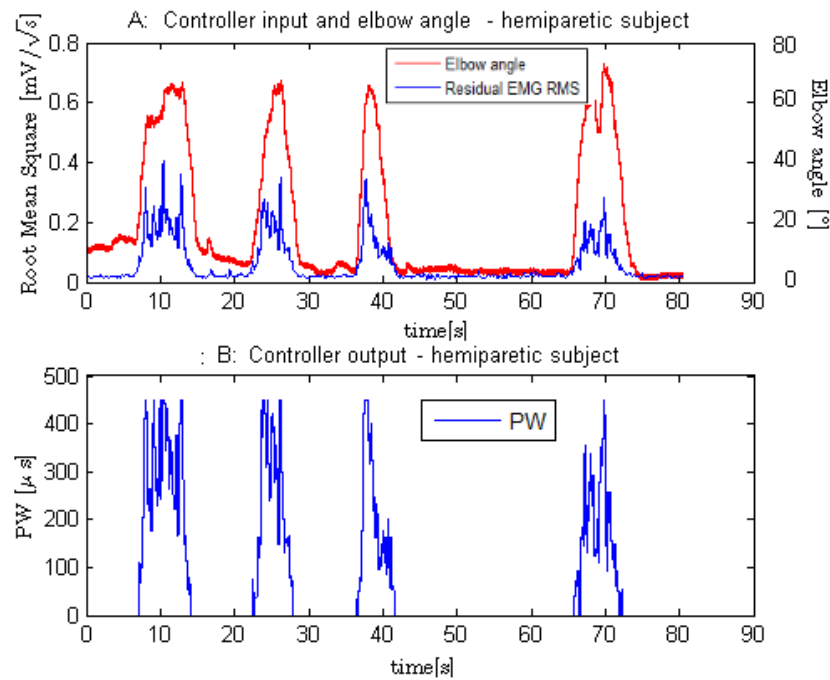


Figure 10: Test in which a hemiparetic subject flexes the elbow using the FES controller. Graphic A: in blue the myographic residual activity given as input to the controller, in red the elbow angle (given 0° as maximal extension). Graphic B: Pulse Width calculated by the controller.

elbow extensors and flexors may allow to flex and extend the elbow, a movement required in the reaching task.

It could be considered to integrate the use of an upper limb exoskeleton, since nullifying the gravitational forces, it allows patients to accomplish tasks they could not perform in normal condition, while guaranteeing limb stability and safety. The support provided by such an exoskeleton may allow to use the controller on patients with more severe disabilities, or earlier in the rehabilitation process.

After the previous or further improvements, it could be possible to demonstrate the controller actual ability in helping rehabilitation process in hemiparetic subjects with appropriate clinical studies.



# Indice

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| <b>1</b> | <b>Stimolazione elettrica e strategie di controllo mioelettrico</b>  | <b>3</b>  |
| 1.1      | I muscoli scheletrici e la generazione dell'ElettroMioGramma . . .   | 4         |
| 1.2      | La stimolazione elettrica e le sue caratteristiche . . . . .   | 7         |
| 1.3      | La stimolazione elettrica e l'EMG . . . . .  | 13        |
| 1.4      | Applicazioni cliniche e terapeutiche della stimolazione elettrica . .  | 16        |
| 1.5      | Strategie di controllo per FES . . . . .   | 19        |
| 1.6      | L'EMG residuo e le applicazioni nel controllo di neuroprotesi . . .  | 20        |
| 1.7      | Obiettivo del lavoro di tesi . . . . .   | 22        |
| 1.8      | Descrizione del lavoro di tesi . . . . .   | 24        |
| <b>2</b> | <b>Descrizione del set-up sperimentale</b>   | <b>25</b> |
| 2.1      | Elettrostimolatore . . . . .   | 25        |
| 2.2      | Poligrafo . . . . .  | 27        |
| 2.3      | Elettrogoniometri . . . . .  | 28        |
| 2.4      | Cella di carico . . . . .  | 28        |
| 2.5      | Esoscheletro per arto superiore . . . . .  | 29        |
| 2.6      | Personal Computer e software . . . . .   | 30        |
| 2.7      | Posizionamento degli elettrodi da stimolazione e miografia . . . .   | 31        |
| <b>3</b> | <b>Algoritmi per l'estrazione dell'attività mioelettrica volontaria du-<br/>rante stimolazione elettrica</b> | <b>33</b> |
| 3.1      | Algoritmi di filtraggio . . . . .  | 35        |
| 3.1.1    | Filtro a pettine . . . . .   | 36        |
| 3.1.2    | Filtro adattivo con criterio ai minimi quadrati . . . . .  | 37        |
| 3.1.3    | Filtro ad autovalori . . . . .   | 40        |
| 3.1.4    | Singular Value Decomposition . . . . .   | 43        |
| 3.1.5    | Filtro passa-banda . . . . .   | 47        |



|          |   |            |
|----------|---|------------|
| 3.2      | Definizione dei segnali di test . . . . .   | 48         |
| 3.2.1    | Simulazione tramite sinusoidi smorzata e rumore bianco . . . . .  | 49         |
| 3.2.2    | Simulazione tramite dati acquisiti . . . . .  | 52         |
| 3.3      | Valutazione delle prestazioni dei filtri . . . . .  | 54         |
| 3.3.1    | Indicatori di valutazione . . . . .   | 54         |
| 3.3.2    | Verifica di applicabilità dei filtri . . . . .  | 55         |
| 3.3.3    | Analisi statistica dei risultati . . . . .  | 59         |
| 3.4      | Risultati . . . . .   | 60         |
| 3.4.1    | Risultati relativi agli indici di valutazione . . . . .   | 61         |
| 3.4.2    | Verifica di applicabilità dei filtri . . . . .  | 70         |
| 3.5      | Scelta del filtro ottimo . . . . .  | 80         |
| <b>4</b> | <b>Sviluppo e validazione di un sistema di controllo per FES basato su segnale mioelettrico residuo</b> | <b>82</b>  |
| 4.1      | Razionale del controllore . . . . .   | 83         |
| 4.2      | Implementazione dell'algoritmo di filtraggio . . . . .  | 83         |
| 4.3      | Filtraggio passa basso dell'uscita del filtro adattivo . . . . .  | 85         |
| 4.4      | Sviluppo di un controllore proporzionale per FES . . . . .  | 86         |
| 4.5      | Protocollo per calcolo dei parametri per il controllore per soggetti sani . . . . .                     | 88         |
| 4.6      | Prove di validazione su soggetti sani . . . . .   | 90         |
| 4.7      | Test di fattibilità su un soggetto emiparetico . . . . .  | 95         |
| 4.8      | Considerazioni finali . . . . .   | 97         |
| <b>5</b> | <b>Conclusioni e sviluppi futuri</b>  | <b>100</b> |
|          | <b>Bibliografia</b>   | <b>105</b> |

# Capitolo 1

## Stimolazione elettrica e strategie di controllo mioelettrico

La stimolazione elettrica è una tecnica che induce la contrazione delle fibre muscolari tramite il rilascio di impulsi di corrente in grado di generare potenziali d'azione nelle fibre nervose e muscolari. Il corpo umano possiede circa 640 muscoli scheletrici ed è controllando la loro contrazione e coordinazione che in un soggetto sano il sistema nervoso centrale controlla il movimento del corpo ed in definitiva esprime così tutti i propri output. Quando a seguito di danni al sistema nervoso centrale (ictus o trauma), alla spina dorsale o a malattie neurodegenerative un soggetto perde la capacità di muovere volontariamente in modo funzionale una parte del proprio corpo, la stimolazione elettrica può intervenire per permettere la contrazione dei muscoli interessati dalla patologia, a fini riabilitativi e/o funzionali.

Questo lavoro di tesi verte sullo studio di un controllore per stimolazione elettrica funzionale basato sull'attività volontaria residua del muscolo stimolato, tramite il quale si vuole rendere possibile ad un paziente il controllo della stimolazione elettrica di un muscolo grazie alla sua residua capacità di controllare parzialmente la contrazione del muscolo stesso, qualora sia presente.

In questo primo capitolo si introducono alcuni concetti chiave relativi alla generazione del segnale mioelettrico, alla stimolazione elettrica e alle sue applicazioni in campo clinico e terapeutico, alle strategie utilizzate per il suo controllo. Si descrive inoltre lo stato dell'arte nell'ambito specifico di questa tesi, e se ne descrivono i suoi obiettivi.

## 1.1 I muscoli scheletrici e la generazione dell'Elettromiogramma

Dal punto di vista anatomico i muscoli scheletrici sono connessi alle loro estremità al sistema scheletrico tramite tendine e sono composti da numerose fibre muscolari, con un diametro variabile da 10 a 80  $\mu\text{m}$  e una lunghezza che è in genere quella del muscolo stesso. Le fibre muscolari si dividono in:

- fibre di tipo 1: caratterizzate da bassa attività ATPasica, si contraggono lentamente e poco intensamente e sono in grado di mantenere la contrazione per un lungo periodo, anche di ore, dimostrando la miglior resistenza a fatica. Presentano grandi quantità di enzimi mitocondriali e producono ATP prevalentemente tramite la glicolisi aerobica e la fosforilazione ossidativa ad essa associata. Il diametro della sezione della fibra è ridotto.
- fibre di tipo 2: anche dette fibre bianche, sono caratterizzate da elevata attività ATPasica. Si contraggono rapidamente ed intensamente ma solo per breve periodi, tollerando poco la fatica. Presentano grandi quantità di enzimi glicolitici e producono prevalentemente ATP tramite la glicolisi anaerobica. Il diametro è maggiore. Le fibre di tipo 2 si suddividono a loro volta in:
  - tipo A: sono fibre che presentano caratteristiche strutturali e metaboliche intermedie tra le 2B e le 1, e sono in grado di mantenere la contrazione per qualche minuto;
  - tipo B: sono quelle a più elevata attività glicolitica, e sopportano la contrazione per periodi molto brevi, inferiori al minuto.

Dal punto di vista funzionale, le fibre possono essere riunite in gruppi di tipo omogeneo la cui contrazione è sincrona, essendo innervate dallo stesso motoneurone; ciascun motoneurone con le fibre da esso innervate forma una unità motoria [2]. Il numero di fibre in una unità motoria varia da poche unità in muscoli di piccole dimensioni che devono essere controllati con molta precisione, a varie centinaia per muscoli grandi e dai movimenti più grossolani. La forza espressa dal muscolo è data dalla sommazione degli effetti delle contrazioni delle singole fibre: l'aumento della forza complessiva viene ottenuto aumentando il numero di fibre attive e la loro frequenza di contrazione. Il principio generale su cui si basa il

reclutamento delle fibre è dimensionale: al crescere della forza espressa dal muscolo, vengono attivate in primis le fibre dal diametro più piccolo (tipo I), dato che queste potranno sostenere una contrazione molto prolungata, per poi reclutare i tipi IIa e IIb dai diametri via via crescenti.

La fibra muscolare si contrae quando viene raggiunta da un potenziale d'azione (PdA) che ha origine in condizioni fisiologiche in un motoneurone situato nelle corna anteriori del midollo spinale; il PdA si dipana lungo una fibra nervosa mielinica e attraverso la giunzione neuromuscolare, situata al centro della fibra stessa, causa una depolarizzazione transmembrana che si propaga verso le sue estremità. La depolarizzazione crea una cascata di reazioni chimiche, che avranno come effetto la contrazione della fibra muscolare. L'onda di depolarizzazione non arriva con esatta sincronia in tutta l'unità motoria, a causa della diversa lunghezza delle terminazioni nervose, della diversa distribuzione spaziale nelle giunzioni neuromuscolari, eccetera. La depolarizzazione di ogni singola fibra crea un campo elettrico nel volume conduttivo in cui è immersa, a cui andranno a sommarsi non-linearmente i campi prodotti dalle fibre attive circostanti. Ponendo due elettrodi in un volume conduttivo in cui siano presenti delle fibre attive, sarà possibile rilevare una differenza di potenziale, che sarà la somma pesata non lineare dei contributi prodotti da vari generatori di campo. In condizioni reali non è stimabile con esattezza quale sia il peso da attribuire ad ogni fibra, in quanto per ciascuna andrebbero presi in considerazione fattori quali la sua collocazione spaziale, la sua dimensione, la geometria dei tessuti circostanti e le loro anisotropie [21].

Il segnale così ottenuto è detto ElettroMioGramma (EMG), e la metodologia meno invasiva per ottenerlo è quella di porre gli elettrodi sulla superficie del derma in corrispondenza del muscolo di interesse. L'EMG che si ottiene è somma di un numero variabile di differenze di potenziale dalla morfologia di partenza simile, deformate dalle anisotropie dei tessuti e sfalsate le une rispetto alle altre in modo caotico; per questo, pur essendo di per sé generato da una sovrapposizione di segnali deterministici, generalmente è considerato un segnale stocastico a media nulla, e se un numero sufficiente di unità motorie vengono stimulate è ben approssimato da una probabilità di distribuzione gaussiana [33]. Di conseguenza la principale caratteristica estraibile dall'EMG è l'ampiezza, che è stimata alternativamente come il valor medio su un periodo del valore rettificato del segnale (ARV) o come radice quadrata del valor medio del segnale elevato al quadrato (RMS) [21]. Il segnale elettromiografico può essere utilizzato per dedurre se e quando un

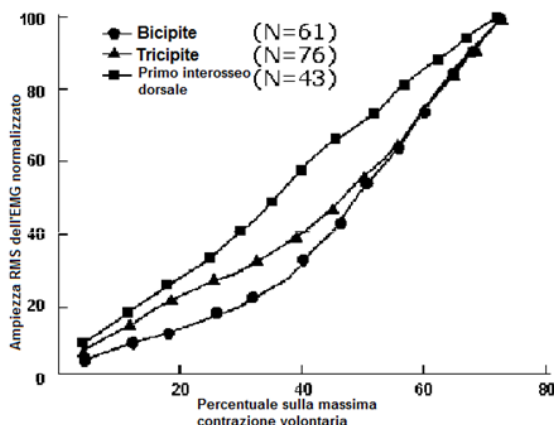


Figura 1.1: Relazione empirica tra il RMS dell'EMG normalizzato calcolato su una finestra di 2 sec e la percentuale della massima contrazione volontaria, su tre muscoli dell'arto superiore in contrazione isometrica (da [14])

muscolo o gruppo muscolare si contrae, per esempio determinando una soglia si ARV o RMS oltre la quale il muscolo è considerato attivo [14].

Se si analizza l'EMG misurato di un muscolo che si contrae isometricamente (senza cambiare la propria lunghezza) esprimendo forze via via crescenti, è possibile verificare che l'ARV e RMS calcolato su una finestra sufficientemente lunga del segnale hanno una dipendenza quasi sempre monotona con la forza espressa, con una relazione che non è però definibile in modo semplice, presentando variazioni imprevedibili a seconda del soggetto, del muscolo considerato, del posizionamento degli elettrodi, eccetera [16]. La variazione della relazione tra RMS dell'EMG e la percentuale di massima contrazione volontaria tra diversi muscoli dell'arto superiore è presentata a titolo di esempio in figura 1.1, tratta da [14]. Pur con considerevoli limiti, tuttavia, questa relazione permette di considerare il segnale elettromiografico come un indice del livello di attività del muscolo considerato, ottenibile in modo semplice e non invasivo.

Dal punto di vista dell'analisi in frequenza del segnale, lo spettro dell'EMG è per lo più racchiuso tra frequenze molto basse (circa 2 Hz) e 400 Hz: per questo viene campionato almeno ad 1 kHz e filtrato passa basso ad una frequenza inferiore alla metà della frequenza di campionamento (filtro anti aliasing). Il condizionamento del segnale prevede l'aggiunta di un filtro passa alto che elimini le frequenze inferiori a 10 - 20 Hz, che pur contenendo potenzialmente informazioni

sul rate di attivazione delle fibre muscolari, sono tipicamente corrotte da artefatti da movimento [55]. Le caratteristiche precise dello spettro del segnale dipendono tuttavia da numerosi fattori, quali le caratteristiche del muscolo e delle fibre che lo compongono, la velocità della contrazione e la forza espressa, il grado di fatica muscolare [6].

## 1.2 La stimolazione elettrica e le sue caratteristiche

E' possibile generare artificialmente una contrazione in una fibra o in una unità motoria tramite stimolazione elettrica del sistema nervoso centrale, dei nervi periferici, dei rami terminali degli assoni in corrispondenza dei muscoli o della fibra stessa. In ogni caso si usano due elettrodi per creare un adeguato campo elettrico in prossimità della cellula eccitabile in grado di creare una depolarizzazione trans-membrana che dia inizio ad un PdA.

Gli elettrodi utilizzati possono essere:

- elettrodi superficiali, posizionati sulla superficie in prossimità del muscolo o del nervo. Le caratteristiche di filtraggio passa basso degli strati di tessuto tra l'elettrodo e le fibre muscolari rendono tuttavia difficile creare un campo elettrico dalle caratteristiche spaziali ottimali e di conseguenza creare una stimolazione molto selettiva o che sia localizzata a muscoli profondi. Poiché a priori dell'applicazione la pelle necessita solo di essere pulita per migliorare l'accoppiamento elettrico, questo tipo di elettrodi sono i più semplici da utilizzare a breve termine. Tuttavia in presenza di molti canali da stimolare, la quantità di elettrodi da posizionare per ogni utilizzo e la quantità di cavi necessari li rendono poco accettabili per un utilizzo frequente da parte di un paziente. Inoltre una stimolazione in grado di eccitare una fibra nervosa o muscolare attiva anche i nocicettori presenti nel derma, con la conseguenza di risultare fastidiosa e potenzialmente dolorosa nei soggetti con funzionalità sensoriale residua o intatta.
- elettrodi transcutanei, che passano attraverso la pelle e il cui catodo è posizionato nel muscolo. Rispetto al caso precedente, venendo a mancare l'effetto di filtraggio determinato dal derma e dal tessuto sottocutaneo, è possibile stimolare fibre muscolari e/o muscoli profondi e permettere contrazioni ben

localizzate. L'anodo è un elettrodo superficiale di ampia area. La stimolazione è solitamente meno dolorosa, non attivando i recettori superficiali del dolore. Gli elettrodi sono inseriti tramite un ago ipotermico attraverso la pelle, ed essendo percutanei devono essere connessi tramite un connettore al livello della pelle; il rischio di infezioni è presente e va minimizzato mantenendo la cute pulita, protetta e ispezionata. Sistemi percutanei sono stati utilizzati per indagare in modo mini-invasivo la fattibilità di elettrodi completamente impiantati [38].

- elettrodi impiantati: tramite un'operazione chirurgica è possibile impiantare sia elettrodi nel muscolo interessato, sia lo stimolatore stesso (la cui superficie spesso funge anche da anodo) nel petto o nell'addome, eliminando completamente il bisogno di cavi esterni. Il controllo dello stimolatore è ottenuto da telemetria a radio frequenza. Come nei percutanei gli elettrodi impiantati possono eccitare fibre muscolari e/o nervose non stimolabili dalla cute. Il fatto di necessitare di una operazione chirurgica per l'impianto introduce i rischi connessi con ogni operazione ed è chiaro che solo un paziente ben motivato e che abbia già dimostrato di ottenere buoni risultati della stimolazione elettrica superficiale possa essere considerato un candidato adeguato all'impianto [38].

In questo elaborato ci si riferirà sempre ad elettrodi superficiali, preferiti per l'ovvia semplicità di utilizzo.

La stimolazione può essere controllata:

- in voltaggio: garantendo che l'impedenza di uscita del circuito che provvede a creare il segnale di stimolazione sia almeno un ordine di grandezza minore dell'impedenza tra gli elettrodi, la differenza di potenziale tra gli elettrodi si manterrà circa costante e la corrente varierà a seconda dell'impedenza tra gli elettrodi in modo imprevedibile.
- in corrente: garantendo che l'impedenza di uscita sia almeno un ordine di grandezza maggiore dell'impedenza tra gli elettrodi, la corrente può essere controllata e mantenuta costante. Questa è la modalità utilizzata nella pratica.

Esistono due tecniche di stimolazione comunemente usate:

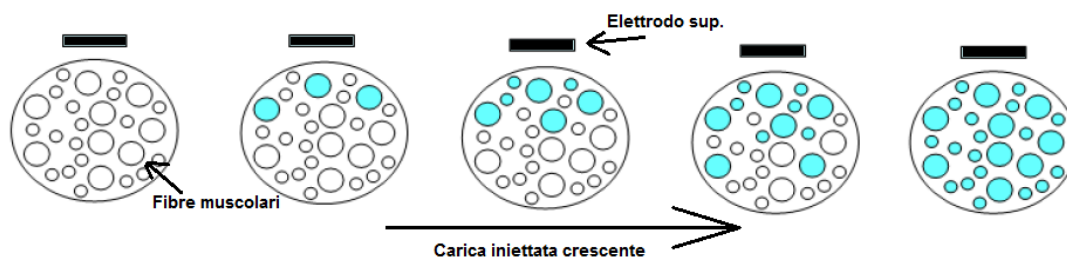


Figura 1.2: Rappresentazione semplificata della distribuzione delle fibre stimulate con un elettrodo superficiale, a correnti o Pulse Width crescenti

- monopolare: la stimolazione avviene in prossimità di solo uno dei due elettrodi, il quale viene posto in vicinanza del nervo o sopra il muscolo, mentre il secondo, detto *indifferente*, è posizionato lontano da tessuto eccitabile, per esempio su una prominenza ossea. Un'altra possibilità consiste nell'utilizzare come indifferente un elettrodo di dimensioni sufficientemente ampie da garantire una densità di corrente al di sotto dell'elettrodo tale per cui non si superi la soglia di eccitazione. La corrente si distribuirà in un volume consistente.
- bipolare: entrambi gli elettrodi di dimensioni uguali o simili sono applicati su o nelle vicinanze del tessuto e la stimolazione può avvenire al di sotto di entrambi gli elettrodi; la corrente rimarrà confinata in un volume più piccolo.

Nello svolgimento di questo lavoro di tesi la stimolazione sarà sempre intesa essere bipolare.

Si è accennato al fatto che sia nei nervi che nelle fibre muscolari sia possibile creare un PdA; di fatto la soglia di stimolazione è molto più bassa negli assoni che nelle fibre muscolari, facendo sì che la maggior parte dei potenziali d'azione vengano creati nei fasci nervosi. Questa soglia di stimolazione dipende in modo non trascurabile dal diametro trasversale della fibra: maggiore il diametro, minore la soglia di stimolazione. Poiché esiste una relazione di proporzionalità diretta tra il diametro delle fibre mieliniche e il diametro delle fibre muscolari da esse innervate, le prime ad essere stimulate sono quelle di tipo IIb, che si contraggono con molta forza ma per periodi brevi. Oltre al diametro della fibra, è necessario considerare anche la sua posizione rispetto agli elettrodi, dato che nelle loro prossimità il campo elettrico è più forte: così in caso di stimolazione superficiale, le fibre più



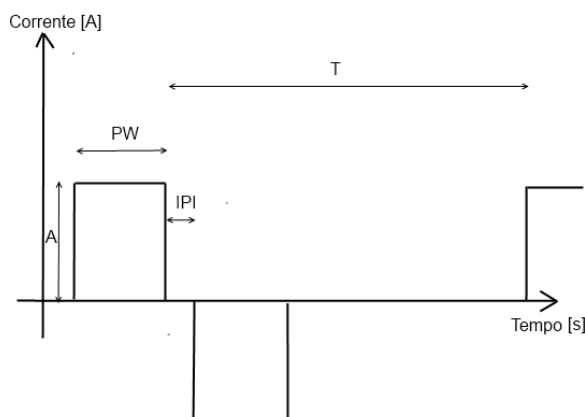


Figura 1.3: Esempio semplificato e fuori scala di un treno di stimoli controllati in corrente a forma d'onda quadrata.  $A$  è l'ampiezza della corrente,  $PW$  la lunghezza dello stimolo,  $IPI$  la distanza tra stimolo positivo e negativo,  $T$  la distanza tra due stimoli

grandi e vicine all'elettrodo vengono stimulate per prime, e a seguire quelle più piccole o più lontane; una rappresentazione grafica semplificata del fenomeno è fornita in figura 1.2.

Il risultato è che spesso la stimolazione elettrica induce una contrazione la cui forza è difficilmente regolabile e in cui la fatica insorge molto presto, soprattutto nei muscoli deboli e/o atrofizzati di soggetti affetti da patologie neuro-muscolari. Questo rende fondamentale un'accurata scelta dei parametri di stimolazione in modo da minimizzare la fatica e graduare al meglio la stimolazione.

Lo stimolo applicato può essere :

- monofasico: il flusso di corrente è unidirezionale, causando un movimento netto di carica tra l'interfaccia elettrodo-tessuto. Ha il vantaggio di essere associato ad una soglia di stimolazione più bassa e ad una latenza minore [49].
- bifasico: il flusso di corrente viene invertito rapidamente, con il considerevole vantaggio di garantire che quanta carica viene iniettata nel tessuto, tanta viene estratta, così da rendere quasi nullo lo scambio di carica tra elettrodo e corpo umano. Inoltre minimizza l'irritazione della pelle e la stimolazione è percepita come meno fastidiosa [34].

Le forme d'onda utilizzate sono diverse, ad es. onde quadre o sinusoidali. In figura 1.3 è mostrata un'esemplificazione fuori scala di un treno di stimoli rettangolari, in cui sono mostrati i parametri caratteristici della stimolazione: l'ampiezza della

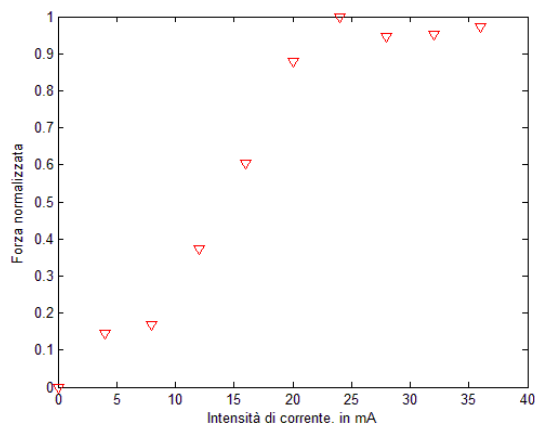


Figura 1.4: Relazione corrente-forza normalizzata per la MVC espressa da un biceps brachii in contrazione isometrica, tramite stimolazione superficiale a frequenza e PW costante

corrente (A), la durata dello stimolo di corrente (PulseWidth, o PW), la distanza tra stimolo positivo e negativo (IPI, Inter Pulse Interval), l'intervallo tra gli stimoli (T), il cui inverso è la frequenza di stimolazione. Lo stimolo positivo e negativo non hanno necessariamente la stessa forma, e IPI può essere allungato per mimare uno stimolo monofasico.

In caso di stimolo rettangolare la carica iniettata è pari al prodotto di A con PW, e al suo aumentare incrementano il numero di unità motorie attivate. La relazione tra forza creata dalla stimolazione e carica iniettata è approssimabile ad una sigmoide, con una fase di crescita caratterizzata da un guadagno molto alto: a titolo d'esempio in figura 1.4 è rappresentata la relazione tra forza espressa da un bicipite contratto in condizioni isometriche e la corrente di stimolazione a PW costante. Con l'incremento della carica iniettata aumenta la sensazione di fastidio avvertita dal paziente, dovuta alla stimolazione dei recettori del dolore presenti nel derma; per questo i parametri devono essere settati al di sotto della soglia del dolore, che presenta variabilità tra soggetti diversi e può modificarsi con l'uso abituale della stimolazione. Un caso particolare sono i pazienti con una lesione completa al midollo spinale, che causa una perdita della sensibilità nei segmenti corporei inferiore al livello della lesione, che possono dunque essere stimolati con correnti e PW molto più alte di quelle accettabili da un soggetto con una sensibilità fisiologica.

La frequenza di stimolazione determina la frequenza di depolarizzazione dei nervi o delle fibre. Per rendere la contrazione efficace questa frequenza deve essere

abbastanza elevata da permettere la sommazione temporale delle singole contrazioni: tra 1 e 10 contrazioni al secondo si creano spasmi, tra 15 e 25 Hz contrazioni tetaniche incomplete, oltre i 45-50 Hz contrazioni tetaniche [38]. Maggiore è la frequenza, prima si incorre nella fatica, dato l'aumento del numero di contrazioni in un dato periodo di tempo; in contrasto le contrazioni tetaniche sono associate ad un maggior confort del soggetto ed ad una maggior forza prodotta.

Un problema in cui è possibile incorrere nell'utilizzo della stimolazione elettrica è la contrazione di muscoli diversi da quelli a cui la stimolazione è diretta.

Un primo caso consiste nella possibilità che durante la stimolazione superficiale di un muscolo, un fascio nervoso che innerva altri muscoli più a valle si trovi nel volume interessato dalla stimolazione, portando così alla contrazione dei muscoli da questo innervati. Un accurato posizionamento degli elettrodi dovrà essere effettuato per minimizzare questo problema.

Un secondo caso si ha quando la stimolazione porta sopra soglia un muscolo contiguo a quello a cui la stimolazione era diretta, provocando una contrazione indesiderata, per quanto più debole della primaria. Questo effetto è detto di *cross-talk*, ed è un problema, per esempio, nel caso si sia interessati all'analisi dell'attività mioelettrica di questo muscolo oppure in caso sia necessario isolare la contrazione di un muscolo di scarse dimensioni da quelli adiacenti, oppure in soggetti altamente ipotrofici, i cui arti hanno un diametro molto inferiore a quello di un soggetto normo-trofico.

Esistono altri due fenomeni che si ritiene vadano citati legati alla stimolazione elettrica, connessi alla generazione di potenziali nervosi in un fascio nervoso. Un caso è il cosiddetto riflesso H, che prende il nome da Paul Hoffmann che per primo lo studiò agli inizi del secolo scorso. Questo avviene quando viene stimolato un fascio nervoso in cui sono presenti anche fibre afferenti che originano dai fusi neuromuscolari e terminano nel midollo spinale con una sinapsi in contatto con un alfa-motoneurone. Se il potenziale d'azione generato riesce a far rilasciare quantità significative di un neurotrasmettitore a livello della sinapsi, viene a crearsi una depolarizzazione post-sinaptica del motoneurone, il quale farà partire potenziali d'azione nelle fibre efferenti, che produrranno una contrazione del muscolo. Dato che il diametro delle fibre afferenti è maggiore rispetto a quello delle fibre motorie, il riflesso H si osserva anche con parametri che non creano contrazione muscolare diretta; il riflesso H è molto più lento di quest'ultima, dato che il segnale deve risalire le fibre afferenti e ridiscendere lungo quelle efferenti [67]. Un secondo caso

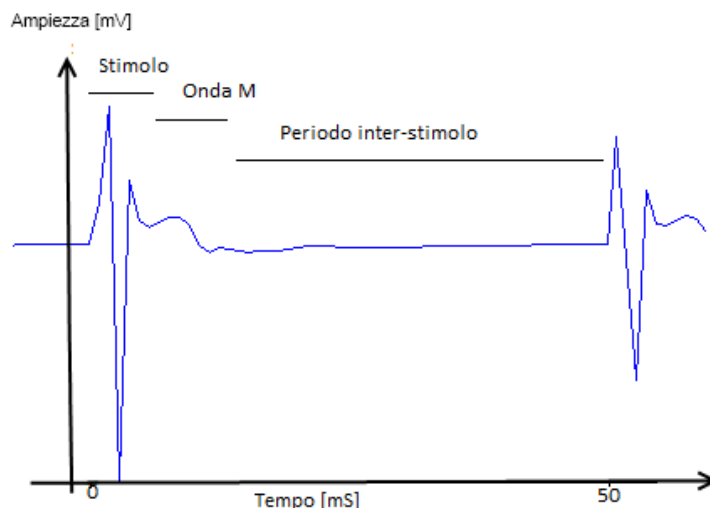


Figura 1.5: Esempio di segnale elettromiografico superficiale in presenza di stimolazione elettrica superficiale a 20 Hz. Si distinguono l'artefatto dovuto allo stimolo e il potenziale d'azione delle fibre contrattisi (onda M), e un tratto isopotenziale prima dello stimolo successivo.

si riferisce al fatto che quando si genera un potenziale d'azione in un assone tramite un campo elettrico applicato artificialmente si creano in realtà due treni di potenziali, uno in senso dromico, uno in senso antidromico. Questo fenomeno non avviene con PdA fisiologici per un fenomeno di iperpolarizzazione della membrana in direzione antidromica. La generazione di PdA antidromici nelle fibre efferenti motorie provoca la stimolazione dei motoneuroni da cui hanno origine portandoli in alcune situazioni sovrasoglia, facendo sì che inviino altri stimoli lungo la fibra stessa, provocando una contrazione nel muscolo che provoca nell'EMG la cosiddetta onda F. Dato che la probabilità che uno stimolo antidromico generi una contrazione oscilla tra 0 e 5%, questo fenomeno non influisce in modo significativo sulla contrazione di un muscolo sano [44].

### 1.3 La stimolazione elettrica e l'EMG

In figura 1.5 è riportato un esempio di EMG superficiale in caso di contemporanea stimolazione elettrica superficiale del muscolo. La caratteristica più evidente è l'impulso bifasico dato dalla stimolazione, maggiore di qualsiasi attività endogena del muscolo di uno o due ordini di grandezza. La contrazione indotta nelle fibre muscolari dalla stimolazione è quasi sincrona ed è all'origine della cosiddetta onda M, il cui inizio è immediatamente successivo o in parte sovrapposto all'artefatto

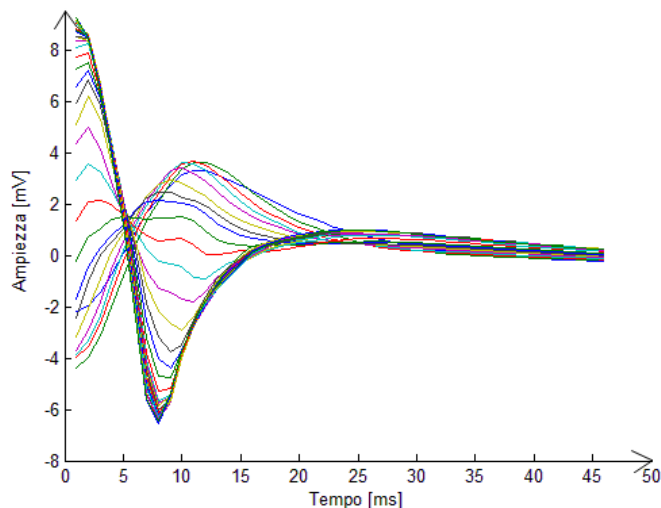


Figura 1.6: Ogni linea rappresenta un periodo inter-stimolo durante la flessione del gomito sul piano trasversale data da stimolazione del bicipite; il segnale è privato degli artefatti da stimolazione, per evidenziare l'onda M e la sua variabilità dovuta al movimento.

di stimolazione, e la cui lunghezza e ampiezza varia a seconda delle caratteristiche di stimolazione. Considerando una frequenza di stimolazione di 20 Hz, l'intervallo tra due stimolazioni è di 50 ms, l'artefatto di stimolazione dura circa 5 ms, l'onda M è ben evidente per circa altri 20 ms, pur potendo arrivare a occupare fino a tutta la durata inter-stimolo.

Pur mantenendo tutti i parametri di stimolazione fissi e la contrazione in condizioni isometriche, l'onda M varia le proprie caratteristiche nel tempo a causa della fatica. Questo fenomeno è stato utilizzato in letteratura per cercare di sviluppare indici estratti dall'onda M correlati al livello di fatica muscolare, per permettere al controllore della stimolazione di adattarsi al meglio all'insorgere di questo fenomeno. Dato che in generale emerge che l'onda M si allunga nel tempo all'aumentare della fatica, questo causa una contrazione del suo spettro. I parametri tradizionalmente utilizzati per misurare questo fenomeno sono la frequenza media (MNF) e la frequenza mediana (MDF) dello spettro, la velocità di conduzione delle fibre (CV), e una misura di ampiezza tra l'Average Rectified Value (ARV) o il Root Mean Square (RMS) [20]. La maggior parte degli studi presenti in letteratura trattano solamente il caso in cui la stimolazione avvenga in condizioni strettamente isometriche. In una contrazione anisometrica le caratteristiche dell'onda M cambiano insieme alla variazione della geometria generale, in particolare

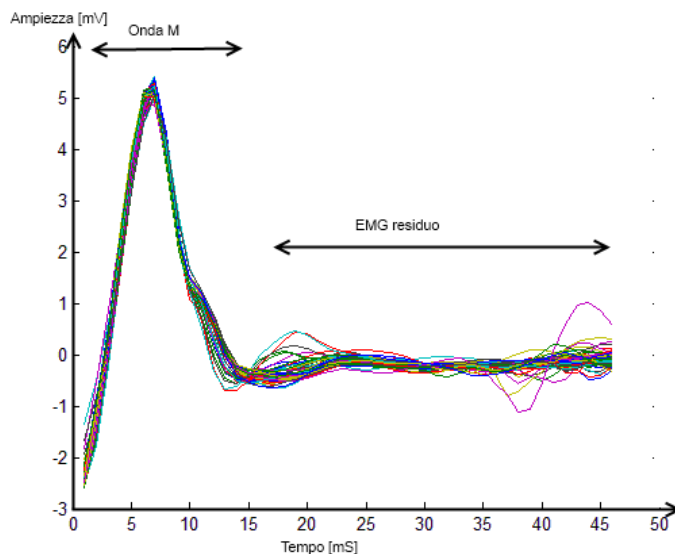


Figura 1.7: Diverse stimolazioni consecutive in contrazione isometrica, private dell'artefatto di stimolazione per evidenziare l'attività mioelettrica volontaria residua tra la fine dell'onda M e la stimolazione successiva.

della posizione degli elettrodi sulla superficie rispetto al muscolo e agli altri tessuti sottocutanei, da cui dipende quali e quante fibre si contraggano. In figura 1.6 si mostra il cambiamento di forma dell'onda M nel caso di flessione del gomito sul piano trasversale con stimolazione del bicipite a 20 Hz: ogni linea rappresenta un periodo inter-stimolo privato dell'artefatto da stimolazione ed è ben evidente il cambiamento di morfologia dell'onda M.

Poiché utilizzando elettrodi superficiali la stimolazione elettrica non riesce in muscoli di grandi dimensioni a stimolare che una parte delle fibre, un soggetto sano può controllare volontariamente le restanti. L'EMG generato da queste fibre è detto *residuo*, e come si può vedere in figura 1.7, appare sovrapposto all'onda M e al tratto successivo a questa, prima della stimolazione successiva. Si sarebbe tentati in molte applicazioni di considerare il segnale ottenuto una somma di un'attività mioelettrica registrata in assenza di stimolazione e degli artefatti di stimolazione e onda M che si registrano in assenza di attività volontaria. Questa è una approssimazione che verrà utilizzata in altre parti di questo elaborato, per motivazioni che saranno introdotte dove necessario, ma è fondamentalemente incorretta. In primo luogo le fibre stimulate artificialmente non collaborano alla formazione dell'EMG volontario, per cui il segnale EMG residuo sarà diverso da quello registrato senza stimolazione; una condizione limite è il caso in cui l'attività

volontaria sia così da bassa da assicurare un coinvolgimento delle sole fibre I e le correnti di stimolazione siano relativamente basse così da stimolare solo le fibre IIb, cosicchè i due fenomeni agiscano su unità motorie distinte [31]. Inoltre vanno considerati il riflesso H e l'onda F che insorgono con la stimolazione. Determinare con precisione quali siano le caratteristiche quantitative dell'EMG residuo non è generalmente possibile, poichè insorge il problema di separarlo dagli artifatti presenti senza deformato.

## 1.4 Applicazioni cliniche e terapeutiche della stimolazione elettrica

Le stimolazione elettrica viene usata nello studio delle proprietà fisiologiche del sistema neuromuscolare, nella diagnostica di problemi legati alla funzionalità delle giunzioni neuromuscolari e dei riflessi, all'eccitabilità dei motoneuroni, nervi e fibre muscolari. Inoltre è alla base di molte neuroprotesi: con questo termine si identifica uno strumento in grado di sostituire o supportare il legame pre-esistente tra il sistema nervoso centrale e il sistema muscolo-scheletrico nel caso in cui questo sia danneggiato. L'applicabilità della stimolazione elettrica in un soggetto è strettamente legata al fatto che sia preservata una sufficiente attività dei moto neuroni inferiori, da cui si dipanano gli assoni che innervano il muscolo di interesse [37]. Le situazioni patologiche in cui la stimolazione elettrica viene utilizzata per permettere la contrazione muscolare con finalità funzionali e/o riabilitative sono:

- un danno al tessuto cerebrale causato da traumi o accidenti al sistema cerebrovascolare (*ictus* o *stroke*); la tipologia e il range di sintomi dipende da quali aree cerebrali vengono danneggiate, ma la conseguenza più frequente tra chi sopravvive è l'emiparesi del lato controlaterale al danno. La ripresa parziale o totale delle funzionalità perdute non è dovuta alla guarigione del tessuto interessato direttamente, ma è addotta alla plasticità del cervello, nel quale avviene nel periodo successivo al fenomeno acuto una riorganizzazione che destina a nuove aree i compiti di quelle precedentemente lesionate. L'incidenza è di circa 70 casi su 100.000 persone l'anno [32], i 2/3 in soggetti di età superiore ai 65 anni.
- un'interruzione della continuità della spina dorsale per trauma o malattia, che isola le porzioni inferiori al danno dal controllo del Sistema Nervoso

Centrale; i pazienti sono definiti SCI (dall'acronimo inglese *Spinal Cord Injured*) e si classificano a seconda delle vertebre al cui livello è presente la lesione. L'epidemiologia di questa condizione è variabile nel mondo in virtù della sua origine traumatica; nel Nord America si calcolano 39 casi per milione, nell'Europa occidentale 15 casi per milione, in Australia 16 casi per milione [11].

- malattie neurodegenerative come:
  - Sclerosi Multipla: la più diffusa malattia infiammatoria autoimmune che provoca un processo di demielinizzazione in cui il sistema immunitario attacca e distrugge lo strato di materiale isolante (mielina) che ricopre i neuroni e garantisce la corretta propagazione degli impulsi nervosi. Può colpire qualsiasi punto del Sistema Nervoso Centrale, dando così sintomi neurologici diversi, tra i quali quelli che interessano il sistema muscolare sono atassia, astenia, spasticità, paralisi. La malattia presenta una distribuzione geografica non uniforme e l'incidenza tra diversi gruppi etnici varia, con i valori più alti tra le persone di origine europea; un valore medio di incidenza sulla popolazione generale è dello 0.1%. [7].
  - Sclerosi Laterale Amiotrofica, malattia degenerativa e progressiva del sistema nervoso che colpisce selettivamente i motoneuroni sia centrali - 1<sup>o</sup> motoneurone a livello della corteccia cerebrale, sia periferici - 2<sup>o</sup> motoneurone a livello del tronco encefalico e del midollo spinale. L'incidenza nella popolazione è circa di 6 casi su 100.000 persone. La malattia porta ad una progressiva ed inarrestabile perdita del controllo di quasi tutta o tutta la muscolatura, più frequentemente a partire da quella degli arti inferiori. L'incidenza nella popolazione è circa di 6 casi su 100.000 persone. [7]
  - Atassia di Friedreich, malattia genetica causata dalla mutazione recessiva di un gene coinvolto nel corretto funzionamento dei mitocondri, e che causa una degenerazione prima del midollo spinale e dei nervi periferici, che si espande a diverse aree del cervello. I sintomi motori conseguenti sono atassia e perdita di forza. I malati sono circa 1 su 50.000 persone, mentre i portatori sani del gene sono 1 su 110 [7].



L'incapacità immediata o progressiva di muovere porzioni estese del corpo comporta notevoli problemi al soggetto che la subisce, non solo conseguenti alla perdita di capacità di svolgere autonomamente un numero variabile di funzioni, ma anche per i danni collaterali che l'immobilità comporta al corpo: l'atrofizzazione muscolare causa anche problemi metabolici [35] e cardiaci [3], l'apparato scheletrico non più sottoposto ai carichi fisiologicamente indotti dall'attività muscolare perde progressivamente densità, facendo sì che il rischio di fratture arrivi in pazienti SCI a raddoppiare rispetto alla popolazione sana [64], la perdita di massa muscolare e l'inattività dovuta all'allettamento possono portare a ulcere superficiali di difficile guarigione con esiti anche mortali [27]. Questo chiarisce quale sia il bisogno di protocolli e tecnologie che siano in grado di migliorare la qualità di vita dei pazienti, permettendo loro di riacquistare alcune delle funzionalità perdute e nel contempo prevenire le numerose complicazioni secondarie. Quando la stimolazione elettrica viene utilizzata per restituire o mimare funzionalità perdute viene detta *funzionale*, o FES dall'acronimo inglese di *Functional Electrical Stimulation*.

La ricerca nel campo della FES si è indirizzata nello sviluppo di sistemi in grado di permettere di riacquistare funzionalità che coinvolgono gli arti inferiori quali la capacità di mantenere la posizione eretta (*standing*) [48], la deambulazione (*gait*) [29], o di effettuare esercizi fisici come la pedalata (*ciclying*) [19] [13]. Se anche gli arti superiori sono affetti da problemi, si è puntato a permettere al paziente di raggiungere un oggetto (*reaching*) e ad afferrarlo con la mano (*grasping*) [43], od ad effettuare esercizi di voga (*rowing*). Ancora, la stimolazione elettrica viene utilizzata per permettere il controllo degli sfinteri [28], dei muscoli coinvolti nella respirazione [4] e nella deglutizione [8]. Molti studi attestano quali siano le potenzialità in campo riabilitativo della Stimolazione Elettrica Funzionale, che è in grado attraverso alcuni degli esercizi citati di preservare o aumentare la massa muscolare, di permettere una rimineralizzazione ossea [24], di migliorare la guarigione di lesioni ulcerose [22].

Oltre a questi effetti sul sistema muscolo-scheletrico e sul derma, la stimolazione elettrica può rivelarsi utile nell'aiutare un soggetto a re-imparare ad eseguire determinati movimenti (*motor relearning*) a seguito di un danno al che ha lasciato il soggetto in condizioni di non poter eseguire volontariamente molti task motori in modo funzionale. Le terapie più tradizionali a cui sono sottoposti i pazienti *stroke* sono basate sull'assunto che l'esecuzione di movimenti ripetitivi, orientati all'esecuzione di un obiettivo e che non siano in partenza padroneggiati dal sog-

getto, inducano tramite uno sforzo cognitivo significativo un effetto di plasticità a lungo termine nelle mappe motorie, modificando la corteccia motoria. Dato che la stimolazione elettrica somministrata a nervi periferici attiva sia le strutture motorie sia le strutture sensoriali nel cervello, vi sono le basi perchè sia in grado di facilitare il *motor relearning* tramite vie corticali [50]. Vi sono anche indizi che combinare l'attività volontaria a quella stimolata possa facilitare questo obiettivo tramite un meccanismo spinale [53]. Questo induce a pensare che la stimolazione elettrica, in particolare quando associata ad uno sforzo volontario da parte del soggetto che lo coinvolga anche dal punto di vista cognitivo con movimenti possibilmente funzionali, possa avere effetti terapeutici migliori rispetto alle terapie passive più tradizionali [50].

## 1.5 Strategie di controllo per FES

Lo sviluppo di sistemi basati su FES in grado di permettere lo svolgimento di funzioni più o meno complesse tramite la stimolazione di uno o più gruppi muscolari, pone il problema di creare sistemi di controllo adatti, efficaci, sicuri, facili da utilizzare e il più possibile intuitivi per il paziente. Se infatti la neuroprotesi vuole essere funzionale, questa dovrà essere nel migliore dei casi attivata e controllata dal paziente stesso; la varietà di funzioni che possono essere svolte e l'ampio spettro di condizioni in cui versano i diversi pazienti che possono potenzialmente utilizzarle, fa sì che non esista un metodo ottimale universale, ma che un ampio spettro di tecnologie e segnali debbano essere indagati e ottimizzati per sfruttare al meglio le capacità residue dell'individuo come fonte di una metodologia di controllo. Tradizionalmente le fonti di segnali per il controllo sono: bottoni e interruttori, sensori di posizione come elettrogoniometri all'articolazione e accelerometri. Altre possibilità sono comandi vocali [36], attività respiratoria [26], movimenti oculari [56], ElettroEncefaloGramma [41].

Molto indagata è la possibilità di monitorare l'attività elettrica di uno o più muscoli controllati volontariamente dal paziente per fornire un controllo per muscoli paralizzati; questo è possibile soprattutto in caso di pazienti SCI in cui non è presente una degenerazione neuromuscolare estesa a tutto il corpo, ma esiste una ripartizione, pur non ben definita, tra muscoli perfettamente funzionanti superiori alla lesione, e muscoli non controllabili al di sotto di questa. Per esempio pazienti SCI C5/C6 mantengono un certo grado di controllo delle spalle ma per-

dono la capacità di utilizzare la mano per afferrare oggetti; diverse strategie sono state indagate, come la stimolazione dei muscoli deputati all'estensione delle dita che permettono l'apertura della mano alla contrazione del deltoide anteriore, e viceversa permettere la chiusura della mano e il conseguente grasping alla contrazione del deltoide posteriore [42], oppure lo sfruttamento di altri muscoli come lo sternocleidomastoideo [39].

Il controllo miografico cerca di sfruttare le residue capacità neuro-sensoriali del soggetto, risultando potenzialmente più semplice da usare e più naturale da imparare, rendendolo a fronte di un training adeguato più accettabile di altri metodi da parte del paziente.

## 1.6 L'EMG residuo e le applicazioni nel controllo di neuroprotesi

Questo elaborato si occupa di controllo miografico tramite EMG residuo, cioè della possibilità di controllare la stimolazione di un muscolo tramite la sua stessa attività volontaria. Questa modalità implica che il muscolo o i muscoli da stimolare debbano essere sotto controllo volontario almeno parziale, ma non abbiano una forza sufficiente a compiere un task o ad eseguirlo in modo funzionale, cosicché possano trarre vantaggio dalla stimolazione per incrementare la forza e assicurare il compimento dell'attività. Rispetto alle altre strategie di controllo disponibili, questo metodo è quello che si avvicina maggiormente al controllo naturale, con il paziente che controlla la stimolazione del muscolo tramite il muscolo stesso. La complessità di questo approccio consiste nello sviluppo di un algoritmo in grado di stimare dal segnale EMG superficiale l'attività volontaria residua, distinguendola da quella dovuta alla stimolazione; questo è particolarmente critico in muscoli in condizioni patologiche nei quali solo poche unità motorie vengono controllate, e dunque la dinamica dell'EMG è ridotta[45].

I lavori più interessanti che hanno sviluppato questo approccio sono del gruppo di Thorsen et al ([45], [59], [58], [60]) in cui gli autori hanno implementato un controllo mioelettrico continuo (detto anche proporzionale), in cui la relazione imposta tra stimolazione e l'ampiezza dell'EMG residuo del muscolo è una funzione monotona. Due diversi compiti motori sono stati considerati: in [60] i soggetti sono SCI C5/6 o pazienti post-ictus che mantengono la capacità di estendere il polso ma con forza ridotta e attività mioelettrica presente; l'obiettivo specifico è

quello di permettere o migliorare l'estensione del polso e/o la forza espressa dal pollice nell'afferrare, nel modo più accurato possibile. In [58] il fine è la correzione del *drop foot* tramite stimolazione del muscolo tibiale anteriore in pazienti che in seguito a lesione del midollo spinale o ictus non fossero in grado di dorsiflettere la caviglia durante il passo, ma con una residua attività mioelettrica del tibiale anteriore. In questi lavori il segnale EMG viene trattato tramite: filtro a pettine che sottrae ogni stimolazione alla precedente, blanking dei primi 20 ms di segnale per eliminare l'onda M, filtraggio passa-banda tra 100 e 300 Hz. Il valore di ARV o SVD viene calcolato dall'EMG così ottenuto per un tratto di 1.2 sec, e dopo sottrazione di un offset dato da rumore, adeguatamente moltiplicato per un guadagno forniva l'ampiezza di stimolazione. I risultati dei test di tracking e di forza mostrano che la metodologia permette di migliorare la capacità di controllare l'estensione del polso nei soggetti che avevano le più grandi difficoltà nell'eseguire naturalmente il movimento; entrambe le configurazioni hanno permesso performance migliori rispetto al controllo on/off. Le capacità di tracking, per quanto migliorate, non raggiungevano il livello di un sano e gli autori riportavano le seguenti motivazioni: il ridotto numero di unità motorie controllate rispetto ad un muscolo sano riduce il range dinamico di controllo, il peggioramento della performance nella fase di rilascio per effetti di isteresi e non linearità nella curva di reclutamento delle fibre muscolari, la mancanza della stimolazione del muscolo antagonista. Gli autori suggerivano dunque di considerare in future applicazioni la stimolazione del muscolo antagonista, oltre ad uno studio più accurato del metodo di trattamento del segnale per migliorare il rapporto segnale/rumore e all'investigazione dell'importanza del processo di apprendimento del paziente.

Nello studio riguardante la stimolazione del tibiale anteriore è stato valutato il momento dovuto alla dorsiflessione generato isometricamente, il quale è stato fornito al soggetto come feed-back visivo insieme ad un segnale sinusoidale: il soggetto viene istruito affinché tenti di modulare la contrazione del muscolo per fare avvicinare il più possibile le due curve. Questo test cerca di imitare il compito richiesto al muscolo durante il cammino, ma in condizioni notevolmente più semplici e controllabili di una vera e propria deambulazione. Gli autori hanno osservato l'aumento del momento prodotto con la stimolazione rispetto a quello prodotto autonomamente, con una capacità di seguire il test di tracking simile nei due casi. Tutti i soggetti coinvolti nello studio hanno provato il sistema per 2-4 volte, per cui non è stata valutata la possibilità che un adeguato training potesse

migliorare i risultati ottenuti.

Un diverso gruppo di lavoro ha studiato la possibilità di controllare l'estensione del polso a partire dall'attività muscolare residua degli estensori del polso [51]. Le differenze maggiori rispetto ai sistemi prima descritti consiste in un diverso metodo di filtraggio del segnale in entrata, basato solamente su un filtraggio in frequenza.

Una variante di questo approccio consiste nel controllo di un certo muscolo paralizzato tramite l'attività di un muscolo contiguo, sotto controllo volontario; la contiguità implica la presenza di cross-talking nel muscolo contratto dal soggetto, imponendo l'eliminazione degli artefatti da stimolazione dal segnale EMG superficiale. Un esempio è la possibilità di leggere l'attività dei muscoli estensori del polso, al fine di stimolare i muscoli estensori delle dita e del pollice (questi muscoli si trovano molto vicini tra loro sull'avambraccio), per permettere un rafforzamento della presa [59]:.

Un'altra applicazione è stata indagata da Gutta et al. ([17] e [18]): gli autori hanno sviluppato un sistema di deambulazione basato su FES al fine di integrare l'attività muscolare volontaria e stimolata per fornire un metodo naturale ed istintivo di controllo del cammino. In questo caso l'attività volontaria dei muscoli viene utilizzata per riconoscere se il soggetto stia compiendo un passo o voglia iniziare quello successivo; per rendere ciò possibile è necessario addestrare una rete di classificazione a cui sono dati in input gli EMG superficiali di 5 muscoli per gamba. Nell'articolo il paziente è uno SCI incompleto con impiantato un sistema di stimolazione che funziona a 20 Hz. Il trattamento del segnale miografico consiste nel blanking dei primi 20ms, filtraggio passabanda 20-500 Hz, rettificazione, filtraggio passabasso per ricavare l'involuppo dell'EMG. I valori vengono normalizzati rispetto al valore massimo di picco del segnale per ciascun muscolo.

## 1.7 Obiettivo del lavoro di tesi

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è lo sviluppo di un controllore per stimolazione elettrica basato sull'attività miografica residua del muscolo interessato dalla stimolazione. Questo controllore vuole essere applicato a soggetti aventi un deficit neuromuscolare tale per cui non siano in grado di portare a compimento un determinato task motorio in modo soddisfacente e autonomo, ma che mantengano una capacità residua di controllare almeno parzialmente la contrazione del gruppo muscolare di interesse e che possano ricevere beneficio dalla stimolazione elettrica.

Rispetto ad altri metodi di controllo utilizzati in questo ambito, quello in oggetto si pone l'obiettivo di sfruttare il più possibile le capacità residue del soggetto e di risultare quanto più naturale possibile, poichè la stimolazione del muscolo è indotta dall'attività del muscolo stesso. In particolare, se applicato a soggetti aventi un danno al sistema nervoso centrale (*stroke*), nell'ambito di un trattamento di riabilitazione, questo metodo di controllo potrebbe aiutare ad acquisire abilità motorie andate in parte o completamente perse a causa del danno subito, sfruttando il fenomeno della plasticità cerebrale. In particolare esso spinge il paziente a partecipare attivamente all'esercizio, compiendo uno specifico sforzo volontario per poter essere stimolato e compiere un movimento.

Acquisendo l'attività miografica di un muscolo mentre questo viene contemporaneamente stimolato, risulta necessario separare dal segnale quale sia la componente relativa all'attività volontaria dei muscoli dagli artefatti dovuti alla stimolazione e all'onda M indotta. Nell'ambito di questo lavoro di tesi si è voluto porre l'accento sulla necessità di indagare quale filtro sia ottimale nello svolgere questo compito: si ritiene infatti fondamentale per l'utilizzo del controllore determinare come si possa ottenere la stima più accurata possibile del livello di attività volontaria essendo disponibili in letteratura diversi algoritmi utilizzati allo scopo, ma nessuno studio di comparazione completo fra essi.

A posteriori rispetto all'ottimizzazione di questo algoritmo, ci si pone l'obiettivo di implementare via software il controllore propriamente detto, sviluppando contemporaneamente un protocollo per la determinazione dei parametri necessari al suo utilizzo. Dalla letteratura si è verificato che i sistemi di controllo studiati sono basati su una relazione proporzionale a tratti tra la stima dell'attività volontaria e la PW o la corrente di stimolazione, e si ritiene opportuno riproporre questa modalità nel presente lavoro di tesi.

Ci si pone l'obiettivo di effettuare test di validazione del controllore su soggetti sani, per verificarne il funzionamento e riscontrare eventuali problematiche. I risultati così ottenuti non sono tuttavia sufficienti a dimostrarne la fattibilità e utilità su un soggetto affetto da un deficit neuromuscolare, per questo ci si pone come obiettivo finale di effettuare un test con un paziente emiparetico.

Il metodo di controllo studiato può essere applicato a diversi gruppi muscolari per l'esecuzione di diversi movimenti, essendo di per sè molto generale, ma nel corso del lavoro si è scelto di concentrarsi sulla flessione del gomito, basata sulla stimolazione dei muscoli flessori (bicipite brachiale in particolare). Questo

movimento è parte essenziale della maggior parte dei task che coinvolgono l'arto superiore necessari ad un soggetto patologico a raggiungere un certo grado di indipendenza nelle attività quotidiane, come portare la mano alla bocca per mangiare o bere. Questo tipo di movimento fisiologicamente coinvolge anche l'articolazione del cingolo scapolare e un numero molto più alto di muscoli, rendendo molto complesso il controllo del task; per questo non si ritiene possibile valutare nell'ambito di questo lavoro la possibilità di controllare un movimento di questa complessità, ma si considerano task molto semplificati, quali la flessione estensione del gomito sul piano sagittale in presenza o meno di un carico. Il risultato che si vuole dimostrare è che un soggetto patologico riesca a controllare la stimolazione del bicipite brachiale con l'attività volontaria residua del muscolo in modo efficace, tale per cui con l'utilizzo del sistema sviluppato riesca a portare a compimento il task motorio con un miglioramento delle caratteristiche cinematiche riscontrate nel task svolto in assenza di stimolazione.

## 1.8 Descrizione del lavoro di tesi

Questo lavoro di tesi è organizzato in 5 capitoli: dopo un primo capitolo introduttivo sullo stato dell'arte, si prosegue nel capitolo 2 con la descrizione del setup sperimentale adottato per l'acquisizione dei segnali necessari sia agli studi preliminari riguardanti la scelta del filtro, sia allo sviluppo del controllore on-line.

L'analisi della letteratura a riguardo degli algoritmi utilizzati per la separazione dell'EMG volontario dagli artefatti da stimolazione rileva una mancanza di uniformità tra i diversi lavori, oltre alla mancanza di studi specifici che confrontino i diversi metodi di filtraggio. Per questo si è deciso di confrontare off-line nel modo più esaustivo possibile gli algoritmi utilizzati per lo scopo presenti in letteratura, per determinare quale o quali tra questi fornisca i risultati migliori. Il capitolo 3 nel presente lavoro di tesi tratta estensivamente la questione.

A valle della scelta dell'algoritmo, è stato implementato un suo utilizzo in modalità on-line per fornire il segnale in ingresso ad un controllore per stimolazione: nel capitolo 4 si procede alla descrizione dell'implementazione dell'algoritmo, si descrive il controllore per stimolazione scelto, il protocollo identificato per stabilirne i parametri, e i risultati preliminari su soggetti sani e su un soggetto emiparetico.

Infine nel capitolo 5 si presentano le conclusioni e i possibili sviluppi futuri.

# Capitolo 2

## Descrizione del set-up sperimentale

Per la realizzazione del presente lavoro di tesi si è reso necessario l'utilizzo di un setup sperimentale sia per l'acquisizione dei segnali utilizzati per svolgere l'analisi off-line necessaria all'individuazione del filtro ottimo (cft capitolo 3), sia per la validazione su soggetti del sistema di controllo della stimolazione sviluppato (cft capitolo4). Poichè i setup utilizzati sono nel loro complesso sovrapponibili, se ne descrivono le componenti in questo capitolo.

Le componenti principali dei setup sperimentali sono:

- stimolatore elettrico
- poligrafo
- personal computer
- elettrogoniometro
- cella di carico
- esoscheletro per arto superiore
- elettrodi per stimolazione elettrica superficiale ed elettrodi per EMG.

Una rappresentazione schematica dell'interazioni tra le componenti fondamentali è fornita in figura 2.1.

### 2.1 Elettrostimolatore

La stimolazione elettrica dei muscoli è stata effettuata tramite stimolatore RehaStim (Hasomed, GmbH, Magdeburg, Germania). Lo stimolatore è fornito di



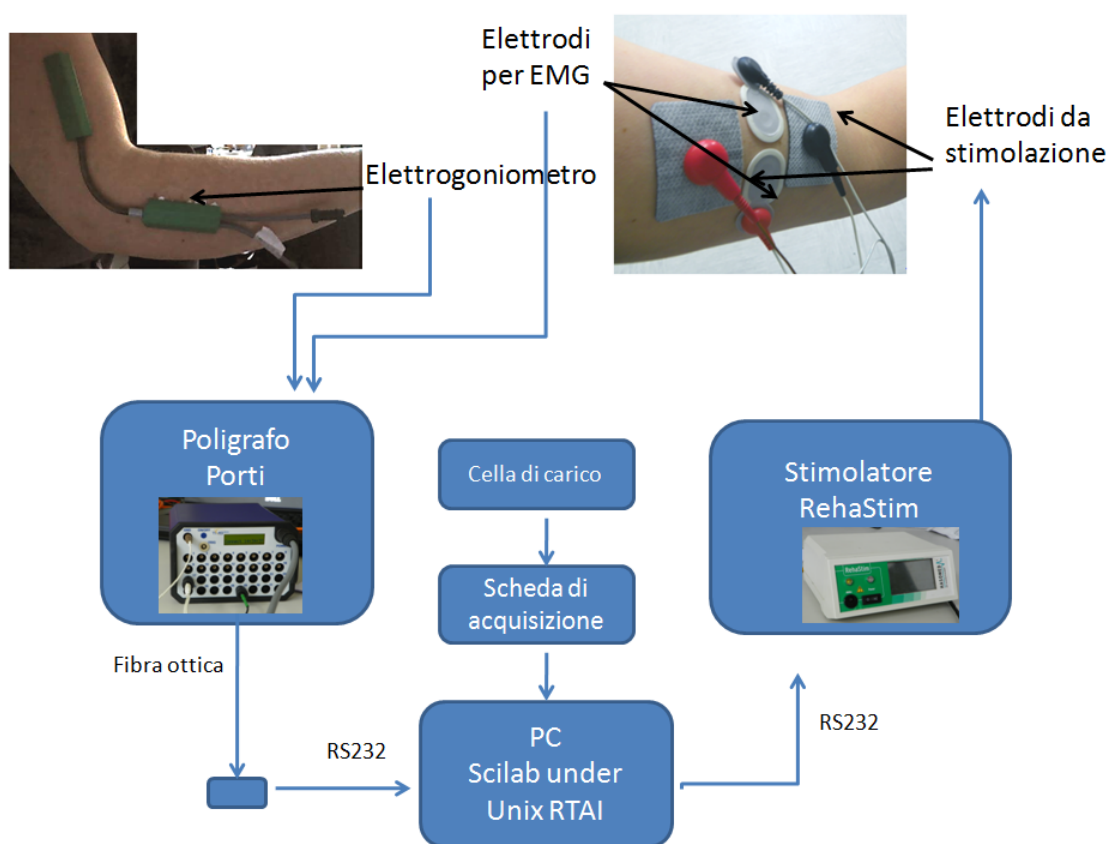


Figura 2.1: Rappresentazione schematica del setup sperimentale

8 canali controllati in corrente in grado di fornire impulsi bifasici bilanciati fino ad un massimo di 126 mA di corrente, con una pulse-width tra i 20 e 500  $\mu$ s e con una frequenza tra i 1 a 140 Hz. Le caratteristiche della stimolazione possono essere impostate e variate da un personal computer connesso allo strumento via interfaccia USB. Queste caratteristiche garantiscono la flessibilità necessaria alle esigenze nella ricerca nel campo della FES. Gli elettrodi da stimolazione utilizzati su sani sono: ELJ 30R8/48X484 (I-Tech Medical Division, I.A.C.E.R. Srl, Italia), circolari di diametro 30mm o rettangolari di dimensioni 48x48mm.

## 2.2 Poligrafo

Il segnale elettromiografico e dell'elettrogoniometro descritto nella sezione sono stati rilevato tramite il sistema Porti<sup>TM</sup> (Twente Medical System International, Twente, Netherlands), un poligrafo sviluppato per l'acquisizione di segnali quali ECG, EMG, EEG. Il modello utilizzato prevede 32 canali di acquisizione, di cui 12 monopolari, 16 bipolari più 4 canali per segnali ausiliari, che permettono la gestione di ulteriori sensori esterni.

Le caratteristiche tecniche dei canali bipolari utilizzati sono:

- rumore inferiore a 2  $\mu$ Vpp (picco-picco) a 128 Hz
- guadagno 20x
- impedenza d'ingresso maggiore di  $10^{12}$   $\Omega$
- range del modo comune d'ingresso tra -2V e +2V
- Common Mode Rejection Ratio > 100 dB.

Il campionamento dei segnali avviene con ADC propria per ogni canale mono e bipolare, con risoluzione di 22 bit, che misurando in un range di  $\pm 3$  V forniscono un valore teorico di 71.526 nV tra due livelli di quantizzazione adiacenti. La frequenza massima di campionamento è di 2048 Hz, ma è possibile impostare una frequenza di campionamento sottomultipla (1024 Hz, 512 Hz, etc). Il segnale viene filtrato passa - basso con un filtro FIR digitale all'interno dell'ADC con una frequenza di taglio di  $0.27 \cdot f_s$  (con  $f_s$ : frequenza di campionamento) per evitare aliasing; lo strumento non effettua nessun filtraggio passa-alto.

Le fonti di rumore più critiche per la misura dell'EMG sono: artefatti da movimento tra elettrodo e pelle e interferenza di rete, sia presente nel corpo, sia nei cavi. L'alta impedenza di ingresso e l'altro CMRR garantiscono che l'eliminazione del modo comune, cioè delle interferenze comuni ai due elettrodi, mentre i cavi utilizzati tra elettrodo e strumento hanno una schermatura attiva, pilotata da un amplificatore che riceve il segnale proveniente dall'elettrodo, in modo da annullare l'accoppiamento capacitivo tra il cavo e il mondo esterno. Per garantire il minor rumore possibile nella trasmissione del dato verso il PC, questa avviene in parte tramite cavo a fibra ottica, che garantisce un bit rate di 7.168 Mbit/s; il segnale da fibra ottica viene convertito in segnale elettrico per permettere la connessione ad un pc tramite porta USB. Gli elettrodi utilizzati sono elettrodi monouso con gel Ag/AgCl Ambu® Blue Sensor N (Ambu A/S, Ballerup, Danimarca) per ECG/EEG/EMG.

## 2.3 Elettrogoniometri

Qualora si renda necessaria la valutazione del grado di flessione ed estensione del gomito nell'arco di un esercizio, è stato utilizzato un elettrogoniometro SF (Biometrics LTD, Cwmfelinfach, Regno Unito), in grado di misurare tramite due uscite distinte angoli in 2 piani di movimento tra loro normali. Il sensore è basato su strain gauges, ha un'accuratezza di  $\pm 2^\circ$  su  $90^\circ$ , una ripetibilità di  $1^\circ$  su  $90^\circ$  e una vita media di 600000 cicli. Lo strumento è sufficientemente lineare da poter essere calibrato con 2 soli punti. Questo strumento ha anche un'eccellente stabilità, data la leggerezza e la flessibilità che permettono di misurare l'angolo a livello di una articolazione senza influenzare il movimento dell'arto. Non permette di misurare la torsione (per esempio del gomito). Per semplificare l'attrezzatura ed evitare l'aggiunta di una scheda esterna per la conversione analogico-digitale, le uscite del goniometro, una per asse, possono essere fornite come ingressi ausiliari al poligrafo.

## 2.4 Cella di carico

In caso fossero necessarie misure di forza, si è ricorso ad una cella di carico modello L2353/100LBS (Tekkal, Milano, Italia), con struttura ad S, sensibilità nominale 2 mV/V a fondo scala con caratteristiche di linearità, isteresi, ripetibilità dello 0.05%

a fondo scala. Il segnale è stato acquisito tramite scheda di acquisizione DAQ (National Instrument, Austin, Texas, USA), non essendo possibile interfacciare lo strumento con il poligrafo.

## 2.5 Esoscheletro per arto superiore

In alcuni casi si è reso necessaria l'esecuzione di movimenti confinati e il più possibile ripetibili, tali per cui alcuni gradi di libertà dell'arto superiore dovessero risultare bloccati. Per questo ci si è avvalsi di un esoscheletro passivo per l'arto superiore denominato Armeo® Spring (Hocoma, Zurigo, Svizzera) il quale è in grado di annullare la spinta gravitazionale del braccio, supportandone il peso.

I robot utilizzati per riabilitazione ad esoscheletro hanno una struttura che si rifà all'anatomia umana, nel caso di nostro interesse dell'arto superiore: gli assi di rotazione del supporto corrispondono agli assi di rotazione della struttura scheletrica umana, e di conseguenza il braccio può essere connesso all'esoscheletro in diversi punti.

Armeo® Spring supporta i seguenti gradi di libertà, che possono essere bloccati in caso di necessità:

- flessione-estensione del polso;
- pronazione-supinazione nell'avambraccio;
- flessione-estensione del gomito;
- flessione-estensione, rotazione interna - esterna, abduzione-adduzione orizzontale della spalla.

La finalità dell'esoscheletro è quella di stabilizzare l'arto e sostenerne il peso, controbilanciando la forza gravitazionale: questo strumento è utilizzato in clinica per la riabilitazione dell'arto superiore per il trattamento di soggetti con deficit neuromuscolari ed è finalizzato a facilitare la ripresa delle funzioni motorie, migliorare la coordinazione dei movimenti, imparare nuove strategie motorie e migliorare le complicazioni secondarie quali l'atrofia muscolare, l'osteoporosi e la spasticità [48].

## 2.6 Personal Computer e software

La strumentazione utilizzata viene gestita da un Personal Computer che da un lato permette di settare i parametri della stimolazione, dall'altro permette il condizionamento, la visualizzazione e la memorizzazione dei segnali in ingresso dal poligrafo e eventuale altri sensori.

Un personal computer che controlli della strumentazione deve poter gestire l'Hard Real Time (HRT), deve cioè essere in grado di eseguire date operazioni entro un vincolo temporale fisso, senza possibilità di eccezioni. Al contrario i sistemi operativi comunemente usati, commerciali come Windows o liberi come quelli creati a partire dagli standard GNU/Linux, sono basati su Soft Real Time, che non garantisce l'esecuzione di task in intervalli certi. Esistono sistemi operativi creati specificatamente per essere in grado di gestire le specifiche dell'HRT, o in alternativa esistono applicazioni in grado di forzare un sistema operativo a rispettare queste specifiche. Il PC utilizzato nel setup sperimentale è dotato di sistema operativo Ubuntu (Canonical Ltd), con RTAI, Real Time Application Interface (sviluppato dal Dipartimento di Aeronautica del Politecnico di Milano), che introduce un nuovo kernel che esegue il sistema operativo come un task a priorità più bassa e privo della capacità di disabilitare le interrupt, e rende così il computer in grado di funzionare in modalità Hard Real Time.

Il software utilizzato per gestire la strumentazione è Scilab/Scicos, software open-source per il calcolo numerico sviluppato da INRIA (Institut national de recherche en informatique et en automatique, Istituto nazionale per la ricerca nell'informatica e nell'automazione francese). Di fatto è una delle alternative open-source a Matlab/Simulink®), e la sintassi del linguaggio di programmazione è molto simile. In particolare è stato utilizzato Scicos, che è per Scilab l'equivalente di Simulink® per Matlab®, cioè un modellatore e simulatore di sistemi dinamici a tempo continuo e discreto, tramite il quale è possibile creare diagrammi a blocchi per la gestione, visualizzazione, condizionamento, memorizzazione e analisi in tempo reale dei dati. Un esempio di un diagramma a blocchi utilizzato nel corso di questo lavoro di tesi è presentato in figura 2.2. I blocchi utilizzabili per costruire diagrammi in Scicos posso essere creati dall'utente secondo le proprie esigenze in linguaggio C/C++, Fortran o in linguaggio Scilab, ma molti blocchi con funzionalità di base sono presenti nel programma stesso o in toolbox creati da enti di ricerca. In particolare nell'ambito di questa tesi sono stati utilizzati

RTAI-lab, che fornisce blocchi appositamente ideati per essere utilizzati in Hard Real Time con RTAI, e HART (Hardware Access in Real-Time). Alcuni blocchi utilizzati, inoltre, erano stati precedentemente creati dal gruppo di lavoro per l'utilizzo in vari altri progetti di ricerca. Dopo aver creato un diagramma di Scicos, questo può essere compilato per ricavare un file eseguibile.

La visualizzazione in tempo reale dei segnali acquisiti e/o elaborati, nonché la memorizzazione degli stessi, è permessa da QRtaiLab, un'interfaccia grafica creata per RTAI. Oltre a funzionare come oscilloscopio virtuale, il software permette la variazione di parametri del modello Scicos eseguito, aumentando l'interattività con il programma.

Il fatto che il PC venga utilizzato per controllare la stimolazione elettrica, che può essere mal tollerata dal soggetto in talune circostanze, rende utile l'utilizzo di un device separato per permettere all'operatore o al soggetto di avviare e fermare la stimolazione nel modo più intuitivo e veloce possibile. In molti casi si è integrato nel codice l'utilizzo di PowerMate (Griffin Technology, Nashville, USA), che si presenta come una manopola da premere (per accendere/spegnere la stimolazione per esempio) o da ruotare (per variare in modo continuo il valore di una variabile) connessa al computer tramite USB.

## 2.7 Posizionamento degli elettrodi da stimolazione e miografia

Data la necessità di registrare il segnale EMG da un muscolo che viene contemporaneamente stimolato, si devono posizionare almeno due coppie di elettrodi sul muscolo interessato, una di elettrodi da stimolazione, una di elettrodi per elettromiografia. La disposizione scelta ha il fine di massimizzare sia l'ampiezza dell'EMG, che è massima se misurata sulla porzione centrale del muscolo, che l'efficacia della stimolazione, che dipende dalla posizione degli elettrodi e dalla loro dimensione.

Seguendo le indicazioni del progetto SENIAM per il posizionamento degli elettrodi per il bicipite brachiale, questi sono stati disposti sulla linea tra il margine mediale dell'acromion e la fossa del gomito, ad un terzo da quest'ultima ([55]). Le indicazioni suggeriscono di posizionare gli elettrodi lungo la medesima linea, ma dato che ciò obbligherebbe a spostare gli elettrodi da stimolazione verso la porzione distale del muscolo o a ridurne le dimensioni, gli elettrodi sono stati

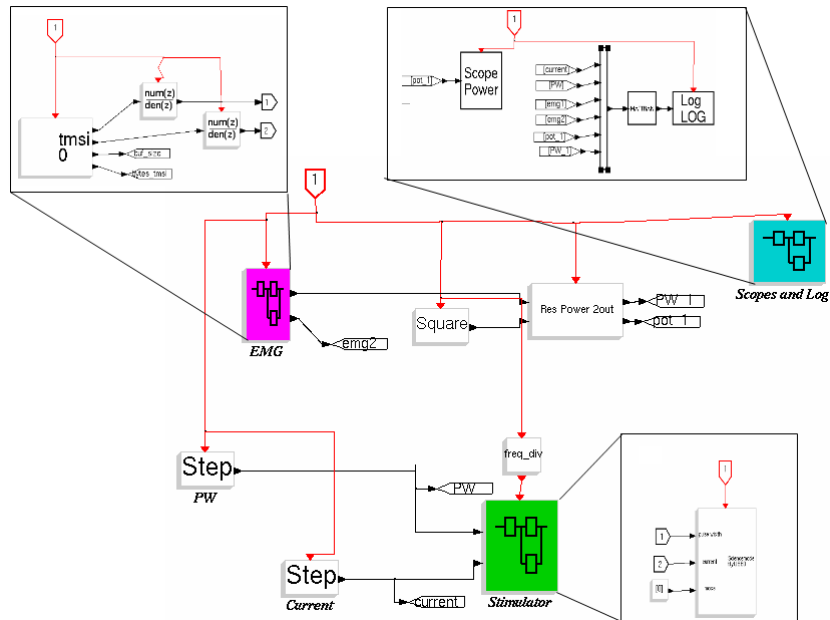


Figura 2.2: Esempio di diagramma a blocchi in Scicos, che gestisce l'acquisizione, il filtraggio e l'elaborazione dell'EMG, il controllo della stimolazione a PW e corrente costante, la memorizzazione dei dati. Le frecce in rosso sono le linee di clock, quelle in nero le linee per i dati.

disposti perpendicolarmente rispetto alla linea indicata. A priori del posizionamento, la pelle viene pulita con alcol al fine di migliorare l'accoppiamento elettrico tra elettrodo e pelle. Gli elettrodi da stimolazione sono poi aggiunti a quelli di stimolazione distalmente a questi. Se la dimensione degli elettrodi da EMG è fissa, quella degli elettrodi da stimolazione può essere variata a seconda dell'anatomia del soggetto, nel tentativo di massimizzarne la dimensione: un elettrodo a superficie maggiore, a parità di condizioni di stimolazione, risulta in una stimolazione meno fastidiosa per il soggetto ed in una contrazione più efficace. Un elettrodo troppo grande, che risulti così in posizione troppo distale o laterale rispetto alla posizione del muscolo, potrebbe portare all'eccitazione di fasci nervosi diretti in muscoli più a valle, o nella stimolazione di muscoli adiacenti, e potenzialmente in una stimolazione poco efficace del muscolo di interesse. In figura 2.1 si può vedere un esempio di posizionamento degli elettrodi nel caso di un bicipite breachiale in un soggetto sano.

## Capitolo 3

# Algoritmi per l'estrazione dell'attività mioelettrica volontaria durante stimolazione elettrica

In questo capitolo si descrivono e comparano diversi algoritmi per l'estrazione dal segnale EMG superficiale della componente volontaria presente durante la contemporanea stimolazione elettrica di un muscolo, separandola dagli artefatti e dalle onde M presenti nel segnale.

Se un soggetto attiva volontariamente un muscolo mentre questo viene stimolato elettricamente, e si considera il segnale EMG superficiale misurato tra due elettrodi in corrispondenza del muscolo stesso, il rapporto segnale (EMG volontario) su rumore (artefatti e onda M) è particolarmente basso: in letteratura si riporta genericamente che nella situazione più sfavorevole questo rapporto segnale/rumore sia indicativamente -32dB [52].

L'analisi della letteratura disponibile riguardante quali algoritmi vengano utilizzati per questo scopo ha rivelato l'esistenza di un buon interesse delle comunità scientifica nei confronti di questo problema anche negli ultimi anni, unita ad una sostanziale mancanza di un *golden standard* applicativo. Nel presente lavoro sono stati presi in considerazione diversi algoritmi: alcuni sono stati effettivamente implementati come input del segnale da fornire ad un controllore per FES ([58], [60], [59], [51]), mentre di altri gli autori riportano solamente uno studio di fattibilità teorico ([52], [65], [30],[57]). Dall'analisi della letteratura è risultato mancare un lavoro completo che analizzasse ogni algoritmo e determinasse quale o quali tra quelli proposti abbia la migliore prestazione, ed in quali condizioni. Per questi motivi si è deciso di portare avanti un'analisi il più completa possibile per giusti-



### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

care la scelta finale di quale filtro implementare, al fine di utilizzare la sua uscita come segnale di ingresso di un controllore per stimolazione elettrica.

Il primo passo consiste nel cercare nella letteratura disponibile quali siano gli algoritmi utilizzati, con quali specifiche, ed in quali condizioni. Il risultato di questa analisi ha portato all'individuazione di 6 algoritmi, che sono discussi approfonditamente nella sezione 1 di questo capitolo.

Successivamente i filtri sono stati implementati in Matlab<sup>®</sup> (The Matworks, Natick, Massachusetts, USA) per poter condurre un'analisi off-line per determinare quale algoritmo si avvicini maggiormente al filtro ottimo. Il filtro ottimo idealmente elimina dal segnale in ingresso tutta la componente dovuta all'onda M, senza deformare l'EMG volontario; in altri termini dovrebbe garantire:

- il mantenimento della potenza del segnale EMG volontario presente nel segnale di ingresso nel segnale in uscita;
- la cancellazione nell'uscita della potenza dovuta all'onda M presenti nel segnale di ingresso;
- la minimizzazione della distorsione tra l'EMG residuo presente in entrata e quello in uscita.

Risulta evidente come la valutazione di ognuna di queste caratteristiche possa essere svolta solamente in presenza di un metodo in grado di ottenere separatamente due segnali, uno contenente artefatti e onde M e uno contenente solo EMG volontario: in questo modo si potrebbe confrontare la potenza e la morfologia di quest'ultimo segnale con quella del segnale completo adeguatamente filtrato. Non vi è nessun metodo diretto in grado di fare ciò, poichè stimolando elettricamente il muscolo si ottiene solamente un segnale avente entrambi i contributi che non sono immediatamente separabili; inoltre non esiste un algoritmo di riferimento da considerarsi come ottimo a cui raffrontare gli altri. Per questo si devono introdurre delle semplificazioni, simulando separatamente nel modo più realistico possibile il segnale contenente gli artefatti e le onde M e il segnale contenente l'EMG residuo, sovrapponendoli per ottenere il segnale completo da analizzare tramite i filtri. L'output così ottenuto sarà confrontabile direttamente con il segnale simulato contenente la sola attività volontaria, così da stabilire quale filtro sia migliore nel mantenerne potenza e morfologia. Per rendere realistiche le simulazioni è stato necessario realizzare degli esperimenti per effettuare una raccolta dati da soggetti

sani. Il setup sperimentale utilizzato è stato descritto precedentemente nel capitolo 2. Le modalità con le quali sono stati simulati i dati per le acquisizioni sono discusse nella sezione 2 di questo capitolo.

La valutazione quantitativa delle prestazioni dei filtri è affidata all'analisi statistica di una serie di introdotti in sezione 3: oltre alle caratteristiche sopracitate, sono state valutate altre caratteristiche derivabili dai segnali reali, quali:

- la capacità dei filtri di riconoscere la mancanza di attività volontaria, cioè di dare in output un segnale di potenza minima in caso di stimolazione di un muscolo rilassato;
- la presenza di una correlazione tra output del filtro e forza prodotta dal muscolo volontariamente in aggiunta a quella dovuta alla stimolazione, correlazione normalmente presente tra EMG e forza in assenza di stimolazione;
- costo computazionale minimo, che permetta la successiva applicazione in tempo reale degli algoritmi.

I risultati sono presentati e analizzati nella sezione 4, a valle della quale si giustificherà la scelta effettuata.

### 3.1 Algoritmi di filtraggio

Gli algoritmi esposti a seguire si possono utilizzare o considerando il segnale privato del solo artefatto da stimolazione (da qui in poi detto *segnale totale*), oppure eliminando anche il primo tratto successivo allo stimolo, nel quali è concentrata la maggior parte della potenza associata all'onda M (detto *segnale finestrato*). In nessun caso si è considerato il tratto della durata di 5 ms contenente l'artefatto da stimolazione, non ritenendo di poter isolare alcuna informazione utile da un tratto così esiguo ed essendo questo artefatto fino a 2 ordini di grandezza superiore all'attività mioelettrica volontaria. Se si sceglie di considerare la modalità finestrata, è importante segnalare che ciò non elimina l'onda M totalmente, anche se migliora il rapporto segnale / rumore; la controindicazione principale è che in questo modo si diminuisce la frazione di segnale potenzialmente utile. Poichè la lunghezza di un'onda M cambia a seconda di diverse variabili quali i parametri di stimolazione, la posizione relativa tra elettrodi e fibre muscolari, la fatica, non è possibile definire a priori con precisione quale sia la lunghezza ottimale del tratto

da eliminare; il compromesso scelto è stato di considerare solo gli ultimi 25 ms nel caso di segnale finestrato.

### 3.1.1 Filtro a pettine

Per filtro a pettine si intende un filtro FIR che sottrae ad ogni tratto di segnale compreso tra due stimoli successivi il medesimo tratto riferito allo stimolo immediatamente precedente a questo. In formula:

$$y(n) = \frac{x(n) - x(n - m)}{\sqrt{2}}$$

dato  $x(n)$  il segnale di input,  $y(n)$  l'output del filtro,  $m$  il numero di campioni intercorrenti tra due stimoli (per esempio,  $m=50$  se la stimolazione è compiuta a 20 Hz e il segnale è campionato a 1 kHz). La divisione per radice di due è necessaria per non modificare la potenza del segnale di uscita.

L'utilizzo di questo filtro è giustificato sulla base del fatto che se la stimolazione è effettuata a frequenze sotto-multiplo dei 50 Hz (25 Hz o 16.7 Hz sono le uniche frequenze che ricadano nell'intervallo accettabile per la stimolazione) esso è in grado di eliminare il rumore di rete e le sue armoniche che contaminano il segnale, oltre alle armoniche della stimolazione stessa [23].

Se si ipotizzasse che l'onda M non abbia modifiche sostanziali tra due stimoli successivi, questo metodo si potrebbe definire ottimale: il segnale EMG sovrapposto è considerato un segnale stocastico a media nulla e la sua ampiezza e deviazione standard non verrebbero alterate da una sottrazione con un segnale con le medesime caratteristiche. Di fatto l'ipotesi che l'onda M precedente sia uguale alla successiva è accettabile solo in condizioni di perfetta isometricità, in caso in cui non vengano mai cambiati i parametri di stimolazione, se la contrazione del muscolo è costante e se questo non risulta affaticato, dunque non in applicazioni funzionali. Utilizzando questo filtro si potrebbe comunque assumere che la miglior stima di una onda M, sia l'onda M a questa precedente, la qual cosa va necessariamente verificata. Il filtro è stato utilizzato dal gruppo del Dr Thorsen ([59], [58], [60]) per applicazioni precedentemente descritte (cft capitolo 1), anche accoppiato con un successivo filtro passa banda tra 100 e 300 Hz. Due ulteriori lavori hanno valutato le prestazioni ottenute da questo algoritmo. Il primo si è concentrato sull'analisi di quale configurazione spaziale degli elettrodi per EMG rispetto a quelli di stimolazione sia meglio utilizzare, ma analizza anche quale

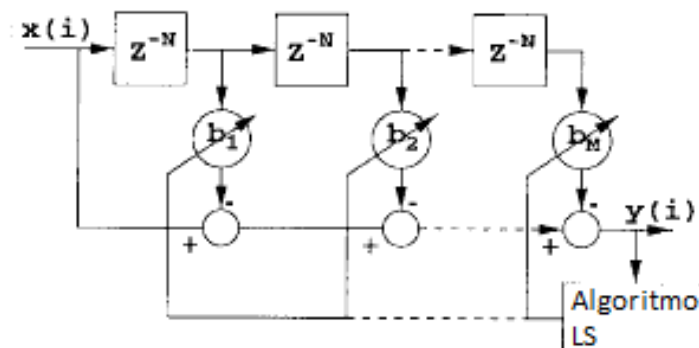


Figura 3.1: Rappresentazione schematica del funzionamento di un filtro adattivo: il segnale  $x(i)$  viene sottratto ad un segnale creato dai campioni precedenti del segnale stesso  $x(i-j)$  con  $j=1,2,\dots,M$  moltiplicati per i coefficienti  $b_j$ : la differenza ottenuta è  $y(i)$  che costituisce sia l'uscita del filtro nel suo complesso, sia l'ingresso di un algoritmo che modifica ad ogni interazione i valori di  $b_j$  per minimizzare  $y(i)$ .

sia la migliore frequenza di stimolazione tra 16.7 Hz e 25 Hz, concludendo che quest'ultima sia quella che dia i risultati migliori, e se il filtro sia più o meno efficiente con o senza finestra di blanking di 20 ms, arrivando a stabilire che il blanking sia nettamente preferibile [23]. Un secondo lavoro dimostra che il filtro ottiene le prestazioni migliori nel caso in cui sia applicato con una finestra di blanking per i primi 25 ms e il segnale in uscita viene normalizzato con il valore di picco dell'EMG ricavato da prove di massima contrazione volontaria in assenza di stimolazione [30].

### 3.1.2 Filtro adattivo con criterio ai minimi quadrati

Sennels et al propongono l'utilizzo di un filtro adattivo con criterio ai minimi quadrati per stimare l'onda M di una stimolazione a partire da N stimolazioni precedenti [52]. La formulazione più generica di un filtro adattivo prevede la presenza, oltre dell'input, di un segnale di riferimento (detto desiderato) correlato in qualche modo ad uno dei componenti che costituiscono il segnale di input: il compito del filtro consiste nel calcolare un vettore di pesi da combinare linearmente con il segnale di ingresso per minimizzare la differenza tra input e il riferimento, in modo da isolare quale parte del segnale desiderato sia presente nell'input.

Nel caso considerato non è possibile ottenere un segnale che contenga solo onda M o solo l'EMG del muscolo, per cui la configurazione utilizzata prevede di stimare l'onda M con un filtro AutoRegressivo (AR), cioè basato su N precedenti ingressi

CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ  
MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

al filtro, i cui coefficienti sono stimati tramite algoritmo ai minimi quadrati per minimizzare la differenza tra il segnale stimato e quello effettivamente ottenuto. Questa differenza costituisce anche l'output del filtro e l'ingresso dell'algoritmo che calcola i pesi. Una rappresentazione schematica del funzionamento del filtro è fornita in figura 3.1.

Il segnale di input  $x(n)$  è considerato come  $x(n)=m(n) + v(n)$ , con  $m(n)$  l'onda M e di  $v(n)$  l'EMG volontario, considerato come rumore gaussiano a banda limitata. L'uscita del filtro in formule è:

$$y(n) = x(n) - \sum_{j=1}^M b_j x(n - jN)$$

in cui  $y(n)$  l'output del filtro,  $b$  il vettore contenente gli M coefficienti del filtro AR,  $x(n)$  l'input,  $N$  il numero di campioni del segnale interstimolo considerati,  $M$  il numero di periodi interstimolo considerati per la stima. I coefficienti in  $b$  sono calcolati dopo ogni nuovo stimolo, e vengono calcolati tramite algoritmo ai minimi quadrati (o Least Mean Square Algorithm, LMSA), il quale minimizza una funzione di costo, in questo caso il quadrato della differenza tra stima e effettivo segnale, tramite metodo della discesa del gradiente [10].

L'algoritmo, in altre parole, minimizza la potenza della stima di  $y(n)$  rispetto ai coefficienti del filtro; questo minimo si trova ponendo a zero della seguente espressione

$$\frac{d}{db_j} \left( \sum_{n=-N+1}^0 y(n)^2 \right) = \frac{d}{db_j} (y_0 y_0^T)$$

per  $j=1 \dots M$ .

Si può dimostrare che questa funzione abbia un solo minimo e di conseguenza un'unica soluzione ottima, la quale è, espressa in formulazione matriciale:

$$\Phi b = \Theta \Leftrightarrow b = \Phi^{-1} \Theta$$

dove

$$\Phi = \begin{bmatrix} \phi_{1,1} & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & \phi_{M,M} \end{bmatrix}$$

$$b = [b_1 \quad b_2 \quad b_2 \quad \cdots \quad b_M]$$

CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ  
MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

$$\Theta = [\phi_1 \quad \phi_2 \quad \phi_3 \quad \cdots \quad \phi_M]$$

$$\phi_{r,s} = \sum_{i=-N+1}^0 x(i-rN)x(i-sN).$$

Assumendo che il filtro elimini completamente l'onda M e l'uscita del filtro sia costituita da solo EMG volontario, e sia considerabile come rumore Gaussiano a banda limitata, la potenza del segnale in uscita è data da

$$P_{out} = P_0 + \sum_{j=1}^M b_j^2 P_j$$

con  $P_j$  potenza dell'EMG volontario nel j-esimo tratto inter-stimolo. Assumendo che nel M+1 periodi inter-stimolo la potenza sia costante, è opportuno scalare l'uscita per renderla indipendente dai valori dei coefficienti e con lo stesso valore di *root mean square* dell'EMG volontario presente:

$$y(i) = \frac{y(i)}{1 + \sum_{j=1}^M b_j^2}.$$

Nell'articolo sopracitato l'algoritmo è implementato su un DSP, un microcontrollore specifico per analisi e filtraggio dei dati. Frequentemente un metodo che coinvolga l'inversione di matrice causa problemi dal punto di vista computazionale, in particolare se si rende necessaria l'applicazione in linea dell'algoritmo analizzato, che introduce stretti vincoli temporali all'esecuzione. In questi casi potrebbero essere considerati metodi che approssimano l'algoritmo di LMS, introducendo semplificazioni che eliminino l'inversione di matrice, come il Recursive Least Squares. Tuttavia si noti che la matrice ha dimensioni MxM, con M minore o uguale a 6, ed è una matrice di correlazione, per cui è simmetrica e semi-definita positiva; questo tipo di matrici possono essere fattorizzate con la decomposizione di Cholesky in forma  $LL^T$ , con L matrice triangolare inferiore. Risolvere un sistema di equazioni lineari con questa decomposizione è circa 2 volte più efficiente che con una decomposizione LU [47]. Questo indica che la possibilità di implementare l'algoritmo on-line sia assolutamente realistica, nonostante l'inversione di matrice. Si rimanda a [66] per l'implementazione dell'algoritmo su FPGA utilizzando il metodo dell'ortogonalizzazione di Gram-Schmidt.

In questo algoritmo risulta necessario stabilire il valore di M, cioè quanti periodi interstimolo si considerano per la stima dell'onda M; se il filtro eliminasse

completamente l'onda M, svolgendo così in modo ideale il suo compito, l'uscita del filtro sarebbe una media pesata delle  $M$  stimolazioni. Si ipotizzi che la potenza dell'onda M sia nulla prima di un determinato stimolo e aumenti istantaneamente ad un certo valore  $P_{max}$  dopo di questo e si mantenga costante: affinché l'uscita del filtro stimi correttamente questa potenza, saranno necessari ulteriori M stimoli, poichè solo allora tutti i tratti interstimolo utilizzati per la stima avranno potenza  $P_{max}$ . L'effetto complessivo è dunque un rallentamento dell'uscita nel seguire l'andamento del segnale in ingresso.

Gli autori hanno stabilito che  $M=6$  nelle simulazioni sia in grado di fornire buoni risultati anche assumendo grandi cambiamenti nell'onda M a confronto del filtro con  $M=1$  e  $M=3$  e del filtro a pettine: se la stimolazione è a 20 Hz, 6 stimolazioni corrispondono a 350 ms, un tempo considerato sufficientemente basso da essere accettabile in un sistema pratico [25]. Dato che il filtro fornisce un'uscita solo dopo M stimoli, esiste un periodo di inzializzazione in cui non fornisce nessun output; è possibile accorciare questo periodo, comunque non critico, utilizzando un filtro a pettine o il filtro stesso con M inferiore.

### 3.1.3 Filtro ad autovalori

Gli autori di [65] propongono l'applicazione al problema in questione del filtro adattivo ad autovalori (*eigen-filter*). Per semplificare la terminologia si farà riferimento al filtro discusso nella sezione precedente come al *filtro adattivo*, e al filtro descritto a seguire come al *filtro ad autovalori*, ma si noti come entrambi siano a tutti gli effetti filtri adattivi, in cui il valore del vettore dei pesi con cui moltiplicare i periodi interstimolo precedenti viene calcolato con algoritmi differenti.

Il metodo del filtro ad autovalori per filtri a tempo discreto prevede la determinazione dei coefficienti del filtro come l'autovalore di una particolare matrice hermitiana definita positiva, e spesso reale e simmetrica. La particolarità rispetto all'approccio dei minimi quadrati, che richiede il calcolo dell'inversa di una matrice, è che questo metodo richiede il calcolo di un singolo autovettore, che può essere trovato tramite un metodo numericamente semplice, detto Iterative Power Method (IPM). Inoltre il filtro ha il vantaggio di integrare con semplicità diversi vincoli in tempo e frequenza.

Il filtro ad autovalori è stato introdotto da Slepian [54] per lo studio della funzione della finestra ideale per filtri passa-basso: ottenne che la finestra che minimizza l'energia nella banda di stop (con il vincolo di norma unitaria per il

CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ  
MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

vettore dei pesi) fosse l'autovettore inferiore di una matrice reale di Toeplitz, simmetrica, definita positiva. Il metodo è stato generalizzato da Vaidyanathan [62], e applicato ai problemi ai minimi quadrati da Chen [9], [61].

L'applicazione di questo filtro al problema analizzato in questo capitolo è proposta in [65] nel seguente modo. Consideriamo anche in questo caso il segnale di ingresso come  $x(n)=m(n) + v(n)$ , con  $m(n)$  l'onda M e di  $v(n)$  l'EMG volontario e chiamiamo  $P_x$  la matrice di correlazione NxN di  $x(n)$ . Il segnale di uscita dal filtro è combinazione lineare di M periodi interstimolo in ingresso al filtro per M coefficienti  $b$

$$y(n) = \sum_{j=1}^M b_j x(n - jN)$$

o in notazione vettoriale

$$Y = b^T X(n)$$

con

$$b = [b_1 \quad b_2 \quad b_2 \quad \cdots \quad b_M]$$

e X matrice N x M le cui colonne sono costituite da M periodi interstimolo successivi. Si noti che rispetto al caso del filtro adattivo con algoritmo ai minimi quadrati, in questo caso si stima direttamente la componente volontaria del segnale in ingresso, non l'onda M da sottrarre al segnale del periodo interstimolo successivo. La potenza in uscita dal filtro sarà

$$E[y(n)^2] = b^T P_x b$$

Ogni matrice di correlazione ha particolari caratteristiche: è simmetrica, definita positiva, ha una forma di Toeplitz. Come ogni matrice a determinante non-zero, la potenza del segnale da cui origina è uguale a N volte la somma dei suoi autovalori, ed essendo definita non-negativa tutti gli autovalori sono non-negativi.

Gli autovettori associati agli autovalori formano una base ortonormale N - dimensionale. Un caso particolare è il rumore bianco, la cui matrice di correlazione è  $I\delta$  (I matrice identità), cioè una matrice con valori non nulli solo sulla diagonale principale e in cui tutti gli autovalori sono uguali [5]. Di conseguenza se assumiamo che l'EMG volontario in un tratto interstimolo sia non correlato a quello nel tratto interstimolo successivo o precedente, cioè lo consideriamo rumore bianco,  $P_x$  può essere considerata come la matrice di autocorrelazione di  $m(n)$  con tutti



CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ  
MIOELETTTRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

gli autovalori aumentati di  $\delta$ , cioè

$$P_x = P_a + I\delta$$

in cui  $P_a$  è la matrice di autocorrelazione dell'onda M e  $\delta$  è la potenza dell'EMG volontario. Facendo processare dal filtro il segnale in ingresso così considerato si ottiene:

$$P_x = P_a + P_v$$

con

$$P_a = b^T P_a b$$

e

$$P_v = \delta_v b b^T$$

Il filtro ad autovalori si basa sulla minimizzazione del criterio quadratico con vincolo  $b^T b = 1$

$$E = b^T P_a b$$

Si noti che questo criterio di minimizzazione è diverso da quello del filtro adattivo a LMS: ora si cerca il vettore che minimizza la potenza dell'onda M, mentre nel paragrafo precedente si minimizza la potenza dell'uscita del filtro.

La ricerca dei punti di minimo e massimo in una funzione a più variabili soggetta a vincoli avviene tramite il metodo dei moltiplicatori di Lagrange, che riduce la ricerca dei punti stazionari di una funzione vincolata in  $n$  variabili con  $k$  vincoli, a trovare i punti stazionari di una funzione non vincolata in  $n + k$  variabili: esso introduce per ogni vincolo una nuova variabile scalare incognita, il moltiplicatore di Lagrange, e definisce una nuova funzione (la Lagrangiana) in termini della funzione originaria, dei vincoli e dei moltiplicatori di Lagrange. La formulazione più generica è la seguente: data una funzione  $f(x_1, \dots, x_n)$  soggetta ai vincoli  $g_i(x_1, \dots, x_n) = d_i$  con  $i = 1, \dots, n$ , si introducono  $n$  moltiplicatori di lagrange  $\lambda_i$  con  $i = 1, \dots, n$  per costruire la funzione langrangiana

$$F(x, \lambda) = f(x) + \sum_{i=1}^n (d_i - g_i(x)).$$

I minimi o massimi vengono trovati ponendo a zero le derivate parziali di  $F(x, \lambda)$  [46].

Tornando al problema in questione, si ottiene una langrangiana del tipo

$$b^T P_a b + \lambda(1 - b^T b)$$

con  $\lambda$  moltiplicatore di Lagrange, la quale se viene derivata per  $b$  e posta a zero, fa ottenere come soluzione

$$P_a b = \lambda b.$$

La soluzione di conseguenza è un vettore  $b_0 = e_{min}$ , in cui  $e_{min}$  è l'autovettore associato al più piccolo autovalore della matrice  $P_x$ . La potenza del filtro ottimo sarà

$$P_x^0 = \delta_v + \lambda_{min}^s$$

con  $\lambda_{min}^s$  il più piccolo autovalore della matrice  $P_x$ . Se la matrice ha una dimensione sufficientemente alta, maggiore del rank di  $P_a$ ,  $P_x^0$  approssima  $\delta_x$  e il filtro stima in uscita la potenza del EMG volontario.

Questo pone il problema di stimare il minor autovettore di  $P_x$  in modo continuo, dato che il sistema è non stazionario. Gli autori adottano l'Inverse Power Method, IPM, che data la matrice di autocorrelazione  $P_x$  calcola una approssimazione degli autovettori. Similmente a quanto discusso nella sezione precedente a riguardo dell'inversione di matrice, si nota che l'esigua dimensione della matrice da cui calcolare l'autovettore potrebbe permettere il calcolo secondo le funzioni in uso anche nel caso di applicazione on-line dell'algoritmo. Nel confronto tra algoritmi off-line si è scelto di calcolare l'autovettore e con la funzione di Matlab® pre-esistente *eig*, rimandando a considerazioni successive le scelte da effettuarsi per ottimizzare il filtro dal punto di vista del calcolo numerico. Per questo filtro valgono le considerazioni fatte nel paragrafo precedente a riguardo delle caratteristiche di media mobile effettuata sui valori in uscita rispetto alla variazione della potenza dell'EMG volontario data in entrata.

Gli autori hanno confrontato i risultati del filtro ad autovalori con quello del filtro adattivo descritto nella sezione precedente a questa, dimostrando che la loro proposta riesce a stimare in modo più accurato la potenza dell'EMG volontario.

### 3.1.4 Singular Value Decomposition

La Decomposizione a Valor Singolare, o Singular Value Decomposition, SVD, è un metodo molto utilizzato nell'analisi dei segnali per la fattorizzazione di matrici

CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ  
MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

reali o complesse rettangolari; l'utilizzo della SVD per il problema considerato in questo capitolo è stato proposto per la prima volta in [57].

Le basi teoriche dell'algoritmo sono presentate a seguire. Data una matrice  $M$  di dimensioni  $m \times n$ , esiste una fattorizzazione della forma:

$$M = U\Sigma V^*$$

dove  $U$  è una matrice unitaria di dimensioni  $m \times m$ ,  $\Sigma$  è una matrice diagonale  $m \times n$  con valori non-negativi sulla diagonale, e  $V^*$  denota la coniugata trasposta di  $V$ , una matrice  $n \times n$  unitaria. Una convenzione comune consiste nel porre le righe di  $\Sigma$  in modo che i valori sulla diagonale della matrice siano ordinati in ordine decrescente.

Le colonne di  $U$  formano una base ortonormale di vettori per  $M$ , che sono gli autovettori di  $M^*M$ . Le colonne di  $V$  formano una base ortonormale di vettori per  $M$  e sono gli autovettori di  $MM^*$ . I valori diagonali di  $\Sigma$  sono detti Valori Singolari (VS) e sono le radici quadrate degli autovalori degli autovettori di  $M^*M$  e  $MM^*$  che costituiscono le corrispondenti colonne di  $U$  e  $V$ [1].

Nel caso in esame la matrice  $M$  da decomporre è la matrice le cui  $m$  colonne contengono ciascuna i dati del segnale di input compresi tra due stimolazioni, ordinate secondo l'ordine temporale. Il numero  $N$  di righe dipende dunque dal numero di campioni, ovvero dalla frequenza di stimolazione e di campionamento. Gli autori di [57] considerano il segnale di input, una volta eliminato l'artefatto da stimolazione, somma dell'onda M, dell'EMG volontario e del rumore dovuto alla strumentazione (come ad esempio il rumore di rete). Poiché tutte le tre componenti sono assunte ortogonali tra loro, è teoricamente possibile individuare quali valori singolari siano da collegare ad ognuna delle tre componenti, cioè quali sottospazi generati dalle colonne di  $U$  associati a dati VS corrispondono alle 3 componenti. Poiché l'onda M ha una potenza di molto maggiore rispetto all'EMG, si può stabilire che i valori singolari maggiori sono associati all'onda M, a seguire quelli associati all'EMG e potenzialmente quelli dovuti al rumore; la scomposizione che si ottiene è:

$$M = (U_M \quad U_{EMG} \quad U_n) \begin{pmatrix} \Sigma_M & 0 & 0 \\ 0 & \Sigma_{EMG} & 0 \\ 0 & 0 & \Sigma_n \end{pmatrix} \begin{pmatrix} V_M^T \\ V_{EMG}^T \\ V_n^T \end{pmatrix}$$

I valori singolari associati all'onda M, all'EMG volontario e al rumore sono

### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETTTRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

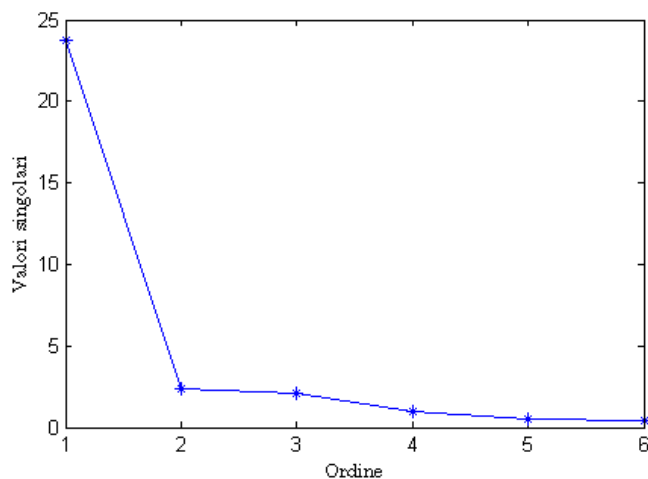


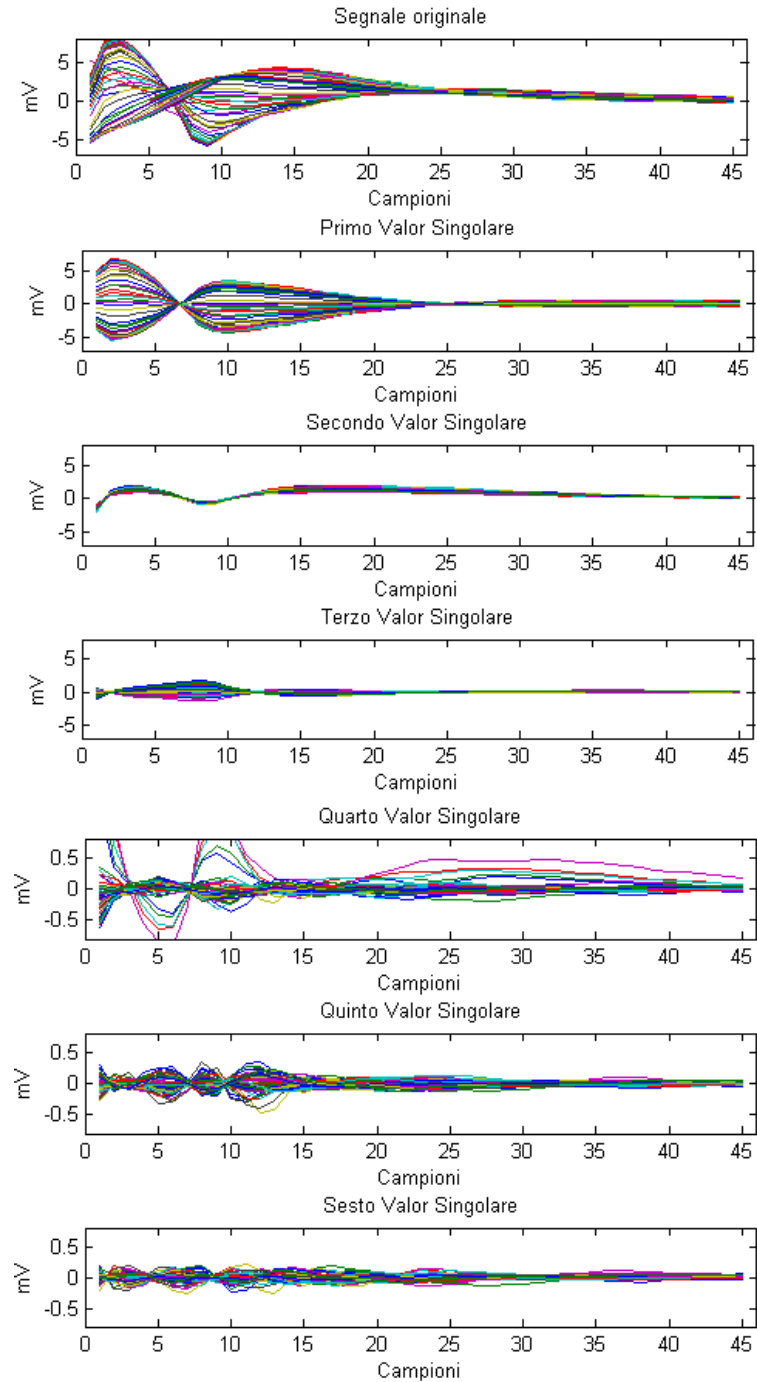
Figura 3.2: Valori singolari del segnale decomposto in figura 3.3.

contenuti rispettivamente nelle diagonali delle matrici  $\Sigma_M$ ,  $\Sigma_{EMG}$  e  $\Sigma_n$  mentre i sottospazi associati ad essi sono generati dalle colonne di  $U_M$ ,  $U_{EMG}$  e  $U_n$ . Si noti che gli autori del lavoro in questione non considerano l'EMG come un rumore bianco scorrelato con le sue realizzazioni nei tratti interstimolo adiacenti, come assunto dagli autori di [65] e [52], poichè in questo caso la potenza dell'EMG si distribuirebbe equamente su tutti gli autovalori di  $\Sigma$ .

Una volta stabilita l'associazione tra autovalori e componente del segnale che li genera, per ottenere il segnale contenente solo l'attività volontaria basterà porre a zero i valori sulla diagonale di  $\Sigma_M$  e  $\Sigma_n$  e si otterrà una matrice  $M_{emg}$  teoricamente priva di onda M e rumore. In figura 3.3 si mostra la decomposizione di una matrice di 6 stimoli con attività volontaria, i cui valori singolari sono rappresentati in figura 3.2; è evidente che sia il primo valor singolare a racchiudere la maggior parte della potenza dell'onda M, mentre è più difficile stabilire solo tramite l'osservazione dei segnali quale degli altri SV corrispondano alla sola attività volontaria, quali siano eventualmente solo rumore, quali eventualmente altre parti minori dell'onda M.

A determinare il numero di valori singolari è il numero di stimolazioni considerate per creare la matrice M; la scelta di porre  $m = 6$  effettuata nell'articolo è condivisibile e basata sulle considerazioni di Sennels precedentemente analizzate [52]. L'effettiva scelta di quali SV attribuire all'EMG non è banale e gli autori riportano la scelta di stabilire un vettore di pesi da attribuirsi ad ogni valore singolare per portare la potenza del segnale in uscita ad essere pari a quella ottenuta da un EMG simulato; difatti la non perfetta ortogonalità tra onda M e EMG

CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA



*Figura 3.3: Esempio di decomposizione tramite SVD di una matrice avente per colonne 6 periodi interstimolo: nel primo riquadro il segnale completo, negli altri i segnali ortogonali ottenuti ognuno corrispondente ad un valore singolare. Si noti il cambio di scala in ascissa negli ultimi tre grafici rispetto ai primi quattro.*

volontario porta a possibili proiezioni dei SV attribuiti all'EMG volontario in altri sottospazi. Il vettore scelto dagli autori è  $\alpha = [0.00 \ 0.05 \ 2.00 \ 1.00 \ 1.00 \ 0.00]$ . Non si è voluto seguire gli autori dell'articolo in questo perché la scelta di questi valori sembra arbitraria e forzata, potendo essere ottimizzata in alcune situazioni ma non in altre. Nelle analisi proprie di questo elaborato si valuterà diverse scelte di valori singolari, ma sempre moltiplicati con peso unitario: in particolare si è ritenuto di confrontare i casi in cui si mantenessero i SV 2,3,4,5, con 3,4,5, con 4,5. Inoltre si valuterà se considerare come input al segnale tutto il segnale tranne l'artefatto di stimolazione, o di troncarsi anche i primi 25 ms successivi a questo; nell'articolo la prima opzione non è indagata.

I risultati riportati nell'articolo riportano la capacità della SVD nell'eliminare quasi perfettamente l'onda M nelle porzioni dove questa ha una forma stabile, ma di lasciare qualche residuo in condizioni dinamiche in cui la variabilità è maggiore. Il confronto con il filtro adattivo proposto da [52] mostra risultati migliori della SVD rispetto ad ispezione visuale.

### 3.1.5 Filtro passa-banda

L'ultimo filtro che si considera è descritto in [51]; gli autori propongono un filtraggio in frequenza basato sull'osservazione che gli spettri di frequenza dell'onda M e dell'EMG non sono completamente sovrapposti. L'EMG volontario possiede frequenza tra 30 e 500 Hz, mentre le frequenze oltre i 200 Hz non sono parte sostanziale dello spettro dell'onda M. Questo metodo di conseguenza suggerisce di isolare le frequenze tra i 200 e i 300 Hz dal segnale; l'eliminazione dell'onda M ha in questo caso la conseguenza di contrarre lo spettro del segnale in uscita.

Questo metodo non riesce comunque ad eliminare l'onda M nei primi ms dopo la contrazione, dato che ha comunque una potenza molto maggiore rispetto all'attività volontaria eventualmente presente. Per completezza ed uniformità si riporteranno i risultati del filtro sia in caso di segnale completo che finestrato.

Il filtraggio per eliminare le componenti in frequenza inferiori a 200 Hz e superiori a 300 Hz deve essere eseguito con la massima cautela: la brevità del segnale da filtrare rende fondamentale l'utilizzo dell'algoritmo che fornisca i transienti più brevi possibile. Questo è ottenuto tramite filtraggio digitale con filtro ellittico di 5° ordine a fase zero, diretto ed inverso: questa procedura è effettuata in Matlab® tramite il comando *filtfilt* che filtra in una direzione e poi in quella opposta, permettendo di evitare distorsioni di fase, raddoppiare l'ordine del filtro e mini-

mizzare i transienti. La scelta del filtro ellittico è giustificata dal fatto che questo ha il passaggio più veloce tra guadagno in banda passante e fermata, importante proprio perché la banda in cui è presente l'EMG ma non l'onda M è stretta. Nonostante tutte le precauzioni prese, non viene garantita la presenza di ripple e distorsioni del segnale.

Gli autori hanno implementato l'algoritmo on-line e applicato ad un paziente, indagandone la capacità di essere effettivamente in grado di fornire un segnale atto al controllo della stimolazione. Il controllore scelto aveva in entrata il valore di ARV mediato su 10 stimoli dell'EMG filtrato e forniva in uscita la Pulse Width di stimolazione; la relazione ingresso/uscita del controllore è stata posta come lineare a tratti. Il muscolo interessato era l'estensore del polso, e tramite questa neuroprotesi il paziente si è rivelato in grado di controllarne la contrazione.

## 3.2 Definizione dei segnali di test

In questa sezione si descrive come sono stati creati i segnali utilizzati per il confronto tra i filtri introdotti precedentemente. La necessità di procedere a creare segnali simulati è dovuta all'impossibilità di separare il segnale registrato sperimentalmente nelle due componenti fondamentali di cui è composto: gli artefatti da stimolazione e l'onda M e il segnale EMG volontario. Conoscere a priori quale sia la componente volontaria è condizione necessaria a stabilire quale dei filtri riesca al meglio ad ottenere il risultato ottimo, cioè mantenerne inalterata la potenza e la morfologia della componente volontaria, eliminando al contempo il contributo degli artefatti. Senza questo riferimento a priori, infatti, non si potrebbe stabilire quale risultato si avvicini di più al risultato ottimale in una situazione generica.

Sono stati adottati due approcci diversi al problema:

- l'onda M è stata simulata tramite una sinusoidale smorzata esponenzialmente e l'attività EMG volontaria tramite rumore gaussiano a banda limitata, seguendo le indicazioni riportate in [52];
- l'onda M è stata acquisita durante la stimolazione di un muscolo in assenza di attività volontaria e l'attività EMG volontaria è stata acquisita separatamente durante una contrazione del muscolo in assenza di stimolazione, seguendo le indicazioni riportate in [57].

In considerazione del fatto che le caratteristiche dell'onda M siano molto diverse se valutate in condizioni di contrazione isometrica o anisometrica, dove possibile si è analizzato il rendimento dei filtri in entrambe le condizioni. Tuttavia è da tener presente che l'applicazione finale del filtro sarà in contrazioni anisometriche, e pertanto si deve dare particolare importanza ai risultati in queste condizioni.

Si descrivono a seguire dettagliatamente i due metodi utilizzati.

### 3.2.1 Simulazione tramite sinusoide smorzata e rumore bianco

Sennels suggerisce di creare un segnale simulato artificialmente, in cui l'onda M di ogni stimolazione è approssimata con una sinusoide smorzata esponenzialmente:

$$\text{simulazione}(i) = a * e^{\frac{-i}{t}} * \sin(3\pi ip)$$

I parametri presenti sono  $a$ , ampiezza della sinusoide  $t$ , la costante di tempo dell'esponenziale e  $p$  che se posto diverso da uno varia il periodo della sinusoide [52]. Un possibile segnale prodotto, ponendo le stimolazioni una di seguito all'altra è mostrato nel secondo riquadro in figura 3.4. Il numero di campioni interstimolo è posto uguale a 50, corrispondente, ad esempio, a una stimolazione a 20 Hz con campionamento a 1 kHz. Si noti che il segnale non simula l'artefatto dovuto alla stimolazione, che si è scelto a priori di escludere dal segnale dato in ingresso ai filtri data la sua durata molto limitata e la sua ampiezza superiore a quella delle altre componenti di almeno un ordine di grandezza. Simulare l'onda M con una sinusoide smorzata obbliga ad introdurre una grande semplificazione soprattutto nei confronti delle caratteristiche spettrali di questo segnale. Questo è di particolare importanza per il filtro passa banda, la cui attendibilità è questionabile quando testato su un segnale simile.

Nelle simulazioni è necessario introdurre una variazione nei parametri, per ricreare i cambiamenti di ampiezza e forma dell'onda M che vengono riscontrati nell'arco di un treno di stimoli consecutivi; nell'articolo sopracitato i risultati del filtro sono testati variando sia  $a$  che  $t$  vengono variate in modo random intorno ad un valore stabilito. Questa scelta appare a chi scrive non ottimale nel simulare una situazione reale, in cui l'evoluzione dell'onda M è tutt'altro che casuale, per quanto difficilmente determinabile. Per questo si è deciso di ripetere l'analisi effettuata sia con questa modalità, sia imponendo parametri ricavati da segnali



CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

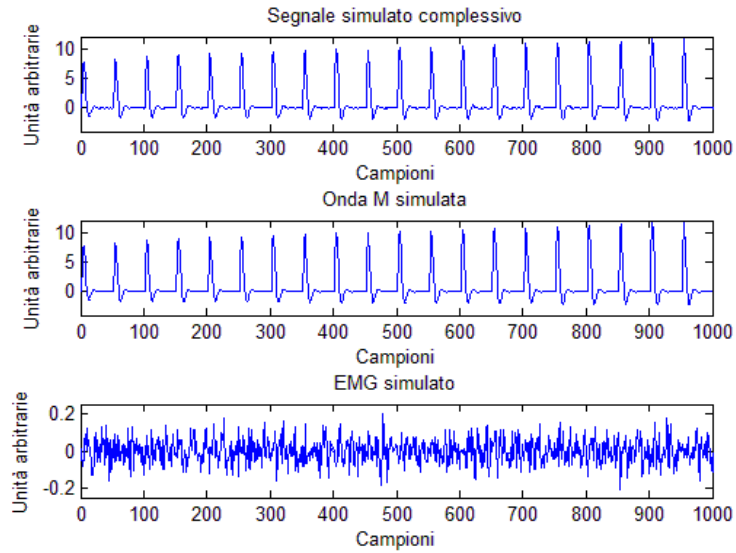


Figura 3.4: Nel primo riquadro risultato della simulazione del segnale complessivo; nel secondo riquadro simulazione delle sole onde M, considerate come sinusoidi smorzate esponenzialmente, nel terzo EMG simulato come rumore gaussiano a banda limitata, il cui spettro è presentato in figura 3.5

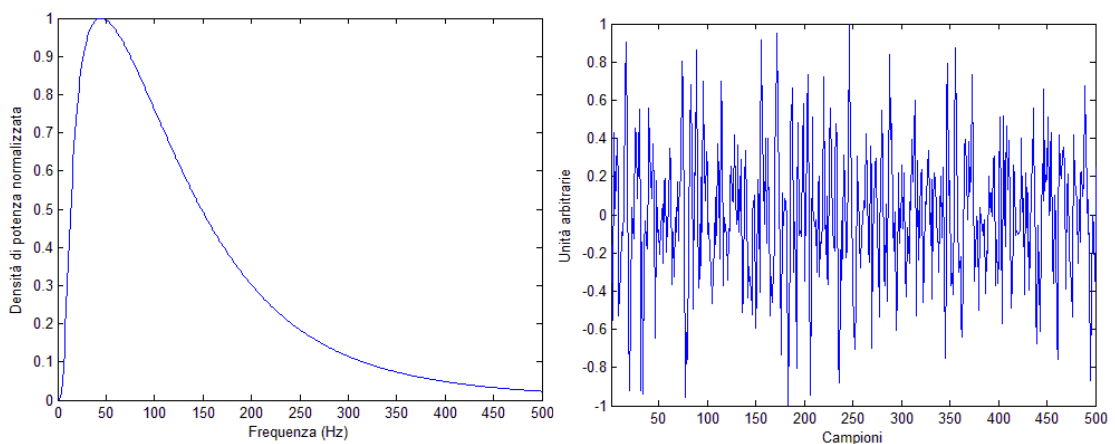


Figura 3.5: Spettro del segnale EMG simulato a sinistra; frammento di segnale risultante a destra.

### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

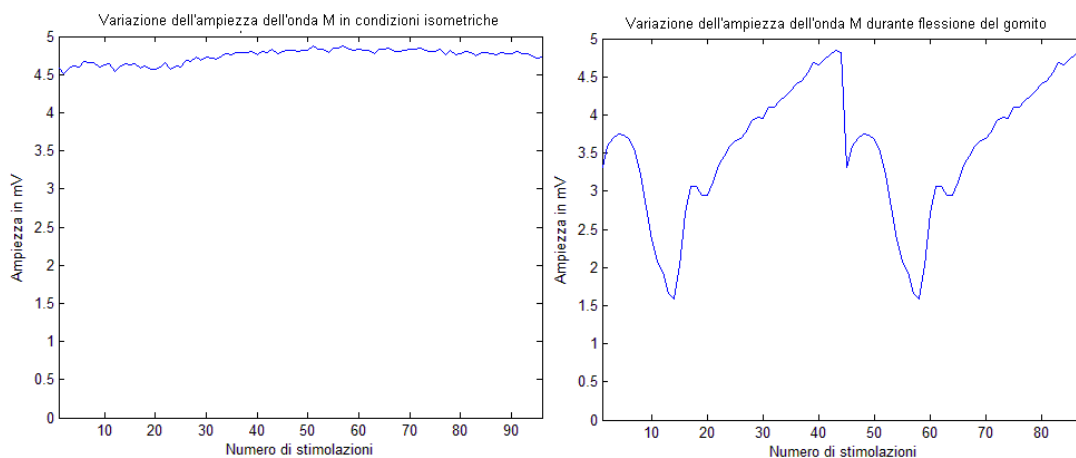


Figura 3.6: Massimi dell'onda M in condizioni di contrazione isometrica (a sinistra) e in caso di movimento di flessione del gomito nel piano trasversale (a destra); entrambi i segnali si riferiscono a stimolazione del biceps brachii.

acquisiti. In questo caso è molto semplice valutare come varia il parametro  $a$  legato all'ampiezza dell'onda M, dato che questa ha un picco molto evidente e univoco. Al contrario stabilirne l'effettiva lunghezza non è banale, tanto che normalmente viene valutata la frequenza mediana del suo spettro per valutare questa caratteristica; per questa ragione non si è introdotta alcuna variazione in  $t$  o  $p$  in queste simulazioni.

I dati da soggetti sani qui analizzati sono stati ottenuti da biceps brachii; per una descrizione del setup sperimentale si faccia riferimento al capitolo 2. La prova effettuata per ricavare i valori di  $a$  in condizioni isometriche è stata condotta stimolando il muscolo con una frequenza di stimolazione di 20 Hz, ampiezza di corrente 25 mA e una Pulse Width 300  $\mu$ s ; il gomito è mantenuto flesso a circa 90°.

Una seconda prova è stata condotta in condizioni anisometriche, flettendo il gomito sul piano trasverso all'altezza della spalla, con il peso del braccio sostenuto da un esoscheletro (Armeo). I parametri utilizzati per la stimolazione utilizzati sono frequenza di stimolazione di 20 Hz, 500  $\mu$ s di PW e 18 mA di ampiezza di corrente. Il segnale considerato corrisponde a 2 flessioni.

I valori ricavati dai dati così acquisiti sono mostrati in figura 3.6. Si nota come la variabilità del picco dell'onda M in condizioni isometriche è molto più bassa che in condizioni anisometriche: la differenza tra valor massimo e minimo normalizzata per il valor medio è del 7% nel primo caso, del 90% nel secondo.

L'EMG è simulato tramite rumore gaussiano a banda limitata [21], come in figura 3.5; per modularne la potenza è sufficiente variare un coefficiente moltiplicativo, così da mantenere il rapporto onda M e EMG a circa -32 dB, considerato in letteratura come caso peggiore nelle condizioni patologiche di interesse [52]. Data la natura non deterministica dell'EMG generato, il segnale non viene mai ricreato identico a se stesso, anche se i valori di massimo dell'onda M immessi sono gli stessi.

### **3.2.2 Simulazione tramite dati acquisiti**

Una seconda alternativa alla simulazione dei segnali consiste nel ricavare separatamente i dati tramite acquisizioni distinte: stimolare il muscolo chiedendo al soggetto di rilassarlo permette di ottenere un segnale contenente solo artefatti da stimolazione e onde M, mentre una registrazione del segnale privo di stimolazione in cui il soggetto contrae il muscolo permette di ottenere un segnale con solo attività mioelettrica volontaria; i due segnali dovranno essere sovrapposti a posteriori per ottenere un segnale che mimi quello di una stimolazione in presenza di attività volontaria [30].

In caso di analisi di una stimolazione isometrica, il procedimento per ricavare i segnali necessari è relativamente semplice: si blocca l'arto in una posizione e si richiede al soggetto di rilassare il muscolo mentre questo viene stimolato, ed in un secondo momento si chiede di effettuare una contrazione isometrica per un intervallo temporale simile; per garantire una potenza dell'EMG costante si richiede al soggetto di mantenere la forza generata costante, fornendo l'output di una cella di carico che misura la forza esercitata come un feed-back visivo. Nel caso dei dati considerati, il soggetto ha mantenuto il bicipite flesso a 90° e le caratteristiche di stimolazione applicate sono 20 Hz di frequenza, 25 mA di ampiezza di corrente, 300  $\mu$ s di PW. Il segnale di EMG volontario è stato scalato in ampiezza per un coefficiente che permettesse di ottenere un rapporto di potenza con l'onda M di -32 dB.

Simulare il segnale ottenuto da una contrazione anisometrica necessita l'introduzione di qualche ulteriore semplificazione: di fatto le caratteristiche di un movimento dato dalla stimolazione non sono ricreabili perfettamente durante un movimento volontario, dato che il reclutamento delle fibre muscolari è intrinsecamente diverso: per questo i segnali che vengono sovrapposti non corrispondono a movimenti tra loro identici. Il movimento scelto per ricavare i dati è la flessio-

CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETTTRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

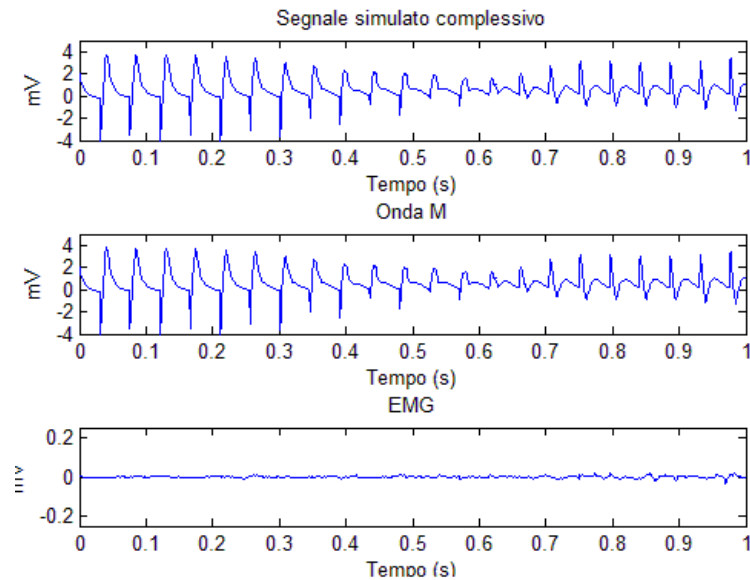


Figura 3.7: Esempio di generazione di un segnale per sovrapposizione: l'immagine centrale si riferisce a stimolazione senza attività volontaria, quella inferiore a solo attività volontaria, la superiore alla somma delle precedenti. Il tratto scelto si riferisce ad un movimento svolto con esoscheletro che controbilancia la forza gravitazionale: si noti che la potenza dell'EMG è bassa e la variabilità dell'onda M dovuta al movimento è chiaramente identificabile.

estensione del gomito, con l'arto superiore del soggetto sostenuto dall'esoscheletro Armeo; un tratto di segnale ottenuto tramite questo metodo con i segnali originali è visibile in figura 3.7. Il segnale che viene utilizzato come onda M non deve contenere EMG, pur non essendo agevole per un soggetto sano rilassare completamente un muscolo sottoposto a stimolazione. La mancanza di attività volontaria e di rumore è stata accertata tramite ispezione visuale del segnale. Il segnale di onda M utilizzato dai dati dal *biceps brachii* è dato dalla giustapposizione di 2 movimenti di flessione (circa da  $156^\circ$  a  $110^\circ$ , considerando il braccio completamente esteso  $180^\circ$ ) causati da stimolazione a 20 Hz di frequenza, 500  $\mu$ s di PW e 30 mA di ampiezza di corrente. Il segnale EMG è stato registrato da vari movimenti di flessione-estensione continui; i frammenti di dati sono stati scelti in modo da essere lunghi quanto i tratti estratti dalla stimolazione (da circa  $160^\circ$  a  $100^\circ$ ), essendo il movimento volontario risultato leggermente più veloce.

### 3.3 Valutazione delle prestazioni dei filtri

Una volta creati i segnali di test tramite le modalità descritte nella sezione precedente, si procede a descrivere gli indicatori utilizzati per comparare quantitativamente gli output dei filtri. Sono stati considerati due indicatori:

- Muscular Response Index, che valuta quanto il filtro sia in grado di conservare la potenza dell'EMG ed eliminare quella degli artefatti;
- Root Mean Square Errore, che valuta quanto l'EMG venga deformato dall'azione del filtro.

Oltre a questi indicatori basati su simulazioni, si propongono altri metodi per valutare i filtri a partire da un segnale acquisito: le simulazioni sono state create accettando alcune semplificazioni e per questo appare a chi scrive importante includere la valutazione di segnali che combinino in origine la stimolazione e l'attività volontaria.

Un primo approccio si basa sull'analisi del segnale in caso di mancanza di attività volontaria: difatti in questo caso particolare a priori si può stabilire che la potenza dell'EMG volontario sia idealmente nulla.

Un secondo metodo sviluppato si basa sull'analisi della relazione tra output dei filtri e forza espressa dal muscolo.

Infine, si è stimato il costo computazionale di alcuni filtri, poichè l'applicazione finale richiede l'esecuzione in linea dell'algoritmo.

#### 3.3.1 Indicatori di valutazione

A seguire si introducono gli indicatori utilizzati per la valutazione dei segnali simulati.

##### **Muscular Responce Index**

Nel caso in cui si abbiano due segnali separati, uno contenente l'onda M o una sua simulazione e l'altro l'EMG residuo, è possibile valutare quale filtro sia il migliore nell'eliminare la potenza associata all'onda M.

La valutazione di questa caratteristica è affidata al *Muscle Response Index* (MRI, indice della risposta muscolare) introdotto da [52]; questo è espresso come

il rapporto di potenze tra l'EMG volontario filtrato e il segnale somma anch'esso filtrato:

$$MRI_x = 10 * \log_{10}\left(\frac{\sum v_x(i)^2}{\sum s_x(i)^2}\right)$$

dove  $v_x(i)$  è l'EMG volontario e  $s_x(i)$  è il segnale completo, entrambi processati separatamente dal filtro. Si noti che se l'indice fosse calcolato dai segnali non processati, questo sarebbe il rapporto delle potenze dei segnali in dB. Un filtro teorico in grado di eliminare tutta la potenza non dovuta all'EMG da come risultato un valore di MRI di 0 dB. Di conseguenza, il filtro migliore è quello che fornisce un MRI il più vicino possibile allo zero.

### Root Mean Square Error

Un'altra caratteristica del filtro ottimale dovrebbe essere quella di indurre la minore deformazione possibile dell'EMG in uscita. Come si suggerisce in [30] ciò è valutato tramite uno stimatore della deviazione standard della differenza tra EMG volontario originale ed dell'uscita del filtro avente in ingresso il segnale complessivo, detto RMSE (Root Mean Square Error),

$$RMSE_x = \frac{1}{N-1} \sqrt{\sum_{x=1}^N ((s_x(i) - V_x(i))^2)}$$

in cui  $s_x(i)$  è il segnale completo processato dal filtro e  $V_x(i)$  è il segnale di EMG volontario originale. Il filtro ottimo dovrebbe idealmente eliminare ogni componente dovuta agli artefatti e lasciare inalterato l'EMG: di conseguenza  $s_x(i) - V_x(i)$  è considerabile come l'errore del filtro, e il RMSE ne valuta la deviazione standard con uno stimatore non polarizzato. Il filtro migliore è dunque quello che fornisce un RMSE il più vicino possibile allo zero.

### 3.3.2 Verifica di applicabilità dei filtri

A seguire si descrivono altri metodi per valutare le performance dei filtri non a partire da segnali simulati, ma acquisiti.

#### Potenza del segnale di output in assenza di attività volontaria

Si è più volte sottolineato il problema di valutare quale sia il filtro dalle prestazioni migliori partendo da un segnale reale, data la mancanza di un modo di stabilire

### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETTTRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

a priori l'uscita ideale del filtro ad un certo ingresso. Una eccezione è il caso in cui si consideri la possibilità di analizzare un segnale in cui non vi sia attività volontaria, poichè in questo caso l'output del filtro ideale non può essere che nullo. L'algoritmo migliore da questo punto di vista sarà quello la cui uscita otterrà il valore di potenza in dB significativamente più basso degli altri avendo in entrata un segnale privo di attività volontaria.

Per ottenere un segnale di questo tipo si chiede al soggetto di rilassare il muscolo sottoposto a stimolazione; si consideri, tuttavia, che non è scontato che il soggetto sia in grado di controllare completamente un muscolo stimolato elettricamente, in particolare in caso di movimenti o di contrazione particolarmente fastidiosa. Tutti i segnali sono stati controllati visivamente per assicurarsi che non vi fosse attività volontaria evidente.

I segnali utilizzati sono stati acquisiti come descritto nel capitolo 3.4.2.

#### **Correlazione tra forza e EMG residuo**

In assenza di stimolazione elettrica, la relazione tra potenza dell'EMG e forza espressa dal muscolo in condizioni isometriche è solitamente una funzione monotona, ed è possibile descrivere qualitativamente la relazione tra queste 2 variabili [14]. Una relazione quantitativa univoca, applicabile ad ogni soggetto ed ad ogni muscolo, non esiste, in quanto il segnale elettromiografico è dipendente da un tal numero di fattori anatomici da non poter essere realisticamente modellato. Di fatto se una relazione quantificabile esiste, questa è così complessa da non essere utile nella pratica. L'effetto di questi fattori che fanno variare le caratteristiche dell'EMG può essere mitigato in particolari condizioni: si consideri uno stesso soggetto che contragga isometricamente il muscolo, in modo da non muovere significativamente gli elettrodi rispetto alle unità motorie sottostanti, e si normalizzino l'ampiezza dell'EMG e la forza. Movimenti che portino gli elettrodi superficiali a muoversi rispetto al muscolo, studi su soggetti diversi, aventi fisiologicamente un'anatomia non uguale ed in particolare uno strato di grasso sottocutaneo di spessore diverso, sono tutti fattori che complicano ulteriormente il problema [14].

Per quanto così complessa e prona ad imprecisioni, la relazione EMG-forza è tuttavia l'unico modo non invasivo per tentare di stimare qualitativamente il livello di attivazione volontaria di un muscolo stimolato elettricamente a partire da una variabile misurabile diversa dell'attività mioelettrica. Se assumiamo che una stimolazione isometrica a parametri fissi stimoli sempre le stesse unità motorie,

### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

facendo contrarre il muscolo producendo una forza costante, cioè assumiamo che la fatica sia un fenomeno trascurabile, possiamo supporre che la differenza tra la forza prodotta contraendo volontariamente un muscolo stimolato e la forza prodotta nella stessa situazione senza contrazione volontaria abbia una relazione di proporzionalità con l'ampiezza dell'EMG volontario sovrapposto alla stimolazione.

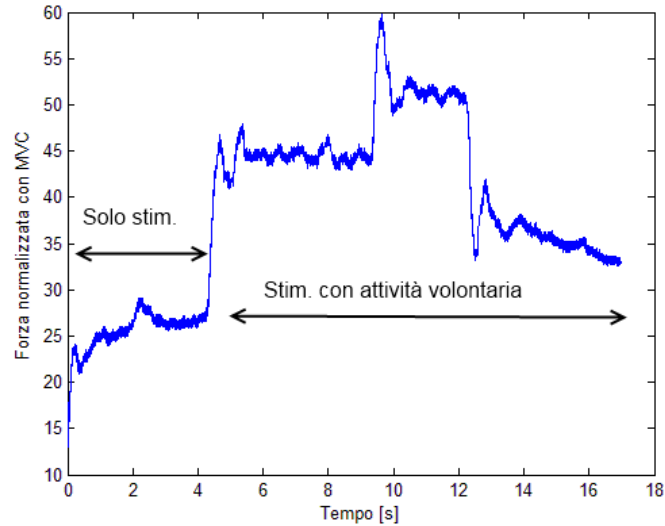
Possiamo dunque, assumendo queste premesse, indagare quale filtro dia in uscita un segnale la cui potenza sia maggiormente correlata alla forza espressa in un determinato arco di tempo. In caso di contrazione isometrica è possibile misurare direttamente con una cella di carico la forza prodotta dalla contrazione del muscolo. Un soggetto è stato posto con il gomito destro flesso a circa  $90^\circ$  sul piano trasverso, con in mano l'estremità di un cavo connesso ad una cella di carico, la cui altra estremità era fissata ad un muro. La forza espressa dai muscoli flessori del gomito in condizioni di massima contrazione volontaria è stata valutata per poter normalizzare i dati successivi. Il bicipite del soggetto è stato poi stimolato ad una frequenza di 20 Hz, con 400  $\mu$ s di Pulse Width ed un'ampiezza di corrente di 20 mA. Dopo qualche secondo di stimolazione in assenza di attività volontaria, il soggetto con l'ausilio di uno schermo che permetteva la visualizzazione del segnale di uscita del sensore di forza, ha contratto ulteriormente il muscolo graduando la forza esercitata come visibile in figura 3.8. Il segnale EMG risultante è stato processato tramite i filtri in esame, e la potenza del segnale in uscita, idealmente corrispondente alla potenza dell'EMG residuo, è stata mediata su un intervallo corrispondente a 6 stimoli e si è calcolato il valore di forza medio negli stessi intervalli temporali; infine si è calcolato il coefficiente di correlazione di Spearman (cfr capitolo 3.3.3) tra i dati così ottenuti.

Un test analogo non può essere considerato nel caso di stimolazione che produca un movimento dell'arto: non è stata individuata una configurazione con la strumentazione a disposizione che permetta di ottenere la forza esercitata dal muscolo mentre l'arto è in movimento. In linea di principio sarebbe possibile calcolare la torque prodotta dal bicipite in caso di flesso-estensione del gomito, in quanto dipende da valori antropometrici, dal peso eventualmente sollevato e dall'angolo al gomito; ciò che manca in questo caso è la possibilità di supporre l'esistenza di una relazione semplice tra EMG e torque sviluppata in un movimento. Infatti durante una contrazione anisometrica avvengono varie modificazioni meccaniche, fisiologiche, anatomiche ed elettriche, e queste sono tali da inficiare in modo sostanziale la relazione tra ampiezza dell'EMG e forza prodotta. Per esempio la relazione tra



*CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA*

---



*Figura 3.8: Profilo di forza esercitata da un bicipite brachiale flesso a 90° con la sola stimolazione, o con aggiunta di attività volontaria; la prova è stata utilizzata per valutare l'esistenza di una correlazione tra EMG residuo come calcolato dai filtri in analisi e forza esercitata.*

forza e lunghezza delle fibre muscolari varia non-linearmente e le forme dei singoli potenziali d'azione che costruiscono il segnale sono alterate dal movimento relativo tra le fibre stesse e gli elettrodi sulla superficie. Altro problema è il ritardo temporale tra il segnale EMG e la forza corrispondente [14].

Ciò che è possibile fare è comparare i segnali di prove successive in epoche simili, confrontando tra loro segnali di movimenti consecutivi nello stesso range angolare [14]. Data l'importanza di testare i filtri anche in condizioni dinamiche si è tentato di approssimare il test nel seguente modo. Il soggetto ha flesso il gomito sul piano saggittale dalla posizione di massima estensione fino a circa 90°, con attiva la stimolazione del bicipite brachiale a corrente di stimolazione medio/bassa (20 Hz di frequenza, 300  $\mu$ s di Pulse Width, 15 mA di corrente) in diverse condizioni: senza ulteriore peso che quello del braccio e senza attività volontaria, e impugnando pesi di 1 kg, 2 kg, 3 kg, 4 kg, 5 kg, per sollevare i quali ha aggiunto l'attività volontaria minima necessaria a flettere completamente il gomito. Il segnale EMG risultante corrispondente alle diverse flessioni è stato processato tramite i filtri in esame, e la potenza del segnale in uscita, idealmente corrispondente alla potenza dell'EMG residuo, è stata calcolata su ogni intervallo interstimolo. Si è infine determinato se esistesse una differenza significativa tra i valori corrispondenti a flessioni a carichi diversi.

### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

Si noti che aumentare il peso da sollevare non assicura che l'attività volontaria aumenti con esso, perché non è possibile assicurarsi che l'attivazione volontaria sia effettivamente la minima necessaria- una forza maggiore potrebbe risultare nell'accelerazione del movimento, o essere compensata involontariamente da una co-contrazione del muscolo antagonista, in questo caso il tricipite brachiale.

#### **Stima del costo computazionale**

Dato che l'applicazione finale consiste nell'esecuzione in line degli algoritmi, è fondamentale che il costo computazionale sia sufficientemente basso da permettere l'aggiornamento delle uscite del controllore per FES da svilupparsi in tempo utile. Dato che questa valutazione ha un senso solo se l'algoritmo utilizzato è ottimizzato dal punto di vista numerico, non può essere valutata in Matlab®<sup>®</sup>, dato che non è assumibile che le funzioni già implementate di cui si fa utilizzo siano ottimizzate. Per questo si procederà all'implementazione in linguaggio C degli algoritmi che si terrà opportuno confrontare anche dal punto di vista computazionale, e si confronteranno le prestazioni in questa modalità, valutando la velocità di esecuzione degli algoritmi.

#### **3.3.3 Analisi statistica dei risultati**

La scelta dell'algoritmo ottimo è stata basata su un'analisi statistica che ha messo a confronto sia gli indicatori utilizzati su i segnali simulati, sia i parametri per la verifica dell'applicabilità dei filtri, al fine di individuare eventuali differenze statistiche significative tra i risultati ottenuti.

In prima analisi si è valutato se i dati fossero distribuiti secondo una distribuzione normale tramite il metodo di Lilliefors. Nel caso in cui tutti o la maggior parte dei dati fosse distribuita normalmente si è calcolata media e standard deviation e si è proceduto con un'analisi parametrica; nel caso in cui la maggior parte o tutti i dati non fossero distribuiti normalmente, principalmente a causa della scarsa numerosità di campioni disponibili, si è calcolata mediana e IQR (InterQuatile Range, scarto interquartile) e si è proceduto con un'analisi non parametrica. L'InterQuartile Range consiste nella differenza tra primo e terzo quartile, ed indica l'ampiezza entro la quale si distribuisce la metà centrale dei valori, ed è il corrispondente della varianza quando non vi sono i presupposti per calcolare quest'ultima, esattamente come si calcola la mediana in sostituzione della media.

Per valutare la presenza di differenze significative tra i dati in caso di statistica parametrica si è ricorso alla tecnica dell'analisi della varianza (ANOVA) ad una via, che restituisce il valore di probabilità che tutti i gruppi siano statisticamente equivalenti (ipotesi nulla). Questo valore, detto *p-value*, se inferiore ad una soglia massima stabilita, generalmente 0.05 o 0.001, garantisce statisticamente che esistano gruppi diversi tra loro, ma non indica quali siano, visto che i gruppi analizzati in questo lavoro sono più di due. Un caso particolare di ANOVA è quello non bilanciato, che accetta in ingresso gruppi a diversa numerosità [40]. In caso sia necessaria un'analisi non parametrica, si è effettuato il test di Kruskal-Wallis, che sostituisce ai dati il loro ordine e verifica l'uguaglianza tra le mediane delle popolazioni tra i gruppi [12].

Per identificare quali gruppi abbiano siano statisticamente diversi tra loro si è proceduto alla successiva analisi della comparazione multipla con il metodo di Scheffé, in caso di analisi parametrica, o con il metodo di Dunn-Sidak in caso di analisi non parametrica; la comparazione multipla costruisce bande di confidenza per ogni gruppo indicando per ognuno quali altri gruppi sono significativamente diversi ad un certo valore di *p-value* stabilito a priori. Nei casi in cui si fossero riscontrate differenze non significative tra i dati è proceduto ad una ulteriore analisi per determinare l'effettivo valore di *p-value* ottenuto confrontando ogni possibile coppia, riportandoli con una tabella a doppia entrata.

In un caso si è valutata l'esistenza di una correlazione tra due misure. Poiché le variabili non erano distribuite normalmente la scelta di quale coefficiente usare per valutare la correlazione è ricaduta sul coefficiente di correlazione di Spearman. Questo un test non-parametrico valuta quanto la relazione tra due variabili possa essere descritta come una funzione monotona: un valore vicino ad 1 indica una relazione perfettamente monotona, un valore vicino a zero indica una mancanza di relazione tra le due variabili. Il test restituisce anche il valore di probabilità dell'ipotesi di non correlazione: più questo valore è basso, più la mancanza di correlazione è improbabile.

### 3.4 Risultati

In questa sezione si presentano i risultati ottenuti confrontando le prestazioni dei diversi filtri descritti nella sezione 1 nelle modalità descritte nelle sezioni 2 e 3 di questo capitolo. Per riassumere i filtri sono: filtro a pettine, filtro adattivo,

filtro ad autovalori, Singular Value Decomposition (SVD), filtro passa-banda. In particolare la SVD viene indagata con 3 possibilità, considerando un diverso set di valori singolari. Per brevità si distinguono tra loro ponendo la sigla SVD seguita da quali valori singolari sono considerati su i 6 presenti: SVD 2345, SVD 345, SVD 45.

Ciascuna analisi prende in considerazione separatamente sia il segnale *totale*, o completo, sia il segnale detto *finestrato*, privo dei primi 25 ms successivi alla stimolazione.

### 3.4.1 Risultati relativi agli indici di valutazione

#### Risultati simulazione tramite sinusoidi smorzata e rumore gaussiano

Le prestazioni dei filtri sono state testate in primo luogo valutando i risultati nel caso in cui i filtri ricevessero in ingresso il segnale simulato tramite sinusoidi smorzata ad approssimare l'onda M e rumore bianco a frequenza limitata ad approssimare l'EMG volontario. Per confrontare i risultati dei filtri che hanno in input i segnali simulati tramite una sinusoidi smorzata e rumore gaussiano, si è analizzata media e standard deviation dei valori di MRI e RMSE, ognuno dei quali è ricavato utilizzando un tratto corrispondente a 6 periodi inter-stimolo.

Nel caso in cui i parametri di  $a$  e  $t$  fossero variati casualmente sono state considerate 100 realizzazioni del segnale per effettuare l'analisi statistica. Si è verificata che la distribuzione di tutti i risultati fosse normale ( $p < 0.05$ ) e si è proceduto al calcolo di media e standard deviation e all'analisi ANOVA per individuare le differenze significative ( $p < 0.05$ ).

Nel caso in cui i valori del parametro  $a$  fossero stati determinati da dati acquisiti, si è verificato che i risultati non erano distribuiti normalmente: si è effettuato dunque il calcolo di mediana e IQR per le popolazioni, e il test di Kruskal-Wallis. Poiché non tutte le differenze sono risultate significative, si è effettuato un *post hoc test* per il calcolo dei valori di p-value per ogni coppia di filtri.

I valori di media e standard deviation per l'analisi in cui  $a$  e  $t$  sono variati casualmente in un dato intervallo rispetto ad un valore stabilito sono presentati in tabella 3.1 per l'MRI e in tabella 3.2 per l'RMSE. Si considerino in prima istanza i dati riguardo il MRI.

Nel caso in cui nessuno dei 2 parametri vari i risultati migliori, sia in caso di segnale completo che in caso di segnale finestrato, vengono ottenuti dal filtro a

CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

*Tabella 3.1: Valori di MRI (media più standard deviation) ricavati dall'analisi del segnale simulato tramite sinusoidi smorzata esponenzialmente, in cui i valori dei parametri  $\alpha$  e  $\tau$  vengono variati di una certa percentuale del loro valore medio. P-value <0.001. Tot si riferisce ai segnali totali, fin ai risultati sugli stessi segnali ma finestrati.*

| $\alpha=10$ | $\tau=8$    |     | Filtro<br>pettine    | Filtro<br>Adatti-<br>vo | F. au-<br>tovalori | Svd<br>2345        | Svd 345           | Svd 45            | Passa-<br>banda    |
|-------------|-------------|-----|----------------------|-------------------------|--------------------|--------------------|-------------------|-------------------|--------------------|
| $\pm 0$     | $\pm 0$     | tot | 3.7e-17<br>(1.7e-15) | -0.120<br>(0.279)       | -0.333<br>(0.362)  | -0.592<br>(0.687)  | -0.481<br>(0.890) | -0.405<br>(1.234) | -18.159<br>(0.418) |
|             |             | fin | 3.9e-17<br>(6.5e-16) | -0.175<br>(0.510)       | -0.397<br>(0.559)  | -0.764<br>(0.773)  | -0.621<br>(1.007) | -0.557<br>(1.342) | -0.919<br>(0.227)  |
| $\pm 10\%$  | $\pm 0\%$   | Tot | -8.210<br>(2.140)    | -0.120<br>(0.278)       | -0.346<br>(0.352)  | -0.615<br>(0.680)  | -0.505<br>(0.867) | -0.428<br>(1.268) | -18.188<br>(0.456) |
|             |             | fin | -0.105<br>(0.170)    | -0.178<br>(0.516)       | -0.408<br>(0.564)  | -0.766<br>(0.761)  | -0.599<br>(0.972) | -0.534<br>(1.353) | -0.925<br>(0.237)  |
| $\pm 50\%$  | $\pm 0\%$   | tot | -20.599<br>(2.708)   | -0.124<br>(0.285)       | -0.332<br>(0.357)  | -0.602<br>(0.706)  | -0.484<br>(0.897) | -0.459<br>(1.285) | -17.656<br>(1.049) |
|             |             | fin | -1.787<br>(0.931)    | -0.165<br>(0.515)       | -0.399<br>(0.569)  | -0.774<br>(0.800)  | -0.586<br>(0.962) | -0.552<br>(1.355) | -0.847<br>(0.277)  |
| $\pm 100\%$ | $\pm 0\%$   | tot | -26.640<br>(2.636)   | -0.121<br>(0.277)       | -0.341<br>(0.351)  | -0.583<br>(0.723)  | -0.476<br>(0.914) | -0.441<br>(1.321) | -18.328<br>(0.834) |
|             |             | fin | -4.703<br>(1.709)    | -0.187<br>(0.500)       | -0.401<br>(0.550)  | -0.750<br>(0.859)  | -0.594<br>(1.032) | -0.528<br>(1.387) | -1.007<br>(0.408)  |
| $\pm 0\%$   | $\pm 20\%$  | tot | -10.566<br>(2.418)   | -0.294<br>(0.416)       | -0.709<br>(0.492)  | -8.101<br>(1.772)  | -1.155<br>(1.095) | -0.972<br>(1.524) | -17.428<br>(0.405) |
|             |             | fin | -3.143<br>(1.379)    | -0.202<br>(0.514)       | -0.419<br>(0.589)  | -0.794<br>(0.825)  | -0.641<br>(1.006) | -0.568<br>(1.387) | -0.904<br>(0.300)  |
| $\pm 0\%$   | $\pm 60\%$  | tot | -19.839<br>(2.763)   | -0.740<br>(0.649)       | -1.073<br>(0.585)  | -15.947<br>(1.901) | -3.832<br>(1.652) | -1.565<br>(1.695) | -17.638<br>(0.433) |
|             |             | fin | -9.720<br>(2.713)    | -0.335<br>(0.601)       | -0.531<br>(0.651)  | -0.978<br>(0.903)  | -0.760<br>(1.149) | -0.680<br>(1.528) | -1.734<br>(0.784)  |
| $\pm 0\%$   | $\pm 100\%$ | tot | -24.669<br>(2.766)   | -1.374<br>(0.912)       | -1.488<br>(0.680)  | -17.649<br>(1.892) | -7.777<br>(2.455) | -2.840<br>(1.984) | -17.347<br>(0.647) |
|             |             | fin | -13.667<br>(3.325)   | -0.450<br>(0.655)       | -0.602<br>(0.701)  | -1.343<br>(1.011)  | -0.953<br>(1.209) | -0.762<br>(1.634) | -3.007<br>(1.399)  |
| $\pm 50\%$  | $\pm 40\%$  | tot | -22.047<br>(2.491)   | -0.569<br>(0.504)       | -0.920<br>(0.549)  | -13.208<br>(2.314) | -1.784<br>(1.199) | -1.304<br>(1.698) | -17.787<br>(1.061) |
|             |             | fin | -7.440<br>(2.716)    | -0.297<br>(0.574)       | -0.503<br>(0.629)  | -0.902<br>(0.892)  | -0.668<br>(1.084) | -0.629<br>(1.500) | -1.336<br>(0.650)  |
| $\pm 100\%$ | $\pm 100\%$ | tot | -28.518<br>(2.926)   | -1.496<br>(1.015)       | -1.357<br>(0.677)  | -17.618<br>(3.254) | -7.135<br>(3.197) | -2.430<br>(2.190) | -18.144<br>(2.072) |
|             |             | fin | -14.670<br>(4.768)   | -0.506<br>(0.698)       | -0.613<br>(0.699)  | -1.375<br>(1.100)  | -0.911<br>(1.253) | -0.740<br>(1.646) | -3.455<br>(2.126)  |

**CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ  
MIOELETTRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA**

---

*Tabella 3.2: Valori di RMSE (media più standard deviation) ricavati dall'analisi del segnale simulato tramite sinusoidi smorzata esponenzialmente, in cui i valori dei parametri  $\alpha$  e  $\tau$  vengono variati di una certa percentuale del loro valore medio. Il p-value dell'ipotesi che i gruppi abbiano medie diverse tra loro è in ogni caso  $<0.001$*

| $\alpha = 10$ | $\tau = 8$  |     | Filtro<br>pettine | Filtro<br>Adat-<br>tivo | F.<br>auto-<br>valori | Svd<br>2345      | Svd<br>345       | Svd 45           | Passa-<br>banda  |
|---------------|-------------|-----|-------------------|-------------------------|-----------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| $\pm 0$       | $\pm 0$     | tot | 0.036<br>(0.002)  | 0.026<br>(0.002)        | 0.058<br>(0.003)      | 0.024<br>(0.002) | 0.035<br>(0.003) | 0.041<br>(0.003) | 0.214<br>(0.002) |
|               |             | fin | 0.036<br>(0.002)  | 0.026<br>(0.002)        | 0.058<br>(0.003)      | 0.025<br>(0.002) | 0.035<br>(0.003) | 0.041<br>(0.003) | 0.214<br>(0.002) |
| $\pm 10\%$    | $\pm 0\%$   | tot | 0.113<br>(0.028)  | 0.026<br>(0.002)        | 0.058<br>(0.003)      | 0.025<br>(0.002) | 0.035<br>(0.003) | 0.041<br>(0.003) | 0.214<br>(0.006) |
|               |             | fin | 0.037<br>(0.003)  | 0.031<br>(0.003)        | 0.056<br>(0.004)      | 0.025<br>(0.003) | 0.036<br>(0.004) | 0.042<br>(0.004) | 0.032<br>(0.003) |
| $\pm 50\%$    | $\pm 0\%$   | tot | 0.524<br>(0.148)  | 0.026<br>(0.002)        | 0.058<br>(0.003)      | 0.025<br>(0.002) | 0.034<br>(0.003) | 0.041<br>(0.003) | 0.221<br>(0.025) |
|               |             | fin | 0.050<br>(0.007)  | 0.031<br>(0.003)        | 0.055<br>(0.004)      | 0.025<br>(0.003) | 0.036<br>(0.004) | 0.042<br>(0.004) | 0.032<br>(0.003) |
| $\pm 100\%$   | $\pm 0\%$   | tot | 1.057<br>(0.297)  | 0.026<br>(0.003)        | 0.058<br>(0.003)      | 0.025<br>(0.003) | 0.035<br>(0.004) | 0.041<br>(0.003) | 0.244<br>(0.047) |
|               |             | fin | 0.077<br>(0.017)  | 0.031<br>(0.003)        | 0.056<br>(0.004)      | 0.025<br>(0.003) | 0.036<br>(0.004) | 0.042<br>(0.004) | 0.033<br>(0.003) |
| $\pm 0\%$     | $\pm 20\%$  | tot | 0.164<br>(0.045)  | 0.031<br>(0.003)        | 0.059<br>(0.003)      | 0.092<br>(0.018) | 0.033<br>(0.003) | 0.040<br>(0.003) | 0.215<br>(0.003) |
|               |             | fin | 0.062<br>(0.012)  | 0.031<br>(0.003)        | 0.056<br>(0.004)      | 0.026<br>(0.003) | 0.036<br>(0.004) | 0.042<br>(0.004) | 0.032<br>(0.003) |
| $\pm 0\%$     | $\pm 60\%$  | tot | 0.485<br>(0.138)  | 0.037<br>(0.004)        | 0.059<br>(0.003)      | 0.238<br>(0.046) | 0.046<br>(0.008) | 0.039<br>(0.003) | 0.220<br>(0.004) |
|               |             | fin | 0.151<br>(0.044)  | 0.032<br>(0.004)        | 0.056<br>(0.004)      | 0.027<br>(0.004) | 0.037<br>(0.004) | 0.042<br>(0.004) | 0.036<br>(0.004) |
| $\pm 0\%$     | $\pm 100\%$ | tot | 0.841<br>(0.241)  | 0.042<br>(0.006)        | 0.061<br>(0.003)      | 0.291<br>(0.055) | 0.076<br>(0.019) | 0.042<br>(0.004) | 0.213<br>(0.012) |
|               |             | fin | 0.244<br>(0.078)  | 0.033<br>(0.004)        | 0.056<br>(0.004)      | 0.030<br>(0.005) | 0.036<br>(0.004) | 0.042<br>(0.004) | 0.041<br>(0.007) |
| $\pm 50\%$    | $\pm 40\%$  | tot | 0.621<br>(0.169)  | 0.034<br>(0.004)        | 0.059<br>(0.003)      | 0.173<br>(0.044) | 0.035<br>(0.003) | 0.040<br>(0.003) | 0.225<br>(0.025) |
|               |             | fin | 0.114<br>(0.036)  | 0.032<br>(0.004)        | 0.056<br>(0.004)      | 0.026<br>(0.004) | 0.037<br>(0.004) | 0.042<br>(0.004) | 0.034<br>(0.004) |
| $\pm 100\%$   | $\pm 100\%$ | tot | 1.345<br>(0.413)  | 0.043<br>(0.008)        | 0.061<br>(0.003)      | 0.301<br>(0.099) | 0.073<br>(0.026) | 0.041<br>(0.004) | 0.241<br>(0.050) |
|               |             | fin | 0.289<br>(0.140)  | 0.034<br>(0.005)        | 0.056<br>(0.004)      | 0.030<br>(0.006) | 0.036<br>(0.005) | 0.042<br>(0.004) | 0.044<br>(0.011) |

### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

pettine, a seguire filtro adattivo, ad autovalori, SVD 45, SVD 345, SVD 2345, e filtro passa-banda. Data la numerosità del campione e la variabilità minima, dovuta solamente alla natura stocastica del segnale che simula l'EMG, ogni filtro ha risultati significativamente diversi rispetto agli altri ( $p < 0.001$ ).

Variando il parametro  $a$  si nota il peggioramento del filtro a pettine: anche una variazione del 10% comporta nel segnale totale che tutti i filtri tranne il filtro passa-banda abbiano risultati migliori del filtro a pettine; nel segnale finestrato invece il filtro a pettine mantiene i risultati migliori. Aumentando la variabilità intorno al valore medio al  $\pm 50\%$  o al  $\pm 100\%$  il filtro a pettine risulta essere significativamente peggiore di tutti gli altri filtri, in ogni modalità. I risultati degli altri filtri confermano l'ordine presentato nel caso in cui  $a$  non subiva variazioni (filtro adattivo, ad autovalori, SVD 45, SVD 345, SVD 2345, e filtro passa-banda), tranne il fatto che si perde una differenza significativa tra SVD 45 e SVD 345, e tra SVD 45 e filtro ad autovalori nel caso di variabilità del 100% e segnale completo.

Variando il parametro  $t$  si ottengono risultati simili, in particolare un peggioramento progressivo del filtro a pettine all'aumentare della variabilità.

Considerando una variabilità del 100% per entrambi i parametri, nel segnale completo il filtro ad autovalori e adattivo sono i migliori, non mostrando differenze significative tra loro, seguiti da SVD 45, SVD 345, SVD 2345, passa-banda, filtro a pettine. Nel caso del filtro finestrato, il filtro adattivo ottiene i risultati migliori, ma non mostra differenze significative con il filtro ad autovalori, il quale a sua volta non ha una differenza significativa con SVD 45.

Si considerino ora i dati riguardanti i valori di RMSE in tabella 3.2.

Nel caso in cui nessuno dei 2 parametri vari, i risultati migliori, sia in caso di segnale completo che in caso di segnale finestrato, vengono ottenuti dal SVD 2345, seguita dal filtro adattivo. Nel caso di segnale completo seguono SVD 345, filtro a pettine, SVD 45, filtro ad autovalori, filtro passa banda; nel caso di segnale finestrato il filtro passa banda risulta peggiore del filtro adattivo ma migliore della SVD 345, mentre gli altri filtri mantengono l'ordine precedentemente indicato. Tutte queste differenze sono significative con  $p < 0.001$ .

Variando il parametro  $a$  si nota il peggioramento del filtro a pettine anche con una variazione del  $\pm 10\%$ , che lo porta ad avere risultati significativamente peggiori degli altri filtri nei segnali completi, mentre il filtro ad autovalori rimane il peggiore considerando i segnali finestrati, tranne se la variazione è del  $\pm 100\%$ , caso in cui è il filtro a pettine ad avere i risultati peggiori. Analizzando i dati

### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

finestrati si riscontra una prestazione del filtro passa banda nettamente migliore rispetto a quella ottenuta considerando il segnale completo.

Variando il parametro  $t$  si nota il progressivo peggioramento della SVD 2345 nei segnali completi, mentre nelle altre prove considerate figurava come significativamente migliore. Nel caso di variazione del 20% i risultati sono filtro adattivo, SVD 345, SVD 45, SVD 2345, filtro ad autovalori, filtro a pettine, filtro passa banda. Passando ad una variazione del  $\pm 100\%$ , filtro adattivo e SVD 45 risultano non avere differenze significative, seguite dal filtro ad autovalori, SVD 345, filtro passa banda, SVD 2345, filtro a pettine.

Considerando il segnale finestrato, la SVD 2345 ottiene i risultati migliori: nel caso di variazione del  $\pm 20\%$  i risultati sono SVD 2345, filtro adattivo, filtro passa banda, SVD 345, SVD 45, filtro a pettine, filtro ad autovalori. Passando ad una variazione del  $\pm 100\%$ , i risultati sono SVD 2345, filtro adattivo, SVD 345, filtro passa banda e SVD 45 senza differenze significative, filtro ad autovalori, filtro a pettine.

Considerando una variabilità del  $\pm 100\%$  per entrambi i parametri, filtro adattivo e SVD 45 risultano non avere differenze significative, seguite dal filtro ad autovalori, SVD 345, filtro passa banda, SVD 2345, filtro a pettine. Nello stesso caso ma per il segnale finestrato, i risultati sono SVD 2345 e filtro adattivo senza differenze significative, SVD 345, filtro passa banda e SVD 45 senza differenze significative, filtro ad autovalori, filtro a pettine.

I valori di media e standard deviation per l'analisi in cui  $a$  varia secondo i risultati sperimentali sono presentati in tabella 3.3 per MRI e 3.4 per il RMSE, mentre il confronto visivo tra ingressi ed uscite del segnale completo è proposto in figura 3.9.

I valori di MRI presentano differenze in alcuni casi significative, in altri non-significative: per questo motivo si è effettuato un *post hoc test* per il calcolo dei valori di probabilità a cui ogni coppia di filtri è da considerarsi significativamente diversa: i risultati sono proposti in tabella 3.5-a per il segnale simulato a partire da dati relativa a contrazione isometrica - segnale totale, in tabella 3.5-b per il segnale simulato a partire da dati relativa a contrazione isometrica - segnale finestrato, in tabella 3.5-c per il segnale simulato a partire da dati relativa a contrazione anisometrica - segnale totale, in tabella 3.5-d per il segnale a partire da dati relativa a contrazione anisometrica - segnale finestrato. I valori di p-value per i risultati riguardanti il RMSE sono invece quasi nella loro totalità inferiori a



### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

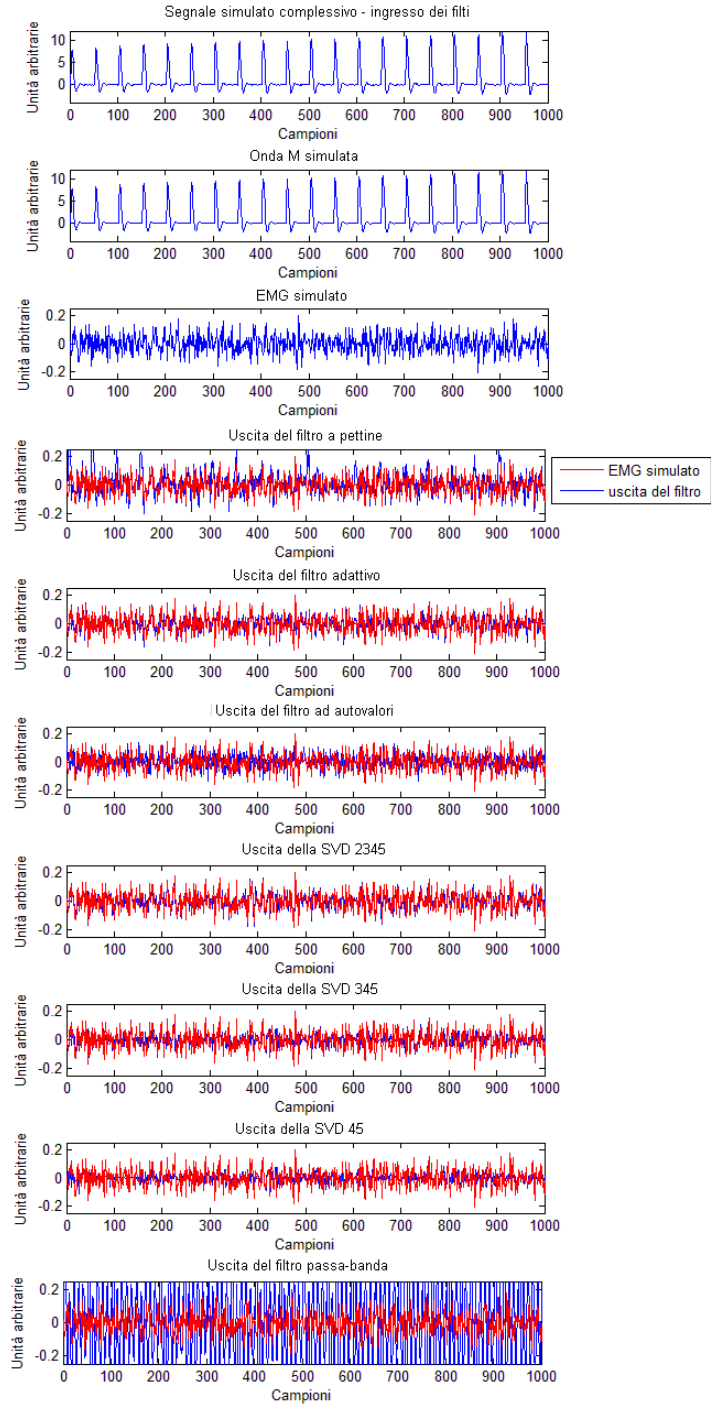


Figura 3.9: Confronto tra segnali simulati in entrata (primi 3 riquadri: segnale complessivo, solo onda M simulata tramite sinusoidi smorzate e solo EMG simulato tramite rumore gaussiano a banda limitata) e segnali in uscita dai filtri (con in rosso il segnale EMG simulato in entrata ed in blu il segnale complessivo filtrato).

**CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA**

<0.001 e non sono stati pertanto riportati estensivamente.

*Tabella 3.3: Risultati di MRI ottenuti con segnali simulati a partire da dati reali (dati in dB, media e standard deviation). Il p-value dell'ipotesi che i gruppi abbiano medie diverse tra loro è in ogni caso <0.001*

| Dati         |             | S/R                | F. pet-tine         | F. Adattivo       | F. Autovalori     | Svd 2345          | SVD 3,4,5         | SVD 4,5           | Passa banda        |
|--------------|-------------|--------------------|---------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--------------------|
| <b>Isom.</b> | <b>tot.</b> | -33.778<br>(0.163) | -0.325<br>(0.246)   | -0.124<br>(0.288) | -0.346<br>(0.347) | -0.619<br>(0.718) | -0.516<br>(0.909) | -0.445<br>(1.266) | -22.380<br>(0.445) |
|              | <b>fin.</b> | -7.768<br>(0.152)  | -2.41e-4<br>(0.011) | -0.163<br>(0.426) | -0.387<br>(0.492) | -0.716<br>(0.767) | -0.541<br>(0.973) | -0.544<br>(1.308) | -0.387<br>(0.241)  |
| <b>Anis.</b> | <b>tot.</b> | -31.624<br>(2.240) | -5.880<br>(4.045)   | -0.124<br>(0.275) | -0.338<br>(0.335) | -0.597<br>(0.744) | -0.484<br>(0.910) | -0.423<br>(1.306) | -20.238<br>(2.152) |
|              | <b>fin.</b> | -4.882<br>(1.363)  | -0.030<br>(0.069)   | -0.199<br>(0.407) | -0.385<br>(0.491) | -0.706<br>(0.785) | -0.587<br>(1.007) | -0.446<br>(1.336) | -0.184<br>(0.176)  |

*Tabella 3.4: Risultati di RMSE ottenuti con segnali simulati a partire da dati reali (dati in dB, media e standard deviation). Il p-value dell'ipotesi che i gruppi abbiano medie diverse tra loro è in ogni caso <0.001*

| Dati         |             | F . pet-tine     | F. Adattivo      | F. Autovalori     | Svd 2345           | SVD 3,4,5          | SVD 4,5            | Passa banda        |
|--------------|-------------|------------------|------------------|-------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
| <b>Iso.</b>  | <b>tot.</b> | 0.049<br>(0.003) | 0.033<br>(0.003) | 0.074<br>(0.0040) | 0.0318<br>(0.0029) | 0.0445<br>(0.0045) | 0.0522<br>(0.0042) | 0.4908<br>(0.0089) |
|              | <b>fin.</b> | 0.047<br>(0.003) | 0.038<br>(0.004) | 0.072<br>(0.005)  | 0.032<br>(0.003)   | 0.046<br>(0.005)   | 0.054<br>(0.005)   | 0.040<br>(0.004)   |
| <b>Anis.</b> | <b>tot.</b> | 0.126<br>(0.073) | 0.033<br>(0.003) | 0.074<br>(0.004)  | 0.031<br>(0.003)   | 0.044<br>(0.004)   | 0.052<br>(0.004)   | 0.394<br>(0.087)   |
|              | <b>fin.</b> | 0.047<br>(0.003) | 0.037<br>(0.004) | 0.072<br>(0.004)  | 0.033<br>(0.004)   | 0.046<br>(0.005)   | 0.054<br>(0.005)   | 0.038<br>(0.004)   |

Nell'analisi del valore di MRI sul segnale complessivo il filtro adattivo ha i risultati migliori, avendo in caso di segnale relativo a contrazione isometrica un MRI significativamente più basso delle uscite degli altri filtri ( $p < 0.05$ ), mentre in la differenza con il filtro ad autovalori non è significativa ( $p > 0.05$ ), pur essendo la differenza significativa con i restanti. Tra i risultati della SVD i risultati in parte migliori sono ottenuti con un numero minore di autovalori coinvolti: considerando i dati da condizioni isometriche SVD 4,5 e SVD 3,4,5 sono significativamente migliori di SVD 2,3,4,5, ma non così considerando i dati da consizioni anisometriche dove le tre varianti del filtro a valori singolari non presentano differenze di risultati significative. Si noti il deciso peggioramento delle prestazioni del filtro

### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

a pettine tra le condizioni isometriche a quelle anisometriche, in contrasto con il comportamento degli altri filtri.

Considerando il segnale finestrato, il filtro con i risultati migliori è il filtro a pettine, che ottiene risultati significativamente inferiori degli altri filtri sia in caso dei segnali da contrazione isometrica che anisometrica. Seguono il filtro adattivo e passa-banda per la condizione isometrica, e solo l'adattivo in anisometria. Si nota un netto miglioramento dei risultati del filtro passa-banda, rispetto al segnale considerato complessivamente.

Nell'analisi del valore di RMSE del segnale complessivo, il filtro da cui si ottengono i risultati migliori è la SVD 2,3,4,5: nel caso si considera il segnale da condizioni isometriche il RMSE ottenuto è significativamente minore di tutte le uscite degli altri filtri ( $p < 0.05$ ), mentre nel caso del segnale da contrazioni anisometriche non c'è significativa differenza con il filtro adattivo; seguono la SVD 3,4,5, la SVD 4,5, il filtro ad autovalori, il filtro a pettine e il filtro passa-banda (tutti con differenze significative tra loro). Si nota anche in questo caso la minor efficienza del filtro a pettine tra condizioni isometriche che anisometriche.

Nell'analisi dei filtri con segnale finestrato, i risultati migliori sono ottenuti dal filtro ad autovalori, a seguire (tutti con differenze significative tra loro) SVD 45, filtro a pettine, SVD 345, filtro passa-banda, filtro adattivo, SVD 2345.

#### **Risultati simulazione tramite sovrapposizione di dati acquisiti**

Il confronto visuale tra segnali in entrata ed in uscita ai filtri è presentato in figura 3.10 per il segnale completo ottenuto in condizioni di contrazione isometrica e in figura 3.11 per il segnale ottenuto con arto in movimento.

I valori di MRI e RMSE sono stati calcolati su un tratto corrispondente a 6 stimolazioni, e i valori ottenuti sono stati analizzati per calcolare i valori di mediana e IQR ed individuare se esistessero differenze significative tra le uscite dei filtri tramite test di Kruskal-Wallis, poichè data la scarsa numerosità dei campioni così ottenuti i dati non sono risultati essere distribuiti normalmente.

In tabella 3.8 e in tabella 3.9 si presentano i valori di mediana e Inter Quartile Range ottenuti rispettivamente di MRI e RMSE.

Per indicare in quali casi le differenze fossero significative tra un gruppo e ognuno degli altri, si è effettuato un post-hoc test, i cui risultati sono presenti nelle tabelle 3.6 -a (MRI segnale totale, condizioni isometriche), 3.6 -b (MRI segnale finestrato, condizioni isometriche), 3.6 -c (MRI segnale totale, condizioni aniso-

**CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA**

|                      | Filtro a pettine | Filtro adattivo | Filtro ad autovalori | SVD 2345 | SVD 345 | SVD 45 | F. passa banda |
|----------------------|------------------|-----------------|----------------------|----------|---------|--------|----------------|
| <i>Rank</i>          | 2                | 1               | 3                    | 6        | 5       | 4      | 7              |
| Filtro a pettine     |                  | <0.001          | <0.001               | <0.001   | <0.001  | <0.001 | <0.001         |
| Filtro adattivo      | <0.001           |                 | <0.001               | <0.001   | <0.001  | <0.001 | <0.001         |
| Filtro ad autovalori | <0.001           | <0.001          |                      | <0.001   | <0.001  | 0.003  | <0.001         |
| SVD 2345             | <0.001           | <0.001          | <0.001               |          | 0.001   | <0.001 | <0.001         |
| SVD 345              | <0.001           | <0.001          | <0.001               | 0.001    |         | <0.001 | <0.001         |
| SVD 45               | <0.001           | <0.001          | 0.003                | <0.001   | <0.001  |        | <0.001         |
| F passa banda        | <0.001           | <0.001          | <0.001               | <0.001   | <0.001  | <0.001 |                |

(a) contrazione isometrica - segnale totale

|                      | Filtro a pettine | Filtro adattivo | Filtro ad autovalori | SVD 2345 | SVD 345 | SVD 45 | F. passa banda |
|----------------------|------------------|-----------------|----------------------|----------|---------|--------|----------------|
| <i>Rank</i>          | 1                | 2               | 4                    | 7        | 4       | 5      | 3              |
| Filtro a pettine     |                  | <0.001          | <0.001               | <0.001   | <0.001  | <0.001 | 0.989          |
| Filtro adattivo      | <0.001           |                 | 0.067                | <0.001   | <0.001  | <0.001 | <0.001         |
| Filtro ad autovalori | <0.001           | 0.067           |                      | <0.001   | <0.001  | 0.085  | <0.001         |
| SVD 2345             | <0.001           | <0.001          | <0.001               |          | <0.001  | <0.001 | <0.001         |
| SVD 345              | <0.001           | <0.001          | <0.001               | <0.001   |         | 0.495  | <0.001         |
| SVD 45               | <0.001           | <0.001          | 0.085                | <0.001   | 0.495   |        | <0.001         |
| F passa banda        | 0.989            | <0.001          | <0.001               | <0.001   | <0.001  | <0.001 |                |

(b) contrazione isometrica - segnale finestrato

|                      | Filtro a pettine | Filtro adattivo | Filtro ad autovalori | SVD 2345 | SVD 345 | SVD 45 | F. passa banda |
|----------------------|------------------|-----------------|----------------------|----------|---------|--------|----------------|
| <i>Rank</i>          | 6                | 1               | 2                    | 5        | 4       | 3      | 7              |
| Filtro a pettine     |                  | <0.001          | <0.001               | 0.005    | <0.001  | <0.001 | <0.001         |
| Filtro adattivo      | <0.001           |                 | <0.001               | <0.001   | <0.001  | <0.001 | <0.001         |
| Filtro ad autovalori | <0.001           | <0.001          |                      | <0.001   | <0.001  | 0.037  | <0.001         |
| SVD 2345             | 0.005            | <0.001          | <0.001               |          | 0.040   | <0.001 | <0.001         |
| SVD 345              | <0.001           | <0.001          | <0.001               | 0.040    |         | 0.542  | <0.001         |
| SVD 45               | <0.001           | <0.001          | 0.037                | <0.001   | 0.542   |        | <0.001         |
| F passa banda        | <0.001           | <0.001          | <0.001               | <0.001   | <0.001  | <0.001 |                |

(c) contrazione anisometrica - segnale totale

|                      | Filtro a pettine | Filtro adattivo | Filtro ad autovalori | SVD 2345 | SVD 345 | SVD 45 | F. passa banda |
|----------------------|------------------|-----------------|----------------------|----------|---------|--------|----------------|
| <i>Rank</i>          | 1                | 3               | 4                    | 7        | 6       | 5      | 2              |
| Filtro a pettine     |                  | <0.001          | <0.001               | <0.001   | <0.001  | <0.001 | 1              |
| Filtro adattivo      | <0.001           |                 | 0.842                | <0.001   | <0.001  | <0.001 | <0.001         |
| Filtro ad autovalori | <0.001           | 0.842           |                      | <0.001   | 0.001   | 0.082  | <0.001         |
| SVD 2345             | <0.001           | <0.001          | <0.001               |          | 0.095   | 0.001  | <0.001         |
| SVD 345              | <0.001           | <0.001          | 0.001                | 0.095    |         | 0.901  | <0.001         |
| SVD 45               | <0.001           | <0.001          | 0.082                | 0.001    | 0.901   |        | <0.001         |
| F passa banda        | 1                | <0.001          | <0.001               | <0.001   | <0.001  | <0.001 |                |

(d) contrazione anisometrica - segnale finestrato

*Tabella 3.5: Valori di p-value per ogni coppia di risultati, considerando il valore di MRI per il segnale ottenuto per simulazione da dati acquisiti. I dati di media e standard deviation a cui fanno riferimento sono in tabella 3.3 e si riporta in ogni tabella l'ordine dal valore più vicino a zero a seguire.*

### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

metriche), -d (MRI segnale finestrato, condizioni anisometriche), 3.7-a (RMSE segnale totale- condizioni isometriche) , 3.7-b (RMSE segnale finestrato, condizioni isometriche) , 3.7-c (RMSE segnale totale, condizioni anisometriche), 3.7-d (RMSE segnale finestrato, condizioni anisometriche).

Nel caso di segnale riferito alle condizione di contrazione isometrica il valore di MRI minore è stato ottenuto dal SVD 4,5, ma è significativamente migliore solo del filtro passa banda e di SVD 2,3,4,5. Nel caso si consideri questo segnale finestrato, è il filtro passa-banda ad avere i risultati migliori ma con valori significativamente diversi solo dal filtro a SVD 2345.

Nel caso di segnale riferito alle condizioni anisometriche totale si nota il peggioramento dell'efficienza del filtro a pettine; il filtro adattivo ottiene i risultati migliori ma non significativamente diversi da i filtri ad autovalori, SVD 4,5 e SVD 3,4,5. Nel caso del segnale finestrato i risultati sono simili, a parte una inclusione del SVD 2,3,4,5 nel gruppo dei non significativamente differenti .

Nel caso di dati acquisiti in contrazione isometrica il filtro con il valore di RMSE più basso considerando il segnale totale è il filtro adattivo, che non presenta differenze significative con SVD4,5 SVD 3,4,5, SVD3,4,5 e filtro a pettine ( $p>0.5$ ), e differenze significative con gli altri. Nel caso di segnale finestrato, SVD 2,3,4,5 ha i risultati migliori, e solo il filtro a pettine non presenta differenze significative ( $p=0.065$ ).

Nel caso di dati acquisiti in condizioni anisometriche applicato al segnale intero, il filtro ad autovalori ha i valori migliori ma con differenze non significative con adattivo e SVD45; nel caso del segnale finestrato solo SVD 2,3,4,5 e filtro a pettine sono significativamente peggiori rispetto ai restanti.

#### **3.4.2 Verifica di applicabilità dei filtri**

##### **Risultati della potenza delle uscite dei filtri in assenza di attività volontaria**

L'analisi statistica compara la potenza del segnale in uscita dai filtri mediata su un tratto corrispondente a 6 stimoli; i risultati così ottenuti sono risultati essere distribuiti non normalmente, per questo sono stati calcolati i valori di mediana e IQR (presentati in tabella 3.10) e si è verificata l'esistenza di differenze significative tra i filtri tramite test di Kruskal-Wallis. Poiché i dati in ingresso ai filtri sono

**CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETTRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA**

|                           | Filtro a<br>pettine | Filtro<br>adattivo | Filtro ad<br>autovalori | SVD 2345 | SVD 345 | SVD 45 | F. passa<br>banda |
|---------------------------|---------------------|--------------------|-------------------------|----------|---------|--------|-------------------|
| <i>Rank</i>               | 5                   | 3                  | 2                       | 6        | 4       | 1      | 7                 |
| Filtro a pettine          |                     | 1                  | 1                       | 0.293    | 1       | 1      | <0.001            |
| Filtro adattivo           | 1                   |                    | 1                       | 0.223    | 1       | 1      | <0.001            |
| Filtro ad auto-<br>valori | 1                   | 1                  |                         | 0.541    | 1       | 1      | <0.001            |
| SVD 2345                  | 0.293               | 0.223              | 0.544                   |          | 1       | 0.038  | 0.367             |
| SVD 345                   | 1                   | 1                  | 1                       | 1        |         | 1      | <0.001            |
| SVD 45                    | 1                   | 1                  | 1                       | 0.038    | 1       |        | <0.001            |
| F passa banda             | <0.001              | <0.001             | <0.001                  | 0.367    | <0.001  | <0.001 |                   |

(a) contrazione isometrica - segnale totale

|                           | Filtro a<br>pettine | Filtro<br>adattivo | Filtro ad<br>autovalori | SVD 2345 | SVD 345 | SVD 45 | Filtro<br>passa<br>banda |
|---------------------------|---------------------|--------------------|-------------------------|----------|---------|--------|--------------------------|
| <i>Rank</i>               | 3                   | 2                  | 4                       | 7        | 6       | 5      | 1                        |
| Filtro a pettine          |                     | 1                  | 1                       | <0.001   | 1       | 1      | 1                        |
| Filtro adattivo           | 1                   |                    | 1                       | 1        | <0.001  | 0.928  | 1                        |
| Filtro ad auto-<br>valori | 1                   | 1                  |                         | 0.287    | 1       | 1,00   | 1                        |
| SVD 2345                  | <0.001              | <0.001             | 0.287                   |          | 1       | 0.928  | <0.001                   |
| SVD 345                   | 1                   | 0.928              | 1                       | 1        |         | 1      | 0.339                    |
| SVD 45                    | 1                   | 1                  | 1                       | 0.928    | 1       |        | 0.609                    |
| F passa banda             | 1                   | 1                  | 1                       | <0.001   | 0.339   | 0.609  |                          |

(b) contrazione isometrica - segnale finestrato

|                           | Filtro a<br>pettine | Filtro<br>adattivo | Filtro ad<br>autovalori | SVD 2345 | SVD 345 | SVD 45 | F. passa<br>banda |
|---------------------------|---------------------|--------------------|-------------------------|----------|---------|--------|-------------------|
| <i>Rank</i>               | 5                   | 1                  | 2                       | 6        | 4       | 3      | 7                 |
| Filtro a pettine          |                     | 0.007              | 0.015                   | 1        | 1       | 0.056  | 0.104             |
| Filtro adattivo           | 0.007               |                    | 1                       | <0.001   | 0.399   | 1      | <0.001            |
| Filtro ad auto-<br>valori | 0.015               | 1                  |                         | <0.001   | 0.656   | 1      | <0.001            |
| SVD 2345                  | 1                   | <0.001             | <0.001                  |          | 0.211   | <0.001 | 1                 |
| SVD 345                   | 1                   | 0.399              | 0.656                   | 0.211    |         | 1      | 0.001             |
| SVD 45                    | 0.056               | 1                  | 1                       | <0.001   | 1       |        | <0.001            |
| F passa banda             | 0.104               | <0.001             | <0.001                  | 1        | 0.001   | <0.001 |                   |

(c) contrazione anisometrica - segnale totale

|                           | Filtro a<br>pettine | Filtro<br>adattivo | Filtro ad<br>autovalori | SVD 2345 | SVD 345 | SVD 45 | F. passa<br>banda |
|---------------------------|---------------------|--------------------|-------------------------|----------|---------|--------|-------------------|
| <i>Rank</i>               | 5                   | 1                  | 3                       | 6        | 4       | 3      | 7                 |
| Filtro a pettine          |                     | 0.004              | 0.003                   | 1        | 0.095   | 0.038  | 1                 |
| Filtro adattivo           | 0.004               |                    | 1                       | 0.203    | 1       | 1      | 0.022             |
| Filtro ad auto-<br>valori | 0.003               | 1                  |                         | 0.150    | 1       | 1      | 0.016             |
| SVD 2345                  | 1                   | 0.202              | 0.151                   |          | 1       | 0.947  | 1                 |
| SVD 345                   | 0.095               | 1                  | 1                       | 1        |         | 1      | 0.335             |
| SVD 45                    | 0.038               | 1                  | 1                       | 0.947    | 1       |        | 0.152             |
| F passa banda             | 1                   | 0.022              | 0.016                   | 1        | 0.335   | 0.152  |                   |

(d) contrazione anisometrica - segnale finestrato

*Tabella 3.6: Valori di p-value per ogni coppia di risultati, considerando il valore di MRI per il segnale ottenuto per sovrapposizione di dati reali. I dati di mediana e IQR a cui fanno riferimento sono in tabella 3.8 e si riporta in ogni tabella l'ordine dal valore più vicino a zero a seguire*

**CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA**

|                      | Filtro a pettine | Filtro adattivo | Filtro ad autovalori | SVD 2345 | SVD 345 | SVD 45 | F. passa banda |
|----------------------|------------------|-----------------|----------------------|----------|---------|--------|----------------|
| <i>Rank</i>          | 5                | 1               | 6                    | 3        | 2       | 4      | 7              |
| Filtro a pettine     |                  | 1               | 1                    | 1        | 1       | 1      | 0.002          |
| Filtro adattivo      | 1                |                 | 0.004                | 1        | 1       | 1      | 1              |
| Filtro ad autovalori | 1                | 0.004           |                      | 0.241    | 0.008   | 0.996  | 0.676          |
| SVD 2345             | 1                | 1               | 0.241                |          | 1       | 1      | 1              |
| SVD 345              | 1                | 1               | 0.008                | 1        |         | 1      | 1              |
| SVD 45               | 1                | 1               | 0.996                | 1        | 1       |        | 0.001          |
| F. passa banda       | 0.002            | 1               | 0.676                | 1        | 1       | 0.001  |                |

(a) contrazione isometrica - segnale totale

|                      | Filtro a pettine | Filtro adattivo | Filtro ad autovalori | SVD 2345 | SVD 345 | SVD 45 | F. passa banda |
|----------------------|------------------|-----------------|----------------------|----------|---------|--------|----------------|
| <i>Rank</i>          | 2                | 5               | 7                    | 1        | 3       | 6      | 4              |
| Filtro a pettine     |                  | 1               | 0.071                | 0.065    | 1       | 1      | 1              |
| Filtro adattivo      | 1                |                 | 1                    | <0.001   | 1       | 1      | 1              |
| Filtro ad autovalori | 0.071            | 1               |                      | <0.001   | 0.329   | 1      | 1              |
| SVD 2345             | 0.065            | <0.001          | <0.001               |          | 0.011   | <0.001 | 0.002          |
| SVD 345              | 1                | 1               | 0.329                | 0.011    |         | 1      | 1              |
| SVD 45               | 1                | 1               | 1                    | <0.001   | 1       |        | 1              |
| F. passa banda       | 1                | 1               | 1                    | 0.002    | 1       | 1      |                |

(b) contrazione isometrica - segnale finestrato

|                      | Filtro a pettine | Filtro adattivo | Filtro ad autovalori | SVD 2345 | SVD 345 | SVD 45 | F. passa banda |
|----------------------|------------------|-----------------|----------------------|----------|---------|--------|----------------|
| <i>Rank</i>          | 5                | 1               | 4                    | 6        | 3       | 2      | 7              |
| Filtro a pettine     |                  | <0.001          | <0.001               | 1        | 0.203   | <0.001 | 1              |
| Filtro adattivo      | <0.001           |                 | 1                    | <0.001   | 0.058   | 1      | <0.001         |
| Filtro ad autovalori | <0.001           | 1               |                      | <0.001   | 0.009   | 1      | <0.001         |
| SVD 2345             | 1                | <0.001          | <0.001               |          | 0.082   | <0.001 | 1              |
| SVD 345              | 0.203            | 0.058           | 0.009                | 0.082    |         | 0.092  | 1              |
| SVD 45               | <0.001           | 1               | 1                    | <0.001   | 0.092   |        | <0.001         |
| F. passa banda       | 1                | <0.001          | <0.001               | 1        | 1       | <0.001 |                |

(c) contrazione anisometrica - segnale totale

|                      | Filtro a pettine | Filtro adattivo | Filtro ad autovalori | SVD 2345 | SVD 345 | SVD 45 | F. passa banda |
|----------------------|------------------|-----------------|----------------------|----------|---------|--------|----------------|
| <i>Rank</i>          | 7                | 1               | 4                    | 6        | 2       | 3      | 7              |
| Filtro adattivo      | <0.001           |                 | 1                    | 0.006    | 1       | 1      | 1              |
| Filtro ad autovalori | <0.001           | 1               |                      | 0.026    | 1       | 1      | 1              |
| SVD 2345             | 1                | 0.006           | 0.026                |          | 0.068   | 0.021  | 0.023          |
| SVD 345              | <0.001           | 1               | 1                    | 0.068    |         | 1      | 1              |
| SVD 45               | <0.001           | 1               | 1                    | 0.021    | 1       |        | 1              |
| F. passa banda       | <0.001           | 1               | 1                    | 0.023    | 1       | 1      |                |

(d) contrazione anisometrica - segnale finestrato

*Tabella 3.7: Valori di p-value per ogni coppia di risultati, considerando il valore di RMSE per il segnale ottenuto per sovrapposizione di dati acquisiti. I dati di mediana e IQR a cui fanno riferimento sono in tabella 3.9 e si riporta in ogni tabella l'ordine dal valore più vicino a zero a seguire*

### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

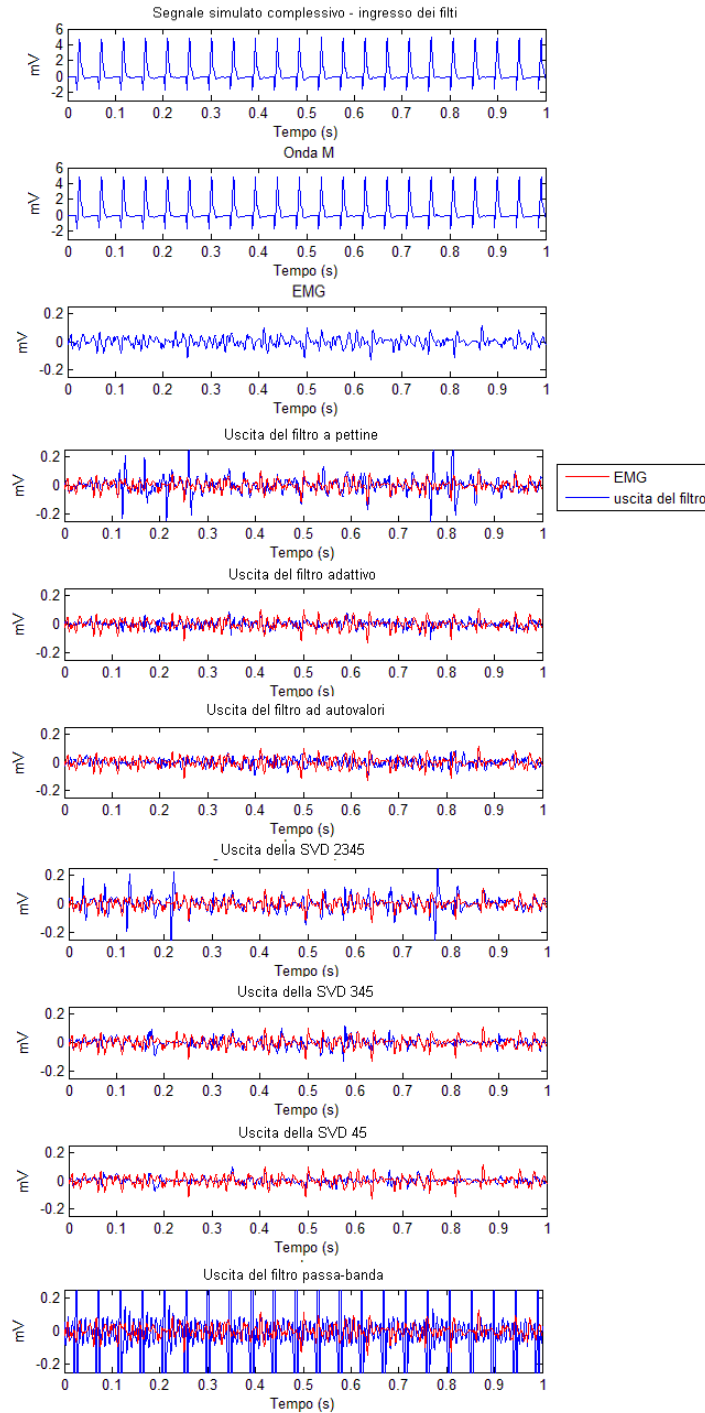


Figura 3.10: Simulazione del segnale per sovrapposizione da dati acquisiti in condizioni isometriche (primi tre riquadri, segnale complessivo, segnale contenente solo onde M, segnale contenente solo attività miografica) e risultati dei filtri aventi in entrata il segnale completo (in rosso il segnale EMG originario, in blu l'uscita del filtro). Nel segnale non è presente l'artefatto da stimolazione.



### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

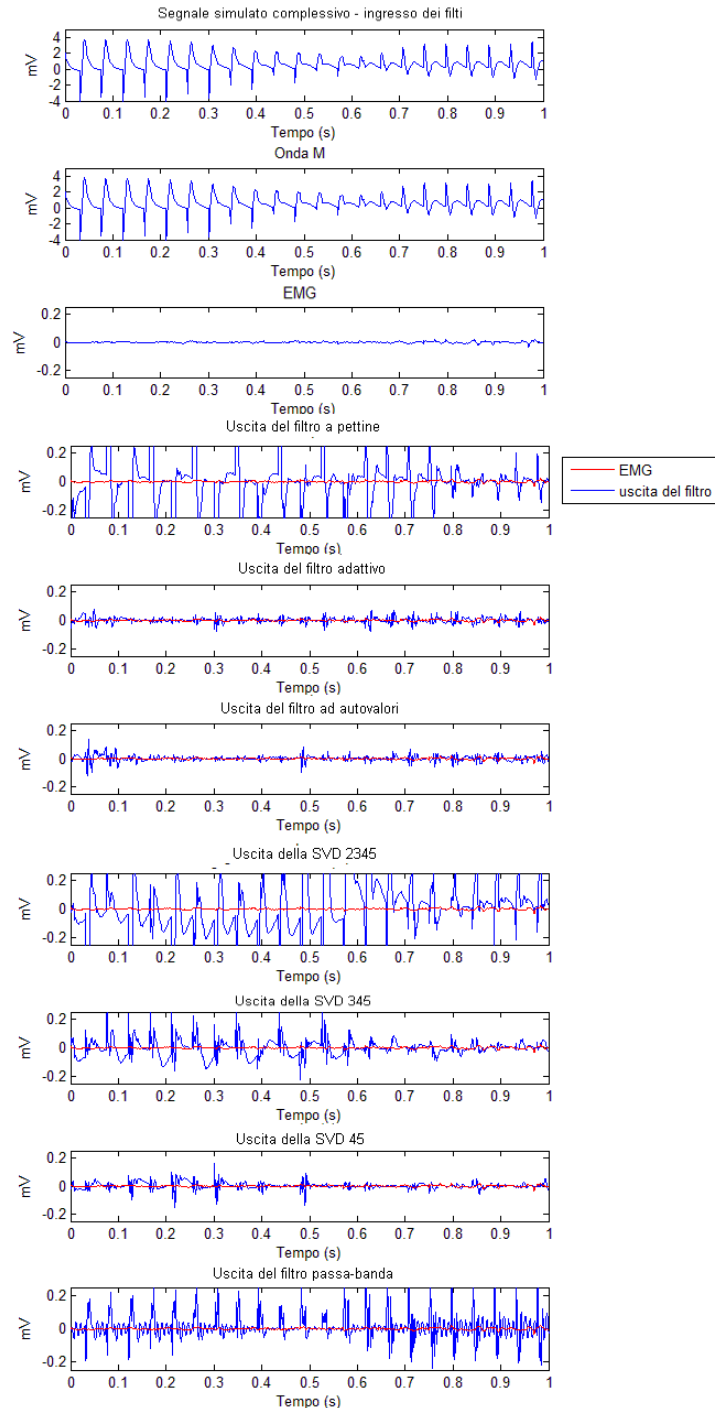


Figura 3.11: Simulazione del segnale per sovrapposizione da dati acquisiti in condizioni anisometriche (primi tre riquadri, segnale complessivo, segnale contenente solo onde M, segnale contenente solo attività miografica) e risultati dei filtri aventi in entrata il segnale completo (in rosso il segnale EMG originario, in blu l'uscita del filtro). Nel segnale non è presente l'artefatto da stimolazione..

### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETTICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

Tabella 3.8: Valori di MRI (mediana e IQR) in dB delle uscite dei filtri aventi come input segnali creati sovrapponendo Onde M e attività EMG ottenuti separatamente da dati reali. Isom. e Anis. identificano rispettivamente i dati creati da segnali acquisiti in condizioni di contrazione isometrica e anisometrica; tot. e fin. identificano se il segnale è considerato come totale o finestrato

| Dati  |     | S/R                | F. a<br>petti-<br>ne | F.<br>Adat-<br>tivo | F.<br>Auto-<br>valori | Svd<br>2345       | SVD<br>3,4,5      | SVD<br>4,5        | Passa<br>banda    |
|-------|-----|--------------------|----------------------|---------------------|-----------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| Isom. | tot | -31.629<br>(1.504) | - 0.051<br>(0.029)   | -0.037<br>(0.006)   | -0.039<br>(0.011)     | -0.055<br>(0.044) | -0.033<br>(0.006) | -0.033<br>(0.006) | -0.258<br>(0.021) |
|       | fin | -8.137<br>(1.907)  | -0.029<br>(0.010)    | -0.029<br>(0.008)   | -0.032<br>(0.010)     | -0.019<br>(0.005) | -0.026<br>(0.008) | -0.030<br>(0.008) | -0.029<br>(0.006) |
| Anis. | tot | -43.745<br>(7.391) | -0.279<br>(0.210)    | -0.023<br>(0.012)   | -0.020<br>(0.006)     | -0.313<br>(0.299) | -0.069<br>(0.061) | -0.022<br>(0.015) | -0.183<br>(0.223) |
|       | fin | -35.798<br>(4.486) | -0.026<br>(0.014)    | -0.007<br>(0.006)   | -0.008<br>(0.006)     | -0.014<br>(0.031) | -0.008<br>(0.006) | -0.008<br>(0.007) | -0.008<br>(0.006) |

Tabella 3.9: Valori di RMSE (mediana e IQR) delle uscite dei filtri aventi come input segnali creati sovrapponendo Onde M e attività EMG ottenuti separatamente da dati reali. Isom. e Anis. identificano rispettivamente i dati creati da segnali acquisiti in condizioni di contrazione isometrica e anisometrica; tot. e fin. identificano se il segnale è considerato come totale o finestrato

| Dati  |     | F. Pet-<br>tine  | F.<br>Adatti-<br>vo | F.<br>Auto-<br>valori | Svd<br>2345      | SVD<br>3,4,5     | SVD<br>4,5       | Passa<br>banda    |
|-------|-----|------------------|---------------------|-----------------------|------------------|------------------|------------------|-------------------|
| Isom. | tot | 0.069<br>(0.003) | 0.061<br>(0.003)    | 0.082<br>(0.012)      | 0.067<br>(0.036) | 0.062<br>(0.008) | 0.069<br>(0.004) | 0.263<br>(0.020)  |
|       | fin | 0.054<br>(0.018) | 0.065<br>(0.019)    | 0.073<br>(0.026)      | 0.039<br>(0.009) | 0.060<br>(0.016) | 0.065<br>(0.017) | 0.063<br>(0.0013) |
| Anis. | tot | 0.126<br>(0.073) | 0.034<br>(0.003)    | 0.074<br>(0.004)      | 0.032<br>(0.004) | 0.045<br>(0.005) | 0.052<br>(0.004) | 0.394<br>(0.087)  |
|       | fin | 0.047<br>(0.003) | 0.038<br>(0.004)    | 0.073<br>(0.005)      | 0.033<br>(0.004) | 0.046<br>(0.005) | 0.054<br>(0.005) | 0.038<br>(0.004)  |

Tabella 3.10: Valori in dB della potenza del segnale in uscita dai filtri aventi in entrata un segnale privo di attività volontaria. Isom. e Anis. identificano rispettivamente i dati creati da segnali acquisiti in condizioni di contrazione isometrica e anisometrica; tot. e fin. identificano se il segnale è considerato come totale o finestrato.

| Dati  |     | F. Pet-<br>tine    | F.<br>Adatti-<br>vo | F.<br>Auto-<br>valori | Svd<br>2345        | SVD<br>3,4,5       | SVD<br>4,5         | Passa<br>banda     |
|-------|-----|--------------------|---------------------|-----------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
| Isom. | tot | 0.4999<br>(0.2216) | 0.1184<br>(0.0266)  | 0.1097<br>(0.0222)    | 0.5665<br>(0.2417) | 0.2662<br>(0.0516) | 0.1322<br>(0.0408) | 2.2962<br>(0.2249) |
|       | fin | 0.1753<br>(0.0804) | 0.0202<br>(0.0056)  | 0.0173<br>(0.0034)    | 0.1196<br>(0.0337) | 0.0538<br>(0.0171) | 0.0258<br>(0.0121) | 0.0193<br>(0.0052) |
| Anis. | tot | 2.9337<br>(2.5225) | 0.1912<br>(0.0963)  | 0.1580<br>(0.0661)    | 3.3826<br>(2.0629) | 0.6695<br>(0.6801) | 0.2146<br>(0.1896) | 0.0371<br>(0.0129) |
|       | fin | 0.3082<br>(0.1570) | 0.0192<br>(0.0058)  | 0.0178<br>(0.0027)    | 0.1312<br>(0.3721) | 0.0435<br>(0.0147) | 0.0230<br>(0.0080) | 1.8429<br>(2.3497) |

**CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETTTRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA**

|                           | Filtro a<br>pettine | Filtro<br>adattivo | Filtro ad<br>autovalori | SVD 2345 | SVD 345  | SVD 45   | F. passa<br>banda |
|---------------------------|---------------------|--------------------|-------------------------|----------|----------|----------|-------------------|
| <i>Rank</i>               | <i>5</i>            | <i>2</i>           | <i>1</i>                | <i>6</i> | <i>4</i> | <i>3</i> | <i>7</i>          |
| Filtro a pettine          |                     | <0.001             | <0.001                  | 1        | 1        | <0.001   | 0.738             |
| Filtro adattivo           | <0.001              |                    | 1                       | <0.001   | 0.152    | 1        | <0.001            |
| Filtro ad auto-<br>valori | <0.001              | 1                  |                         | <0.001   | 0.012    | 1        | <0.001            |
| SVD 2345                  | 1                   | <0.001             | <0.001                  |          | 0.728    | <0.001   | 1                 |
| SVD 345                   | 1                   | 0.152              | 0.012                   | 0.728    |          | 0.381    | 0.001             |
| SVD 45                    | <0.001              | 1                  | 1                       | <0.001   | 0.381    |          | <0.001            |
| F. passa banda            | 0.738               | <0.001             | <0.001                  | 1        | 0,001    | <0.001   |                   |

(a) contrazione isometrica - segnale totale

|                           | Filtro a<br>pettine | Filtro<br>adattivo | Filtro ad<br>autovalori | SVD 2345 | SVD 345  | SVD 45   | F. passa<br>banda |
|---------------------------|---------------------|--------------------|-------------------------|----------|----------|----------|-------------------|
| <i>Rank</i>               | <i>5</i>            | <i>2</i>           | <i>1</i>                | <i>6</i> | <i>4</i> | <i>3</i> | <i>7</i>          |
| Filtro a pettine          |                     | <0.001             | <0.001                  | 1        | 0.341    | <0.001   | <0.001            |
| Filtro adattivo           | <0.001              |                    | 1                       | <0.001   | 0.008    | 1        | 1                 |
| Filtro ad auto-<br>valori | <0.001              | 1                  |                         | <0.001   | <0.001   | 0.339    | 1                 |
| SVD 2345                  | 1                   | <0.001             | <0.001                  |          | 1        | 0.001    | <0.001            |
| SVD 345                   | 0.341               | 0.008              | <0.001                  | 1        |          | 0.619    | 0.010             |
| SVD 45                    | <0.001              | 1                  | 0.339                   | 0.001    | 0.619    |          | 1                 |
| F. passa banda            | <0.001              | 1                  | 1                       | <0.001   | 0.010    | 1        |                   |

(b) contrazione isometrica - segnale finestrato

|                           | Filtro a<br>pettine | Filtro<br>adattivo | Filtro ad<br>autovalori | SVD 2345 | SVD 345  | SVD 45   | F. passa<br>banda |
|---------------------------|---------------------|--------------------|-------------------------|----------|----------|----------|-------------------|
| <i>Rank</i>               | <i>1</i>            | <i>2</i>           | <i>1</i>                | <i>7</i> | <i>4</i> | <i>3</i> | <i>5</i>          |
| Filtro a pettine          |                     | <0.001             | <0.001                  | 1        | 0.206    | <0.001   | 1                 |
| Filtro adattivo           | <0.001              |                    | 1                       | <0.001   | 0.058    | 1        | <0.001            |
| Filtro ad auto-<br>valori | <0.001              | 1                  |                         | <0.001   | 0.020    | 1        | <0.001            |
| SVD 2345                  | 1                   | <0.001             | <0.001                  |          | 0.091    | <0.001   | 1                 |
| SVD 345                   | 0.206               | 0.058              | 0.020                   | 0.091    |          | 0.234    | 1                 |
| SVD 45                    | <0.001              | 1                  | 1                       | <0.001   | 0.234    |          | <0.001            |
| F. passa banda            | 1                   | <0.001             | <0.001                  | 1        | 1        | <0.001   |                   |

(c) contrazione anisometrica - segnale totale

|                           | Filtro a<br>pettine | Filtro<br>adattivo | Filtro ad<br>autovalori | SVD 2345 | SVD 345  | SVD 45   | F. passa<br>banda |
|---------------------------|---------------------|--------------------|-------------------------|----------|----------|----------|-------------------|
| <i>Rank</i>               | <i>7</i>            | <i>2</i>           | <i>1</i>                | <i>6</i> | <i>5</i> | <i>4</i> | <i>3</i>          |
| Filtro a pettine          |                     | <0.001             | <0.001                  | 1        | 0.044    | <0.001   | 0.009             |
| Filtro adattivo           | <0.001              |                    | 1                       | <0.001   | 0,005    | 1        | 0.038             |
| Filtro ad auto-<br>valori | <0.001              | 1                  |                         | <0.001   | 0.002    | 1        | 0.017             |
| SVD 2345                  | 1                   | <0.001             | <0.001                  |          | 0.279    | <0.001   | 0.068             |
| SVD 345                   | 0.044               | 0.005              | 0.002                   | 0.279    |          | 0.049    | 1                 |
| SVD 45                    | <0.001              | 1                  | 1                       | <0.001   | 0.049    |          | 0.261             |
| F. passa banda            | 0.009               | 0.038              | 0.017                   | 0.068    | 1        | 0.261    |                   |

(d) contrazione anisometrica - segnale finestrato

*Tabella 3.11: Valori di p-value per ogni coppia di risultati, considerando in assenza di attività volontaria il valore di potenza dell'uscita per il segnale. I dati di mediana e IQR a cui fanno riferimento sono in tabella 3.10 e si riporta in ogni tabella l'or e dal valore più vicino a zero a seguire*

### CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETTICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

teoricamente privi di attività volontaria, i filtri dovrebbero restituire un valore il più vicino allo zero possibile.

Nel caso di contrazione isometrica considerando il segnale complessivo, i risultati migliori sono ottenuti dal filtro ad autovalori, e con differenze non significative rispetto a quest'ultimo il filtro adattivo e SVD 4,5 (per i valori di probabilità far riferimento alla tabella 3.11-a).

Oltre a questi ultimi, nel caso lo stesso segnale sia considerato finestrato, anche il filtro passa banda fornisce un risultato non significativamente diverso dal filtro ad autovalori (per i valori di probabilità far riferimento alla tabella 3.11b). Nel caso del segnale ottenuto in condizioni anisometriche, sia considerato per intero sia finestrato, il segnale a potenza minore è prodotto dal filtro ad autovalori, con differenze non significative rispetto al filtro adattivo e a SVD 4,5 (per i valori di probabilità far riferimento alle tabelle 3.11-c per valori del segnale totale e 3.11-d del segnale finestrato).

Si consideri che nel caso si consideri il segnale finestrato, i valori di potenza in uscita sono di un ordine di grandezza inferiore rispetto a quelli prodotti dal segnale totale.

#### **Risultati della correlazione tra forza espressa dal muscolo e potenza dell'uscita dei filtri**

Nel caso si valuti la relazione tra forza espressa dal muscolo e del segnale in uscita dai filtri in condizioni isometriche, si può direttamente considerare se esista una correlazione tra la potenza in uscita dai filtri e il valore di forza in output dalla cella di carico, tramite il coefficiente di Spearman. Coerentemente con le analisi precedentemente descritte, si è valutato la potenza media su 6 stimoli e la forza media esercitata nello stesso intervallo. I risultati sono rappresentati in un istogramma in figura 3.12.

Nel complesso il filtro ad autovalori ed adattivo riportano risultati molto simili, sia considerando il segnale totale che finestrato, gli altri filtri riportano risultati migliori nel caso si consideri il segnale finestrato rispetto al segnale complessivo. I valori del coefficiente di correlazione in questi casi sono superiori a 0.8, che può essere considerato come un buon livello di correlazione. Si noti che il filtro passa banda dimostra una correlazione negativa in caso di segnale complessivo. Tutte le analisi restituiscono un anche un valore di probabilità dell'ipotesi di non

CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

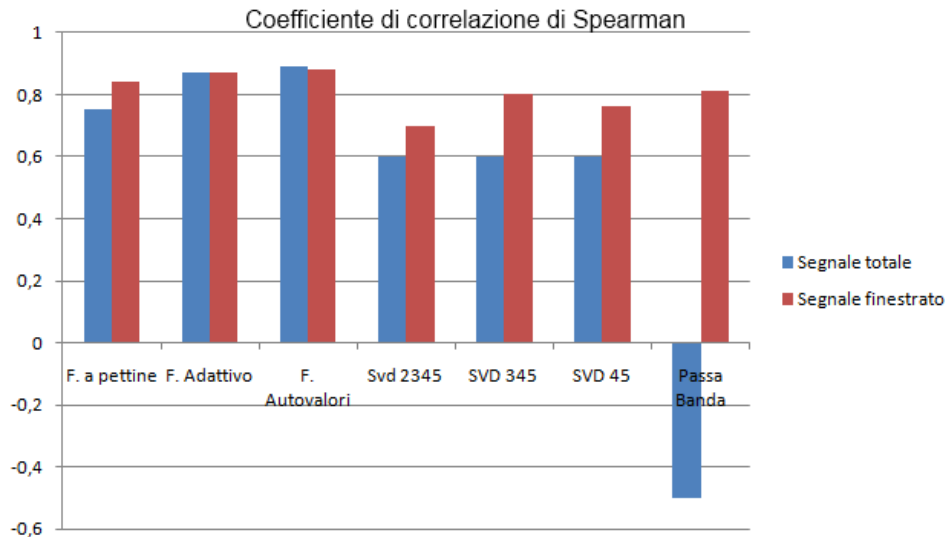


Figura 3.12: Istogramma che presenta i risultati del test di correlazione di Spearman tra forza e potenza dell'EMG residuo nelle varie configurazioni considerate.

correlazione contro l'alternativa che la correlazione esista: tutti i valori di p-value ottenuti sono inferiori a 0.001.

Nel caso di contrazione anisometrica, non è disponibile un segnale di forza, e l'analisi dei dati cambia. I risultati ottenuti con le prove in condizioni anisometriche sono analizzati ricavando i valori di potenza dell'uscita del filtro mediando per ogni intervallo interstimolo; poichè i dati non erano distribuiti normalmente, sono stati calcolati i valori di mediana e IQR (presentati in tabella 3.12) e l'esistenza di differenze significative tra gruppi con un test di Kruskal-Wallis non bilanciato (avendo ogni movimento una lunghezza diversa).

Considerando i filtri sul segnale complessivo nessun filtro trova differenze significative tra 0 kg, 1 kg e 2 kg e nel gruppo 3 kg 4 kg 5kg. I filtri in cui 1 kg non ha differenze significative con 0 kg e 2 kg ma ha differenze significative con 3kg 4kg 5kg sono adattivo, autovalori, passa banda. Considerando i filtri sul segnale finestrato, nessun filtro ha differenze significative tra 0 kg e 1 kg e nel gruppo 3 kg 4 kg 5 kg. I filtri che rilevano differenze significative tra 1 kg, 2 kg e 3 kg sono i filtri adattivo, SVD2345 SVD345 e passa banda. I filtri a pettine, ad autovalori e SVD1 trovano una differenza significativa tra 2 kg e 3 kg, ma non tra 1 kg e 2 kg.

**CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ MIOELETRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA**

---

Tabella 3.12: Valori di mediana e IQR della potenza del segnale in uscita; diversi movimenti di flessione del gomito sollevando diversi pesi.

|                      |             | Senza peso               | 1 kg                     | 2 kg                     | 3 kg               | 4 kg               | 5 kg               | p-value |
|----------------------|-------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------|--------------------|--------------------|---------|
| <b>F. a pettine</b>  | <b>tot.</b> | 0.0285<br>(0.0343)       | 0.0148<br>(0.0325)       | 0.0169<br>(0.0190)       | 0.0246<br>(0.0294) | 0.0256<br>(0.0331) | 0.0412<br>(0.0315) | <0.001  |
|                      | <b>fin.</b> | 0.0055<br>(0.0075)       | 0.0029<br>(0.0025)       | 0.0042<br>(0.0048)       | 0.0121<br>(0.0101) | 0.0082<br>(0.0120) | 0.0105<br>(0.0164) | <0.001  |
| <b>F. Adattivo</b>   | <b>tot.</b> | 0.0039<br>(0.0032)       | 0.0025<br>(0.0020)       | 0.0036<br>(0.0045)       | 0.0092<br>(0.0084) | 0.0071<br>(0.0087) | 0.0084<br>(0.0061) | <0.001  |
|                      | <b>fin.</b> | 3.0895e-4<br>(2.4064e-4) | 0<br>(1.3513e-4)         | 0<br>(4.0430e-4)         | 0.0014<br>(0.0017) | 0.0013<br>(0.0019) | 0.0022<br>(0.0024) | <0.001  |
| <b>F. Autovalori</b> | <b>tot.</b> | 0.0027<br>(0.0029)       | 0.0021<br>(0.0013)       | 0.0027<br>(0.0023)       | 0.0061<br>(0.0061) | 0.0058<br>(0.0071) | 0.0076<br>(0.0052) | <0.001  |
|                      | <b>fin.</b> | 2.4455e-4<br>(2.2628e-4) | 2.0708e-4<br>(1.3357e-4) | 4.2721e-4<br>(5.9873e-4) | 0.0014<br>(0.0018) | 0.0016<br>(0.0027) | 0.0020<br>(0.0015) | <0.001  |
| <b>SVD 2345</b>      | <b>tot.</b> | 0.0822<br>(0.0907)       | 0.0443<br>(0.0457)       | 0.0424<br>(0.0416)       | 0.0717<br>(0.0590) | 0.0631<br>(0.0759) | 0.0613<br>(0.0532) | 0.0012  |
|                      | <b>fin.</b> | 0.0057<br>(0.0130)       | 0.0036<br>(0.0045)       | 0.0043<br>(0.0054)       | 0.0111<br>(0.0103) | 0.0092<br>(0.0115) | 0.0130<br>(0.0142) | <0.001  |
| <b>SVD 345</b>       | <b>tot.</b> | 0.0164<br>(0.0207)       | 0.0081<br>(0.0101)       | 0.0093<br>(0.0137)       | 0.0181<br>(0.0177) | 0.0173<br>(0.0215) | 0.0153<br>(0.0177) | 0.0098  |
|                      | <b>fin.</b> | 5.1736e-4<br>(0.0012)    | 5.8141e-4<br>(5.8567e-4) | 0.0013<br>(0.0015)       | 0.0042<br>(0.0049) | 0.0038<br>(0.0063) | 0.0051<br>(0.0071) | <0.001  |
| <b>SVD 45</b>        | <b>tot.</b> | 0.0032<br>(0.0046)       | 0.0022<br>(0.0031)       | 0.0031<br>(0.0045)       | 0.0080<br>(0.0074) | 0.0063<br>(0.0082) | 0.0067<br>(0.0082) | <0.001  |
|                      | <b>fin.</b> | 2.3323e-4<br>(2.7810e-4) | 3.1189e-4<br>(3.3797e-4) | 6.3990e-4<br>(7.6026e-4) | 0.0021<br>(0.0028) | 0.0014<br>(0.0038) | 0.0022<br>(0.0035) | <0.001  |
| <b>Passa banda</b>   | <b>tot.</b> | 4.2961e-4<br>(2.5174e-4) | 3.3323e-4<br>(1.6567e-4) | 4.9832e-4<br>(4.9455e-4) | 0.0015<br>(0.0021) | 0.0014<br>(0.0027) | 0.0018<br>(0.0022) | <0.001  |
|                      | <b>fin.</b> | 0.0243<br>(0.0133)       | 0.0158<br>(0.0145)       | 0.0151<br>(0.0270)       | 0.0269<br>(0.0207) | 0.0360<br>(0.0246) | 0.0391<br>(0.0576) | <0.001  |

### **Risultati stima del costo computazionale**

I filtri implementati in linguaggio C sono il filtro adattivo e il filtro ad autovalori, poichè per condizioni esposte nel paragrafo 3.5 hanno dimostrato di avere nel complesso i risultati migliori nelle altre condizioni. Si è fatto ampio uso della libreria numerica *GNU Scientific Library* (GSL). Data una stessa matrice di dati in entrata, avente 742 colonne, si è calcolata il tempo di esecuzione del filtraggio per ciascuna colonna tramite la funzione *gettimeofday()*.

I risultati della valutazione della stima del costo computazionale sono stati analizzati con una statistica ANOVA; media e varianza dai dati in microsecondi sono per il filtro adattivo 12.0639 (19.4405) e per il filtro ad autovalori 20.1046 (53.5286). La differenza è statisticamente significativa (p-value inferiore a 0.001).

### **3.5 Scelta del filtro ottimo**

Da quasi la totalità delle analisi si nota che finestrare il segnale eliminando la parte in cui l'onda M è maggiore fornisce risultati nettamente migliori, diminuendo contemporaneamente il numero di informazioni da processare. Per questo si considererà il segnale in modalità finestrata nelle applicazioni on-line.

Le varie analisi non hanno individuato un filtro che abbia in assoluto prestazioni migliori. Si può affermare che il filtro a pettine risulta avere output significativamente peggiori rispetto agli altri, data l'incapacità di filtrare l'onda M quando questa varia notevolmente. Si noti che in letteratura è questo filtro quello più studiato e che presenta più applicazioni, ma i risultati qui presentati sconsigliano il suo utilizzo qualora si considerino applicazioni in condizioni di contrazione anisometrica.

Il filtro passa-banda risulta avere risultati nettamente peggiori degli altri filtri quando viene analizzato il segnale totale, mostrando di essere poco efficiente se il rapporto segnale - rumore è particolarmente sfavorevole.

Tra i risultati della SVD i risultati migliori sembrano essere ottenuti nel caso si scelgano il numero di valori singolari minore, tranne nel caso si valuti la deformazione del segnale in uscita (analisi effettuata tramite il RMSE), per la quale più sono i SV mantenuti, minore è la deformazione dell'EMG. Le analisi di MRI e RMSE prese nel loro complesso rilevano una sostanziale parità tra filtro ad autovalori, adattivo e SVD 45. Risultati simili si ottengono valutando la capacità

CAPITOLO 3. ALGORITMI PER L'ESTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ  
MIOELETTTRICA VOLONTARIA DURANTE STIMOLAZIONE ELETTRICA

dei filtri nel restituire un segnale di uscita la cui potenza sia minima nel caso di assenza di attività volontaria nel segnale in ingresso.

Tra questi, i risultati migliori nella correlazione tra forza e EMG in caso di contrazione isometrica sono del filtro ad autovalori e adattivo; per quanto riguarda la correlazione ottenuta dai dati acquisiti in condizioni di contrazione anisometrica considerando il segnale finestrato, i 3 filtri presentano risultati equivalenti, ma la SVD 45 presenta risultati marcatamente peggiori in caso si consideri il segnale completo, segno di una maggiore difficoltà ad eliminare l'onda M quando il rapporto segnale/rumore è peggiore.

Infine, tra il filtro adattivo e il filtro ad autovalori, visti i costi computazionali significativamente inferiori, si determina che il filtro adattivo sia il più adatto per essere implementato in modalità on-line.



## Capitolo 4

# Sviluppo e validazione di un sistema di controllo per FES basato su segnale mioelettrico residuo

Questo capitolo tratta dell'a sviluppo di un controllore avente come ingresso la stima della potenza dell'attività miografica volontaria in un muscolo stimolato e come uscita i parametri della stimolazione da applicarsi al muscolo stesso. La finalità del controllore è di riconoscere quando un soggetto stia attivando volontariamente un muscolo, e stimolare proporzionalmente il muscolo stesso. La sezione 4.1 di questo capitolo descrive il razionale del controllore e i muscoli coinvolti

Nel capitolo 3 di questo lavoro di tesi si è determinato che un filtraggio adattivo con criterio ai minimi quadrati sia l'algoritmo ottimale per la stima a partire dal segnale elettromiografico dell'attività volontaria in presenza di stimolazione elettrica. Nella sezione 4.2 di questo capitolo si descrive l'implementazione in linguaggio C che ne ha permesso l'utilizzo in linea, mentre la descrizione puntuale dell'algoritmo è riportata per esteso nella sezione 3.1.2. Il segnale ottenuto viene filtrato ulteriormente e fornito in ingresso ad controllore per FES, la cui struttura viene descritta a seguire nel paragrafo 4.4.

In sezione 4.5 si descrive il protocollo individuato in soggetti sani per definirne i parametri necessari al funzionamento del controllore. Infine nella sezione 4.6 si descrivono le prove di validazione effettuate su soggetti sani ed in sezione 4.7 un test di fattibilità su un soggetto emiparetico; infine si propongono delle considerazioni sui risultati ottenuti.

## 4.1 Razionale del controllore

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è lo sviluppo di un controllore per stimolazione elettrica basato sull'attività miografica residua del muscolo interessato dalla stimolazione.

Questo controllore vuole essere applicato a soggetti aventi un deficit neuromuscolare tale per cui non siano in grado di portare a compimento un determinato task motorio in modo soddisfacente e autonomo, ma che mantengano una capacità residua di controllare almeno parzialmente la contrazione del gruppo muscolare di interesse e che possano ricevere un beneficio terapeutico dalla stimolazione elettrica. Il razionale del controllore è che la stimolazione elettrica supporti la contrazione del muscolo interessato in modo proporzionale all'attività EMG volontaria del soggetto. Questo implica che se l'EMG residuo ha potenza pressochè nulla, la stimolazione muscolare del muscolo deve essere anch'essa nulla. L'obiettivo è dimostrare che ciò permetta ad un paziente di controllare in modo efficace la stimolazione tramite l'attività residua la muscolo stesso, tale da risultare in un miglioramento dell'esecuzione del task motorio.

Questo controllore può essere applicato a diversi gruppi muscolari, ma in questo lavoro di tesi ci si limita ad indagarne l'applicabilità rispetto ai muscoli flessori del gomito (bicipite brachiale in particolare). Al fine di valutare l'efficacia del controllore si è ritenuto opportuno testarlo durante l'esecuzione di un movimento di flessione del gomito sul piano sagittale, con o senza peso aggiuntivo.

In figura 4.1 si fornisce una rappresentazione schematica della struttura del sistema implementato: il segnale mioelettrico viene acquisito, filtrato via software per ricavarne una stima dell'attività mioelettrica residua, che viene filtrata passa-basso e data in ingresso ad un controllore proporzionale che determina la Pulse Width della stimolazione da fornire al soggetto.

## 4.2 Implementazione dell'algoritmo di filtraggio

Il software utilizzato per l'acquisizione, il condizionamento, l'analisi dei segnali e il controllo dello stimolatore è Scilab/Scicos (cft capitolo 2). L'algoritmo di filtraggio è stato implementato in linguaggio C ed inserito in un blocco in Scicos. Il blocco ha i seguenti ingressi:

- il dato EMG acquisito e pre-filtrato passa-alto e passa-basso tra 3 e 300 Hz;

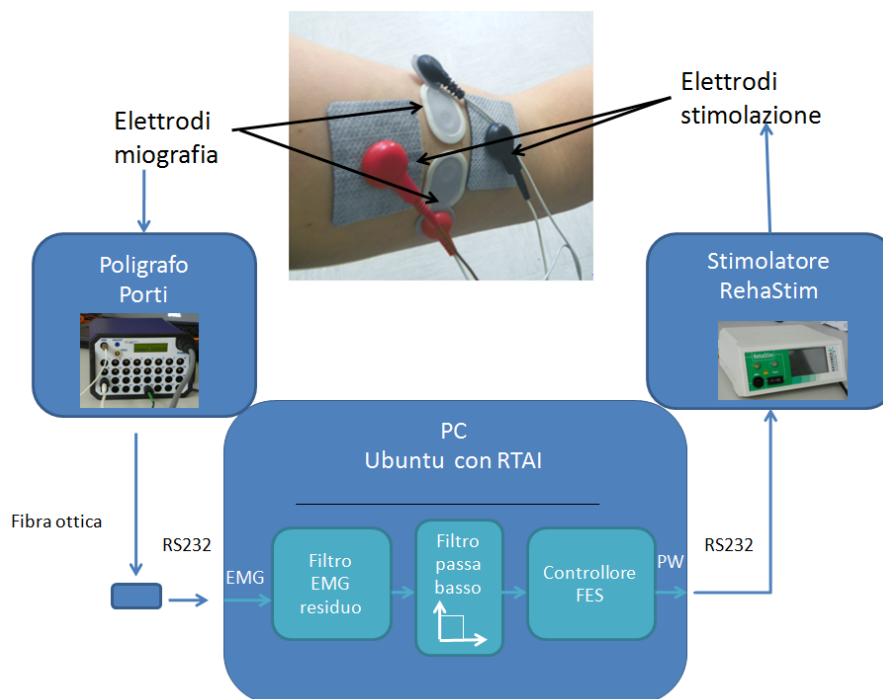


Figura 4.1: Rappresentazione schematica della strumentazione utilizzata per l'acquisizione dei segnali, dell'analisi via software per del controllo della stimolazione.

- un segnale di clock della stimolazione.

L'uscita consiste nella potenza dell'EMG residuo calcolata, il cui valore viene aggiornato alla stessa frequenza della stimolazione (a 20 Hz nel caso considerato).

Di seguito si descrive il codice, in particolare la struttura di base della funzione, la gestione dei dati in ingresso, l'implementazione del filtro adattivo.

Un tratto di segnale tra due stimoli consecutivi corrisponde a 50 campioni (campionando a 1024 Hz e stimolando a 1024/50 Hz); i primi 25 campioni di EMG in ingresso successivi ad ogni stimolo vengono scartati, ed i restanti memorizzati in un vettore di lunghezza  $N=25$ . Sul fronte di salita del segnale di clock della stimolazione, viene chiamata la funzione che calcola la potenza dell'EMG residuo presente nell'ultimo periodo interstimolo tramite filtro adattivo con algoritmo ai minimi quadrati. Questa funzione necessita in entrata un vettore EMG contenente l'ultimo periodo inter-stimolo e una matrice le cui colonne sono costituite dai valori di EMG acquisiti negli  $M$  periodi a questo precedenti, e restituisce un valore pari alla potenza dell'EMG residuo calcolato. Si è scelto di porre  $M=6$  per motivazioni derivate da letterature esposte nel capitolo 3. Si noti che la stima

viene effettuata tramite la matrice di dimensioni  $M \times N$ , non considerando l'ultimo periodo interstimolo.

La funzione è stata implementata con l'uso di funzioni specifiche per l'analisi numerica presenti nella libreria *GNU Scientific Library* (GSL). Il passaggio potenzialmente più complesso dal punto di vista computazionale per un algoritmo adattivo con criterio ai minimi quadrati è la risoluzione di un sistema lineare; in questo caso la matrice è la matrice di correlazione di  $M$  periodi interstimolo, ha dimensioni  $M \times M$  ed è simmetrica e semi-definita positiva. Se la matrice è strettamente positiva, è possibile scomporla secondo la scomposizione di Cholesky (con la funzione `gsl_linalg_cholesky_decomp`), che fattorizza la matrice come  $L^T L$ , con  $L$  matrice triangolare, e permette di risolvere direttamente il sistema lineare (con la funzione `gsl_linalg_cholesky_solve`), con la garanzia che sia il metodo più efficiente dal punto di vista numerico. Dato che esiste la possibilità che la matrice sia costituita da valori nulli, per un errore l'elettromiografo o se i cavi non sono connessi correttamente, si è disattivato l'error handler che blocca il programma nel caso in cui a `gsl_linalg_cholesky_decomp` sia fornita una matrice non positiva, e posto un controllo che restituisca zero in questi casi.

Dalla funzione si ottiene un vettore di pesi da moltiplicare alla matrice iniziale dei tratti interstimolo di dimensione  $M \times N$ , per ottenere la stima dell'onda  $M$  da sottrarsi all'ultimo periodo interstimolo, per ottenere la stima dell'attività volontaria presente. Si è scelto di valutare il livello di attività volontaria tramite il valore di *Root Mean Square* del vettore così ottenuto, preferendo questa misura ad altre, come il calcolo dell'involuppo dell'EMG, per la semplicità e immediatezza di calcolo. Questo valore viene restituito come output della funzione.

### 4.3 Filtraggio passa basso dell'uscita del filtro adattivo

L'uscita del filtro risulta avere una variabilità molto alta, in particolare in presenza di forte attività volontaria. Questa caratteristica è da addursi almeno in parte alle caratteristiche dell'EMG, la cui ampiezza risulta stabile solo se mediata su periodi relativamente lunghi. Poiché questa variabilità porterebbe ad una eccessiva variabilità dell'uscita del controllore, essendo questo un semplice controllore proporzionale, si è deciso di filtrare in frequenza il segnale in uscita dal filtro adattivo prima di darlo in input al controllore. L'aggiunta di uno step di *smoothing*

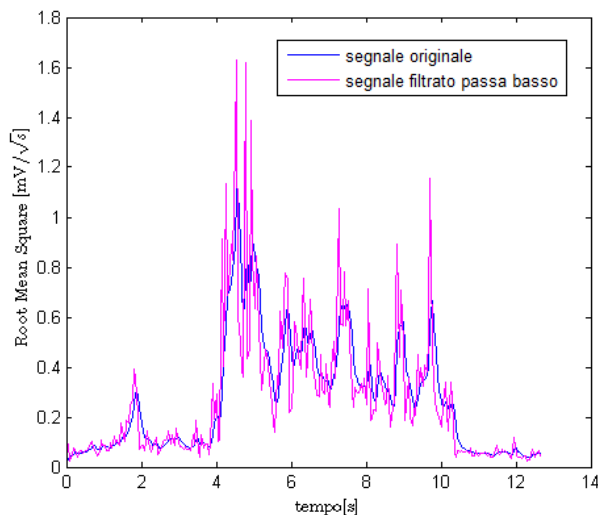


Figura 4.2: Effetto dell'operazione di smoothing sull'uscita del filtro: in blu il risultato del filtraggio passabasso con frequenza di cut off di 3 Hz, in magenta il segnale in uscita dal filtro adattivo.

ha lo svantaggio di rendere più lento il riconoscimento di cambiamenti nel livello di ampiezza dell'EMG volontario, aggiungendo un ulteriore ritardo al tempo di reazione del filtro.

Si è scelto di utilizzare un filtro passa-basso Butterworth di ordine 1, con frequenza di taglio 3 Hz. Il confronto tra segnale originale e filtrato su un breve tratto è presentato in figura 4.2.

## 4.4 Sviluppo di un controllore proporzionale per FES

Il valore ottenuto dal filtro adattivo e ulteriormente filtrato passa basso viene utilizzato come input del controllore per FES, che determina la Pulse Width della stimolazione. Il controllore non agisce sugli altri parametri di stimolazione, quali i valori di ampiezza di corrente e la frequenza di stimolazione, fissi ad un valore iniziale. Un diagramma a blocchi della struttura del controllore è presentato in figura 4.3, ed una rappresentazione grafica della relazione ingresso/uscita è fornita in figura 4.4.

Il legame scelto tra potenza dell'EMG residuo calcolato in ingresso e la PW è proporzionale a tratti:

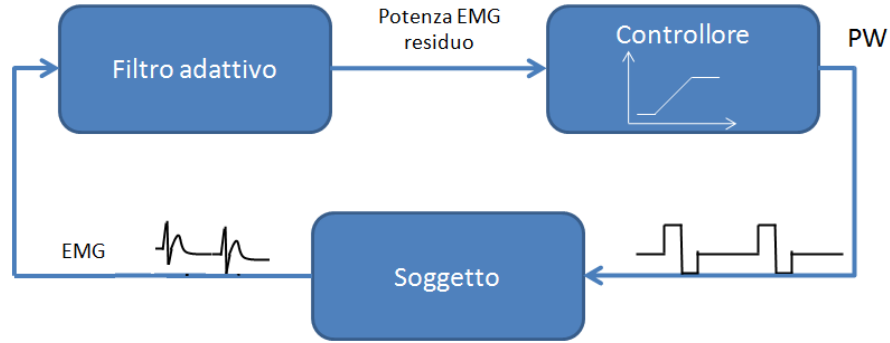


Figura 4.3: Diagramma a blocchi del controllore

$$\begin{cases} y(n) = 0 & \text{se } x(n) < X_{min} \\ y(n) = G * x(n) + OS & \text{se } X_{min} \leq x(n) \leq X_{max} \\ y(n) = PW_{max} & \text{se } x(n) > X_{max} \end{cases}$$

con

$$G = \frac{PW_{min} - PW_{max}}{X_{min} - X_{max}}$$

$$OS = PW_{max} - G * X_{max}$$

dove  $y(n)$  è l'uscita del controllore,  $x(n)$  il segnale in entrata,  $G$  e  $OS$  il guadagno e l'offset del tratto lineare,  $X_{min}$  il valore del segnale in entrata in assenza di attività volontaria,  $X_{max}$  il valore del segnale in entrata in presenza attività volontaria,  $PW_{min}$  la Pulse Width corrispondente all'inizio del tratto lineare,  $PW_{max}$  il massimo valore di PW accettabile. Il controllore è dunque proporzionale in un intervallo di valori di ingresso tra un minimo, corrispondente al livello di rumore in assenza di attività volontaria, ed un massimo corrispondente alla massima uscita del filtro attesa. Oltre questo massimo il controllore satura, per evitare che sbalzi improvvisi del segnale in entrata risultino in parametri di stimolazione oltre quelli accettati dal soggetto. La struttura del controllore segue le uniche fonti disponibili in letteratura ([58] , [59], [60], [51]).

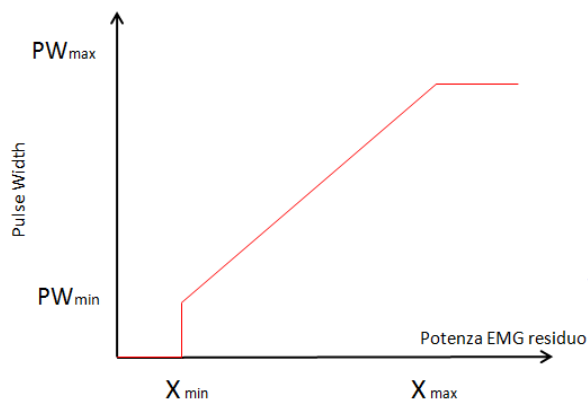


Figura 4.4: Rappresentazione della relazione ingresso - uscita proporzionale a tratti del controllore.  $X_{min}$  si riferisce al valore corrispondente all'ingresso in assenza di attività volontaria,  $X_{max}$  all'ingresso in caso di contrazione massima

## 4.5 Protocollo per calcolo dei parametri per il controllore per soggetti sani

Per l'utilizzo del controllore è necessario fissare alcuni parametri, variabili da soggetto a soggetto e da muscolo a muscolo, che sono:

- $I$ : valore di ampiezza di corrente da mantenersi fisso durante la stimolazione;
- $PW_{max}$ : valore di Pulse Width massimo a cui l'uscita del controllore satura ;
- $PW_{min}$  valore di Pulse Width corrispondente al livello di rumore in assenza di attività volontaria;
- $X_{min}$  e  $X_{max}$ : valori di uscita del filtro adattivo in corrispondenza di attività volontaria nulla e massima.

Il protocollo identificato per stabilire questi parametri da applicarsi in caso di stimolazione del bicipite brachiale in un soggetto sano è il seguente:

1. **Prova per valutare l'ampiezza di corrente:** fissata a priori la Pulse Width massima ( $PW_{max}$ ) a  $450 \mu s$  si aumenta manualmente in modo graduale la corrente, per stabilire quale sia il valore di ampiezza di corrente ( $I$ ) che il soggetto accetta senza dolore a tale PW;

2. **Prova per valutare il range inferiore di PW delle uscite del controllore ( $PW_{min}$ ):** mantenendo la corrente al livello identificato, si azzerava il valore di Pulse Width e si aumentava manualmente e gradatamente la corrente, per stabilire a quale livello il soggetto avverte la stimolazione ( $PW_{min}$ );
3. **Prova per valutare il range dei valori in entrata al controllore  $X_{min}$  e  $X_{max}$ :** per valutare quale sia l'uscita del filtro in caso di assenza di attività volontaria, si chiede al soggetto di rilassare la muscolatura dell'arto superiore, mantenendo il gomito flesso a circa  $90^\circ$  con l'avambraccio appoggiato ad un piano. Il bicipite viene stimolato con ampiezza di corrente I e PW crescente da zero a  $PW_{max}$  con scalini incrementali di  $50 \mu s$  della lunghezza di 10 stimoli ciascuno. Durante questo protocollo la stimolazione è generalmente sufficiente a produrre una flessione dell'arto: è importante che il soggetto non si opponga al movimento attraverso la contrazione dei muscoli antagonisti a quella stimolazione. Per valutare quale sia l'uscita del filtro in caso di contrazione muscolare si chiede al soggetto di afferrare un peso con la mano del braccio interessato, con l'avambraccio in posizione supina, mantenendo il gomito flesso a circa  $90^\circ$  con l'estremità dell'olecrano appoggiato ad un piano e l'avambraccio fluttuante. Il muscolo interessato viene stimolato a I e  $PW_{max}$  per pochi secondi. La scelta dell'entità del peso può variare da soggetto a soggetto.  $X_{min}$  e  $X_{max}$  sono calcolati a posteriori come il valor medio più tre volte la standard deviation sul tratto corrispondente.

Un fine tuning dei parametri del protocollo è fondamentale per l'efficacia del controllore. In un soggetto senza patologia neuromuscolari risulta importante scegliere in quali condizioni effettuare la calibrazione del valore di uscita del filtro corrispondente al valore massimo di contrazione: si potrebbero utilizzare i dati relativi alla massima contrazione volontaria, ma questo porterebbe a sovrastimare il valore di potenza massima rispetto a quella ottenibile nell'arco di un movimento dell'arto privo di carico aggiuntivo, risultando in una stimolazione non efficace. Questo suggerisce di stabilire il livello massimo in dipendenza dal task di interesse, nel caso considerato variando il peso sostenuto dal soggetto. L'obiettivo è quello di sfruttare al massimo il tratto lineare del controllore, per effettuare una stimolazione realmente proporzionale. Tuttavia è necessario garantire che il valore di  $X_{max} - X_{min}$  sia sufficientemente alto da garantire che il guadagno lineare non



sia eccessivo: un tratto lineare troppo ripido ha la conseguenza di ottenere una stimolazione che oscilla tra  $PW_{max}$  e zero, come un controllo di on/off.

## 4.6 Prove di validazione su soggetti sani

Il sistema complessivo è stato testato su soggetti sani per verificarne il funzionamento, evidenziarne problemi e migliorarne le prestazioni. Risulta importante sottolineare che dai risultati ottenuti in un soggetto sano non si può dedurre l'efficacia del controllore nel migliorare l'esecuzione di un task motorio: un soggetto sano è comunque in grado di portare a termine il movimento, a meno di un evidente malfunzionamento del controllore stesso, e non si può determinare quale sia il contributo della stimolazione e quale sia il contributo dell'attivazione volontaria delle fibre alla sua esecuzione.

Il risultato ottenuto applicando il protocollo per la calibrazione dei parametri del controllore tramite la procedura 3 descritta nel paragrafo precedente è presentato in figura 4.5: si nota la variazione di PW (in nero) durante la procedura, l'uscita del filtro (in blu), e i valori di soglia calcolati (in verde  $X_{min}$ , in rosso  $X_{max}$ ).

Analizzando l'andamento dell'uscita del filtro, si nota un leggero incremento del valore di potenza dell'EMG residuo in presenza di stimolazione a muscolo rilassato; questo fenomeno potrebbe essere dovuto ad:

- rumore non cancellato dal filtro adattivo;
- attività elettromiografica volontaria presente nel muscolo;
- attività elettromiografica volontaria di altri muscoli dell'arto.

Dalla figura si nota l'aumento dell'uscita del filtro in corrispondenza del punto in cui il soggetto comincia a sorreggere il peso. Nonostante il fatto che il momento prodotto dai muscoli flessori del gomito per sostenere isometricamente il peso dovrebbe essere costante e nonostante un ulteriore filtraggio passa-basso applicato all'uscita del filtro, si notano delle fluttuazioni del segnale che sono imputabili alle caratteristiche dell'EMG: anche se il muscolo esprime una forza costante, infatti, il segnale elettromiografico ha un'ampiezza che risulta stabile nel tempo solo se mediata su tratti maggiori del secondo.

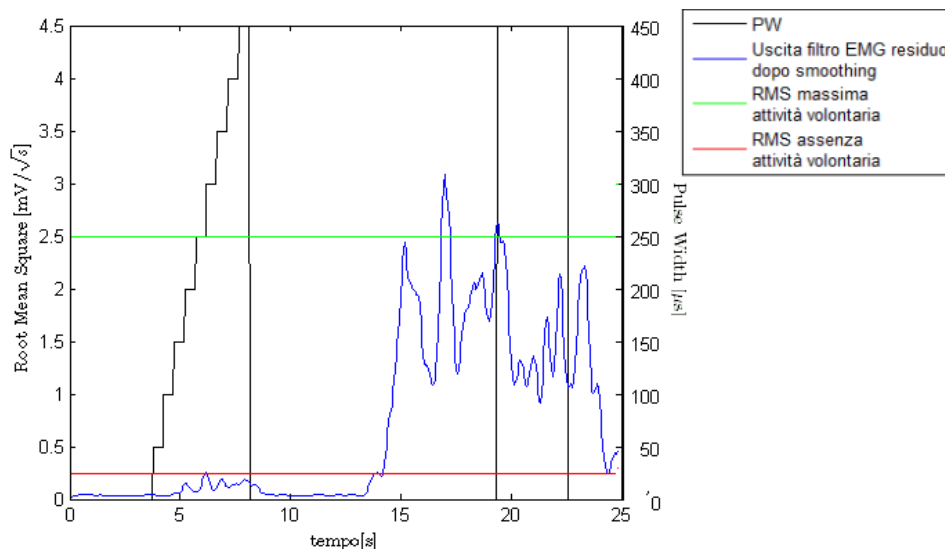


Figura 4.5: Esempio del risultato del protocollo per l'identificazione dei parametri per il controllore: in blu la variazione dell'output del filtro durante tutta la procedura, in nero la variazione di PW, a corrente costante. Stabiliti i valori di  $I$  e  $PW_{min}$  e  $PW_{max}$ , si valuta la media più tre volte la standard deviation dell'uscita del filtro a PW crescente e muscolo rilassato (tratto a sinistra a PW crescente, la soglia è evidenziata in rosso), e lo stesso valore a  $PW_{max}$  con il muscolo contratto isometricamente (tratto a destra, la soglia è evidenziata in verde)

Un esempio di utilizzo del controllore in un soggetto sano è riportato in figura 4.6: il soggetto ha effettuato nove flessioni lungo il piano sagittale (da posizione estesa fino a portare il gomito flessa a circa  $90^\circ$ ) di cui tre ad arto libero senza pesi aggiuntivi, tre sollevando 2 kg, tre sollevando 5 kg. In figura si rappresenta nel riquadro A l'uscita del filtro adattivo in ingresso al controllore (in blu) e l'angolo al gomito (in rosso), e nel riquadro B l'uscita del controllore, pari alla PW di stimolazione. La calibrazione del parametro di  $X_{max}$  utilizzato è stata effettuata dal soggetto sostenendo un peso di 5 kg.

Si nota che i parametri utilizzati per il controllore sono efficaci nel caso di peso massimo, dato che il controllore va brevemente a saturazione all'inizio della flessione ed si mantiene successivamente a valori alti nel tratto di funzionamento proporzionale del controllore. Nel caso di sollevamento del solo arto, i valori di PW rimangono al di sotto dei 200  $\mu s$ , non utilizzando che meno della metà del range lineare. Il sollevamento di 2 kg risulta in una situazione intermedia.

Nella fase di estensione controllata del gomito, che corrisponde al rilascio del peso, la stimolazione diminuisce e ritorna a zero solo a completa estensione dell'articolazione, con un ritardo variabile a seconda del peso sollevato. In questa

CAPITOLO 4. SVILUPPO E VALIDAZIONE DI UN SISTEMA DI CONTROLLO PER FES BASATO SU SEGNALE MIOELETTTRICO RESIDUO

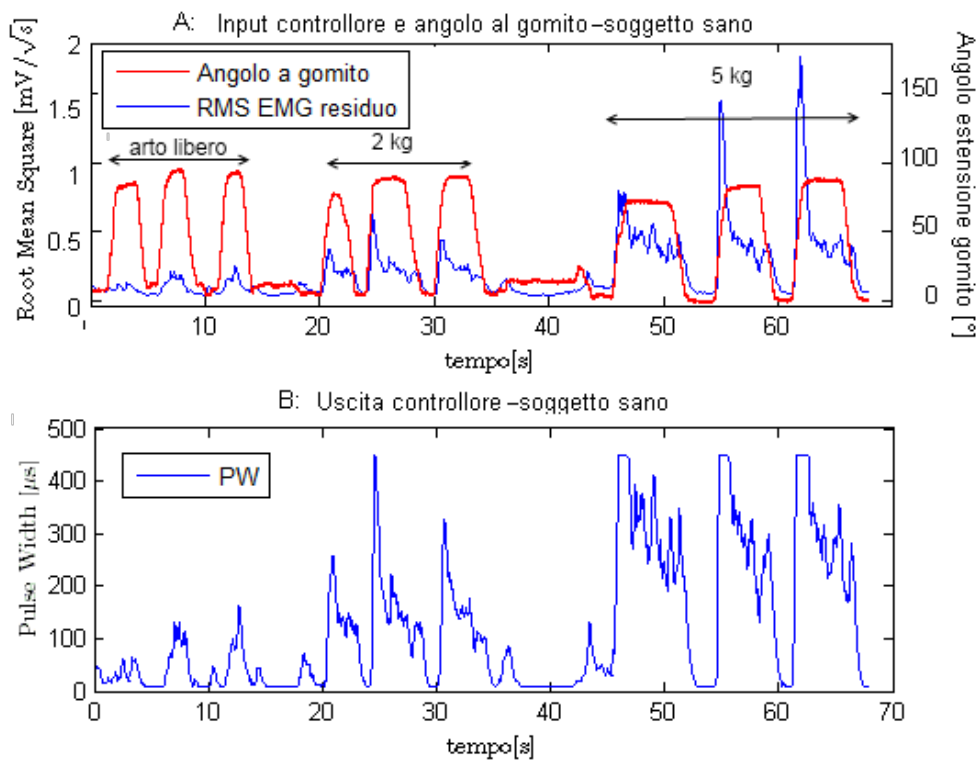


Figura 4.6: Prova di flessione del gomito sollevando diversi pesi con controllore proporzionale. Grafico A: in blu si presenta l'input al controllore pari all'attività miografica residua, in rosso l'angolo al gomito (considerando 0° come massima estensione). Grafico B: Pulse Width data in output dal controllore.

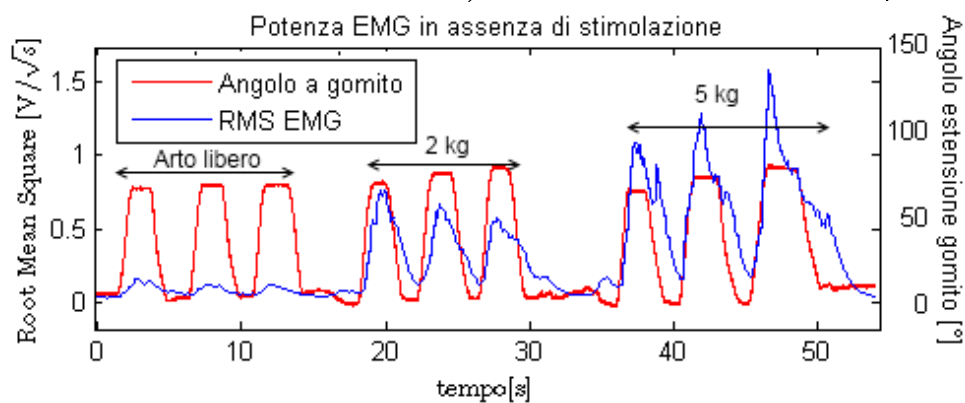


Figura 4.7: Prova di flessione del gomito sollevando diversi pesi senza stimolazione. In blu si presenta l'uscita del filtro adattivo, in rosso l'angolo al gomito (considerando 0° come massima estensione).

CAPITOLO 4. SVILUPPO E VALIDAZIONE DI UN SISTEMA DI CONTROLLO PER FES BASATO SU SEGNALE MIOELETTRICO RESIDUO

---

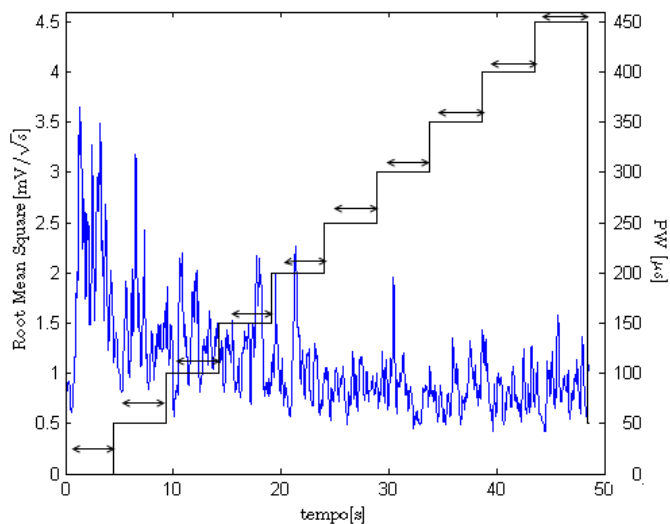


Figura 4.8: Variazione della potenza media dell'EMG residuo a parità di forza espressa e PW crescente a scalini

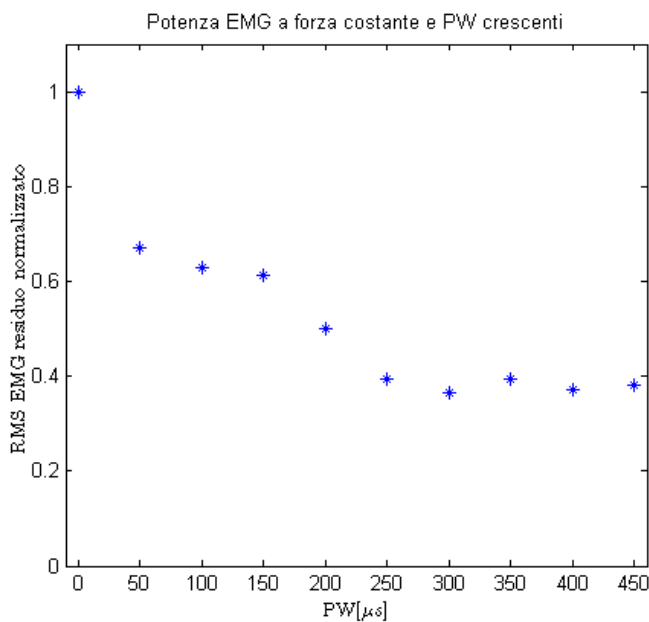


Figura 4.9: Variazione della potenza media dell'EMG residuo normalizzata rispetto al valore massimo a parità di forza espressa e PW crescente a scalini

fase vi è una coattivazione del bicipite e del suo antagonista, necessaria ad una estensione controllata per evitare un'eccessiva accelerazione del carico.

Si nota che in corrispondenza dell'inizio della flessione con carico, l'uscita del filtro restituisce un picco molto elevato, che eventualmente porta il controllore a saturare l'uscita, per poi decrescere velocemente.

Questo effetto ha due diverse origini. In prima istanza, se si effettua una prova del tutto simile a quella descritta precedentemente ma senza stimolazione si verifica l'esistenza di un picco nella potenza dell'EMG all'inizio del movimento di flessione del gomito, che decresce quando il braccio si ferma in posizione flessa, come è visibile in figura 4.7. Tuttavia si nota che il picco in presenza del controllore sia più stretto e più accentuato di quello dato dell'EMG in assenza di stimolazione. Ciò è probabilmente dovuto al fatto che, a parità di forza espressa dal muscolo, l'uscita del filtro adattivo varia a seconda del livello di stimolazione, diminuendo all'aumentare della carica iniettata. In figura 4.8 si propone l'uscita del filtro adattivo in caso di stimolazione ad intensità di corrente e frequenza di stimolazione costanti e Pulse Width crescente da 0 a 450  $\mu s$  con gradini di 50  $\mu s$ , ognuno della lunghezza di 5 secondi. Se si calcola il valor medio dell'uscita del filtro per ogni tratto a PW costante, escludendo i primi valori per ogni gradino in cui il filtro si adatta alle nuove condizioni di stimolazione, e normalizzando per il valore massimo, si ottengono i valori riportati in figura 4.9: si nota che a PW tra 50 e 150  $\mu s$  la media è 0.6 e a PW maggiori di 300  $\mu s$  è 0.4 volte quella ottenuta in assenza di stimolazione. Questo fenomeno è dovuto al fatto che la stimolazione causa la contrazione di un certo numero di fibre muscolari superficiali, le quali contribuiscono alla forza espressa dal muscolo, creano l'onda M ma non possono essere contratte volontariamente. Il soggetto può simultaneamente contrarre le fibre non stimulate, aumentando la forza esercitata dal muscolo e creando l'EMG residuo, ma questo segnale sarà generato prevalentemente da fibre profonde ed in numero inferiore a quelle normalmente contratte, con il risultato che l'EMG volontario in presenza di stimolazione avrà una potenza nettamente inferiore all'EMG in assenza di stimolazione.

Il controllore utilizzato calcola così un guadagno non corretto, poichè non tiene conto che il massimo valore di EMG varia al variare della PW di stimolazione. Se il controllore utilizzato non tiene conto di questo effetto, all'inizio di una contrazione a partire da muscolo completamente rilassato e non stimolato si ottiene un picco nell'uscita del filtro più ripido e stretto di quello naturalmente presente nell'EMG,

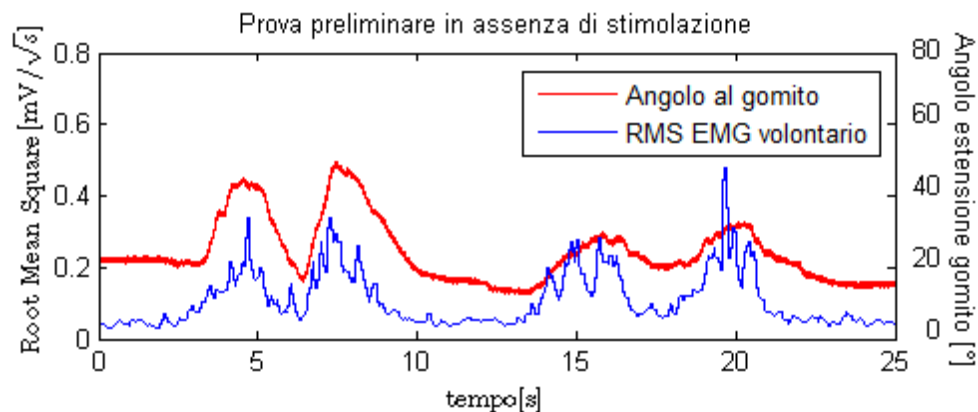


Figura 4.10: Prova di flessione del gomito contro gravità senza stimolazione nel paziente emiparetico, precedente all'uso del controllore per stimolazione. In rosso l'angolo al gomito (considerando 0° come massima estensione), in blu la potenza dell'EMG volontario.

che risulta in un repentino alzarsi della PW con cui si stimola il muscolo, che risulta a sua volta nella diminuzione della potenza dell'EMG residuo nel tratto successivo.

Questo effetto transitorio nel task considerato non inficia nei sani il risultato del test, ma potenzialmente rende più complesso un controllo preciso del movimento in altri task motori.

## 4.7 Test di fattibilità su un soggetto emiparetico

Dopo aver validato il funzionamento del controllore su soggetti sani è stata effettuata una prova di fattibilità su un paziente emiparetico. La prova è stata effettuata presso il centro di riabilitazione Villa Beretta (Costa Masnaga, LC) ed ha coinvolto un paziente emiparetico dell'età di 65 anni, affetto da emiparesi in esito da ictus schemico, subito 2 mesi prima della prova; il paziente non presentava deficit cognitivi e si è dimostrato molto collaborativo, partecipando attivamente al test. Il giorno antecedente la prova effettuata, il tono muscolare del paziente all'arto superiore era stato valutato secondo la scala del British Medical Research Council (MRC) al grado di M2 ai flessori del gomito, corrispondente ad un soggetto in grado di effettuare una flessione del gomito completa in assenza di gravità; il soggetto risultava inoltre essere in grado di compiere un terzo del movimento necessario a portare la mano alla bocca. Il soggetto aveva familiarità con

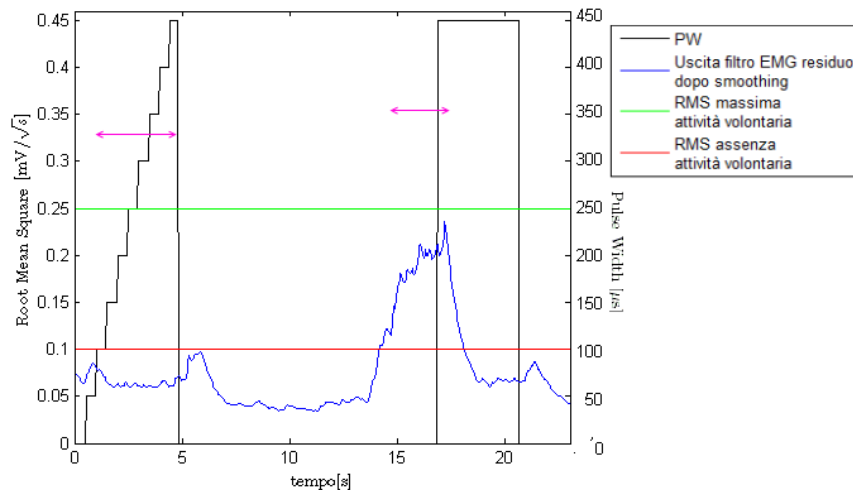


Figura 4.11: Esempio del risultato del protocollo per l'identificazione dei parametri per il controllore nel soggetto emiparetico: in blu la l'output del filtro durante tutta la procedura, in nero l'andamento di PW a corrente costante. Per valutare il valore di  $X_{min}$  si valuta la media più tre volte la standard deviation dell'uscita del filtro a PW crescente e muscolo rilassato (tratto evidenziato dalla freccia viola a sinistra,  $X_{min}$  corrisponde alla soglia evidenziata in rosso), e  $X_{max}$  è calcolato nello stesso modo PW<sub>max</sub> con il muscolo contratto isometricamente in massima contrazione volontaria (tratto evidenziato dalla freccia viola a destra,  $X_{max}$  corrisponde alla soglia evidenziata in verde)

la stimolazione elettrica per averla utilizzata ad altri muscoli.

Un primo test è stato effettuato per valutare la capacità del soggetto di flettere il gomito nel piano saggittale contro gravità. In figura 4.10 sono riportati i risultati ottenuti, in termini di angolo al gomito (in rosso) e la potenza dell'EMG volontario sviluppato (in blu): si nota che il soggetto è riuscito a compiere un movimento di ampiezza 30° contro gravità.

Sono stati successivamente fissati i parametri di stimolazione accettabili dal paziente; il soggetto ha accettato fino a 35 mA di corrente, 450  $\mu s$  di PW a 20 Hz di frequenza; si è verificato che la stimolazione fosse in grado di permettere la flessione del gomito a questi parametri.

Si è poi applicato il protocollo per la calibrazione dei parametri del controllore tramite la procedura 3 descritta nel paragrafo 4.5. La procedura è stata ripetuta più volte per permettere al soggetto di familiarizzare con essa. Il risultato ottenuto dall'ultima ripetizione del test è presentato in figura 4.11: si nota l'andamento di PW (in nero) durante la procedura, la potenza dell'EMG volontario calcolata dal filtro (in blu), e i valori di soglia calcolati (in verde  $X_{min}$ , in rosso  $X_{max}$ ). Al soggetto è stato chiesto di effettuare la massima contrazione volontaria in condi-

zioni isometriche, in corrispondenza della quale si nota che il valore dell'uscita del filtro adattivo si alza, per abbassarsi all'introduzione della stimolazione. In questo caso non è possibile determinare se questo effetto sia dovuto all'incapacità del soggetto di sostenere la contrazione per più di qualche secondo, oppure all'incapacità di mantenere il muscolo contratto in presenza di stimolazione oppure sia dovuto all'effetto descritto nelle prove su soggetti sani, per cui in presenza di stimolazione la potenza dell'EMG volontario decresce al crescere della stimolazione. Questo ha determinato la necessità di calcolare il valore di  $X_{max}$  su il tratto di massima contrazione volontaria precedente la stimolazione. I valori di  $X_{min}$  e  $X_{max}$  ottenuti sono rispettivamente 0.1 e 0.25 V/ $\sqrt{s}$ . Come riferimento si consideri che un paziente sano ottiene di norma almeno un ordine di grandezza di differenza tra questi due valori.

A posteriori rispetto alla calibrazione si è infine provato l'uso del controllore per stimolazione, chiedendo al soggetto di provare a flettere il gomito contro gravità da posizione estesa. Il risultato della prova è presentato in figura 4.12: si rappresenta nel riquadro superiore l'uscita del filtro adattivo in ingresso al controllore (in blu) e l'angolo al gomito (in rosso), e nel riquadro inferiore l'uscita del controllore, pari ai valori di PW forniti al paziente. Si nota che la stimolazione è intervenuta nell'aiutare il soggetto ad effettuare il movimento di flessione del braccio, ed il paziente è stato in grado di rilassare il muscolo in posizione estesa tra i movimenti. Il range angolare ottenuto è pari a 65°, con un notevole incremento rispetto al test preliminare in assenza della stimolazione.

Infine si è effettuato una prova per valutare la capacità del paziente nell'effettuare lo stesso movimento in modo del tutto volontario, subito dopo l'applicazione del controllore stimolazione elettrica. In figura 4.13 sono riportati i risultati della prova: il paziente ha dimostrato di essere in grado di flesso-estendere il gomito in assenza di stimolazione contro gravità, in un range angolare simile a quello ottenuto in presenza della stimolazione e pari a circa il doppio del range ottenuto subito prima dell'utilizzo del controllore.

## 4.8 Considerazioni finali

Il test del sistema su un soggetto emiparetico ha mostrato che il sistema sviluppato può essere utilizzato in questo tipo di pazienti. Il soggetto è riuscito a produrre una sufficiente attività volontaria in presenza ed in assenza di stimolazione, ed



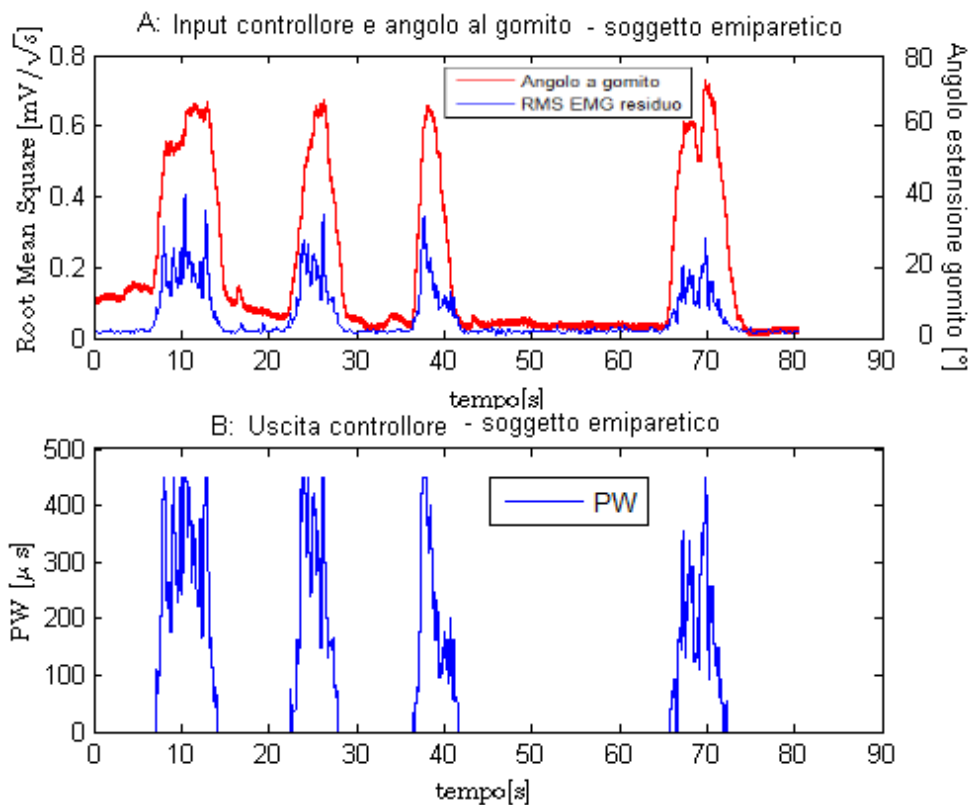


Figura 4.12: Prova di flessione del gomito contro gravità con controllore. Grafico A: in blu si presenta l'input al controllore pari all'attività miografica residua, in rosso l'angolo al gomito (considerando 0° come massima estensione). Grafico B: Pulse Width data in output dal controllore.

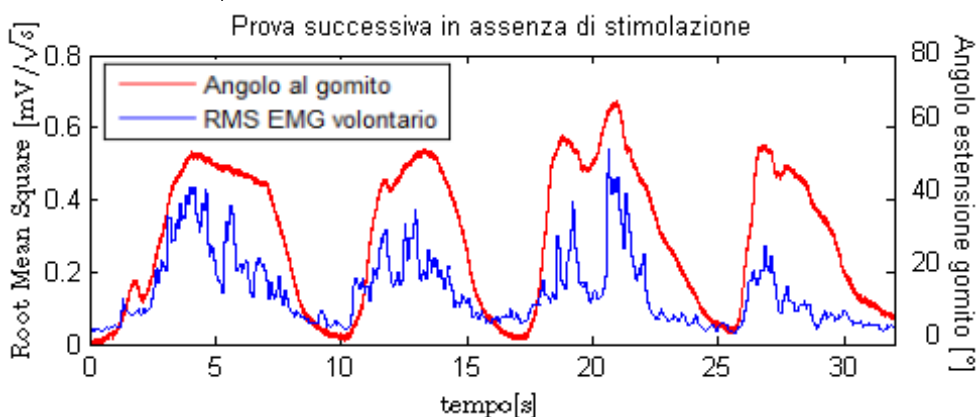


Figura 4.13: Prova di flessione del gomito contro gravità senza stimolazione nel paziente emiparetico, posteriore all'uso del controllore per stimolazione. In rosso l'angolo al gomito (considerando 0° come massima estensione), in blu la potenza dell'EMG volontario.

è riuscita tramite essa a controllare la stimolazione per flettere il gomito contro gravità. Si è rilevato inoltre un notevole miglioramento nell'esecuzione di questo task, passando da un range di 30° a un range di 65°, miglioramento che si è dimostrato protrarsi anche in assenza di stimolazione, nel periodo immediatamente successivo alla prova.

Questo miglioramento nel range di movimento può essere addotto in parte al fatto che il paziente si è concentrato a lungo nell'eseguire un task per il quale non aveva mai effettuato una riabilitazione specifica, ed in parte potrebbe essere conseguente all'uso della stimolazione elettrica, di cui è ben nota l'utilità nel processo di riabilitazione in pazienti emiplegici. Il controllore studiato unisce questi fattori, poichè non solo fornisce la stimolazione al paziente ma lo coinvolge nell'esercizio, spingendolo a contribuire volontariamente al movimento in tutte le sue fasi, al contrario della stimolazione effettuata in modo passivo. Si può ipotizzare che il controllore abbia aiutato il soggetto a ri-apprendere l'esecuzione del movimento in modo più efficace di quello che la stimolazione passiva avrebbe potuto ottenere.

Durante la prova con il paziente, si sono rilevati alcuni problemi con il protocollo sviluppato in soggetto sano: è stato necessario effettuare più volte il processo di calibrazione per avere dei risultati utili, ed il soggetto non è stato in grado di contrarre il muscolo in presenza di stimolazione. I risultati sui soggetti emiparetici suggeriscono la possibilità di integrare un algoritmo per variare i parametri del controllore durante la procedura in dipendenza dei valori in ingresso, dato che questi possono variare notevolmente in un soggetti emiparetico per processi di apprendimento e/o di fatica muscolare.

## Capitolo 5

# Conclusioni e sviluppi futuri

Nell'ambito di questo lavoro di tesi è stato sviluppato un controllore per stimolazione elettrica basato sull'attività miografica volontaria residua del muscolo interessato dalla stimolazione. Questo controllore vuole essere applicato a soggetti aventi un deficit neuromuscolare tale per cui non siano in grado di portare a compimento un determinato task motorio in modo soddisfacente e autonomo, ma che mantengano una capacità residua di controllare almeno parzialmente la contrazione del gruppo muscolare di interesse e che possano ricevere beneficio dalla stimolazione elettrica.

In questo elaborato si è voluto porre l'accento sulla necessità di individuare un algoritmo di filtraggio che ottimizzi la detezione dell'EMG volontario residuo. L'analisi della letteratura ha portato all'individuazione di diversi algoritmi di filtraggio, ma ha messo anche in evidenza la mancanza di uno standard applicativo e di studi completi riguardanti il confronto delle loro prestazioni. I filtri individuati e valutati sono i seguenti: filtro a pettine ([59], [58], [60], [23], [30]), filtro adattivo con algoritmo ai minimi quadrati ([52]), filtro adattivo ad autovalori ([65]), Singular Value Decomposition ([57]), filtro passa banda ([51]).

Le performance dei filtri sono state valutate separatamente considerando condizioni di contrazione isometrica e anisometrica: in quest'ultimo caso infatti l'onda M mostra una variabilità nella sua morfologia e lunghezza non presente in condizioni isometriche, che rende più complessa la detezione del solo EMG volontario.

La difficoltà nel determinare quale tra gli algoritmi proposti sia il filtro ottimo è dovuta alla mancanza di un filtro di riferimento, e all'impossibilità di ottenere separatamente il segnale di EMG volontario dal segnale contenente artefatti e

onde M. Questo ha generato la necessità di simulare separatamente questi dati, per poter confrontare a posteriori le uscite dei filtri con l'EMG volontario noto a priori. Sono stati applicati due metodi per la simulazione, il primo basato sulla simulazione dell'onda M come una senoide smorzata e l'EMG come un rumore gaussiano a banda limitata [52], e il secondo basato su segnali acquisiti [57]. I risultati sono stati valutati tramite due indicatori, uno per valutare quale parte della potenza dell'onda M venisse eliminata dai filtri [52], uno per valutare la distorsione tra le uscite e il segnale EMG originario [57].

Si sono inoltre individuate alcune proprietà che i segnali in uscita dai filtri devono avere per garantire l'applicabilità dei vari algoritmi: si è valutata la capacità di fornire in uscita un segnale a potenza minima in assenza di attività volontaria e la presenza di una correlazione tra il segnale restituito dai filtri e la forza espressa dal muscolo. Infine si è valutato il costo computazionale di alcuni filtri.

L'analisi dei risultati ha portato a determinare che il filtro con le prestazioni peggiori, non in grado di eliminare l'onda M dal segnale in caso di variazioni di morfologia e durata della stessa, è il filtro a pettine. Si noti che in letteratura è questo filtro ad essere quello maggiormente utilizzato, ma i risultati presentati nell'ambito di questo lavoro sconsigliano il suo utilizzo qualora si considerino applicazioni in condizioni di contrazione anisometrica. Il filtro passa-alto risulta efficace solo se il segnale considerato esclude la prima parte dell'onda M, segno che la sua performance declina in caso di rapporto segnale / rumore particolarmente basso. La Singular Value Decomposition è stata studiata in tre diverse modalità, considerando un diverso numero di Valori Singolari; i risultati sono quasi del tutto coerenti nel determinare che sia ottimale scegliere il numero di valori singolari minore.

L'analisi complessiva dei risultati rileva che le performance del filtro adattivo con algoritmo ai minimi quadrati e del filtro adattivo ad autovalori siano equivalenti; si noti che entrambi sono filtri adattivi, e pur calcolando i coefficienti dei filtri con algoritmi diversi, le ipotesi alla base dei due metodi non differiscono tra loro in modo notevole. La scelta finale è ricaduta sul filtro adattivo con algoritmo ai minimi quadrati, perchè è risultato avere il minor costo computazionale.

A posteriori rispetto alla scelta dell'algoritmo, si è sviluppato e validato il controllore per stimolazione, il quale a partire dal segnale EMG volontario estratto dal filtro scelto, varia la Pulse Width della stimolazione in modo proporzionale alla potenza dell'attività muscolare volontaria; questo implica che se l'EMG residuo

ha potenza pressochè nulla, la stimolazione muscolare del muscolo deve essere anch'essa nulla.

Sono stati effettuati test di validazione del controllore su soggetti sani, per verificarne il funzionamento e riscontrare eventuali problematiche. I test hanno mostrato la capacità del filtro di stimare il livello di attività volontaria, e del controllore di stimolare il muscolo durante la sua contrazione in modo proporzionale all'attività volontaria. I risultati suggeriscono la possibilità di rendere più complessa la relazione ingresso-uscita del controllore, per tenere in considerazione la dipendenza della potenza dell'EMG residuo dall'intensità di stimolazione.

I risultati ottenuti da soggetti sani non sono conclusivi circa la fattibilità e l'utilità del controllore in un paziente, per questo si è ritenuto importante effettuare un test su un soggetto emiparetico post acuto. Il soggetto era in grado di flettere il gomito contro gravità di circa  $30^\circ$  a priori del test. Durante l'uso del controllore il soggetto è stato in grado di migliorare l'esecuzione di un compito motorio utilizzarlo per effettuare questo task in modo soddisfacente: la stimolazione è intervenuta nell'aiutare il soggetto ad effettuare il movimento in corrispondenza della flessione del braccio, ed il paziente è stato in grado di rilassare il muscolo in posizione estesa tra un movimento di flessione e l'altro, con la conseguente interruzione della stimolazione in questa fase. Il range angolare ottenuto in presenza del controllore è stato pari a  $65^\circ$ , con un notevole incremento rispetto al test preliminare in assenza della stimolazione, ed il miglioramento si è protratto anche in una ulteriore prova finale in assenza di stimolazione, effettuata immediatamente dopo l'applicazione del controllore.

Il miglioramento ottenuto in termini di ampiezza del movimento può essere addotto in parte al fatto che il paziente si è concentrato a lungo nell'eseguire un task per il quale non aveva mai effettuato una riabilitazione specifica, ed in parte potrebbe essere conseguente all'uso della stimolazione elettrica, di cui è ben nota l'utilità nel processo di riabilitazione in pazienti emiparetici. Il controllore studiato unisce questi fattori, poichè non solo fornisce la stimolazione al paziente ma lo coinvolge nell'esercizio, spingendolo a contribuire volontariamente al movimento in tutte le sue fasi, al contrario della stimolazione effettuata in anello aperto. Si può ipotizzare che il controllore abbia aiutato il soggetto a ri-apprendere l'esecuzione del movimento in modo più efficace di quello che si sarebbe potuto ottenere in assenza di feedback.

Nel presente lavoro di tesi sono stati ottenuti risultati solo preliminari circa

l'applicabilità e l'utilità in soggetti emiparetici del metodo di controllo per stimolazione elettrica in esame. Le prove su soggetti hanno suggerito possibili sviluppi futuri per il controllore, al fine di rendere il suo uso più sicuro, di estendere il numero di pazienti in grado di beneficiarne e di rendere più complessi i task realizzabili tramite esso

Una possibilità è rendere più complessa la relazione ingresso-uscita: si potrebbe studiare come far dipendere i parametri del controllore dal livello di stimolazione e / o in dipendenza della posizione dell'arto, da cui dipende la posizione relativa tra elettrodi e fibre muscolari. Si consideri comunque che una eccessiva complessità del controllore porterebbe a dover sviluppare protocolli di calibrazione troppo lunghi e complessi. Inoltre si potrebbe indagare la possibilità di modificare i parametri forniti al controllore durante il suo utilizzo, perchè possa adattarsi ai valori di ingresso: infatti in un soggetto emiparetico i valori di EMG residuo ottenuti ripetendo lo stesso task possono variare anche nel breve periodo, per processi di apprendimento e/o di fatica muscolare.

Una ulteriore evoluzione del controllore potrebbe portarlo ad essere utilizzato su più muscoli contemporaneamente: la stimolazione contemporanea dei muscoli agonisti ad antagonisti porterebbe alla possibilità di svolgere movimenti più complessi e potenzialmente di raggiungere migliori risultati in termini di recupero funzionale. In questa eventualità si rivela necessario affrontare il problema del cross-talk, per stimare correttamente l'attività di un muscolo anche in presenza di rumore causato dall'attività mioelettrica dei muscoli adiacenti. Poichè studi recenti concordano sul fatto che il cross-talk possa essere in parte risolto solo utilizzando più elettrodi da miografia per effettuare una doppia differenziazione del segnale ([15], [63]), questo proporrebbe la necessità di inserire per ogni muscolo 4 elettrodi da EMG al posto dei 2 previsti dal setup utilizzato e richiedere di individuare una tipologia di elettrodi con un ingombro minore.

Ad esempio, l'aggiunta del controllo dei muscoli estensori del gomito oltre a quello dei muscoli flessori implementato in questo lavoro, permetterebbe ad un soggetto di flesso estendere il gomito sul piano trasverso, movimento necessario per svolgere il task di raggiungimento (reaching). Questo movimento potrebbe essere integrato all'uso di Armeo: l'esoscheletro è utilizzato nella riabilitazione di soggetti emiparetici, poichè controbilanciando la forza gravitazionale permette ai pazienti di compiere movimenti che non sarebbero in grado di portare a termine in condizioni normali, e garantisce la stabilità dell'arto, compromessa dalla la

scarsa tonicità muscolare e dalle ridotte capacità di coordinazione. L'utilizzo del controllore per FES con questo esoscheletro ne permetterebbe l'utilizzo in pazienti con disabilità più gravi, o in una fase precedente della riabilitazione.

Tuttavia il controllore potrebbe dimostrarsi non sufficientemente affidabile per essere utilizzato in questi pazienti, aventi una scarsa attività miografica, o nel caso si vogliano rendere possibili movimenti complessi. Per questo si considera conveniente l'integrazione del controllore basato su attività miografica residua con altri metodi di controllo per FES, quali sensori di posizioni, per garantire che la stimolazione intervenga quando non solo se è presente attività miografica ma anche se la stimolazione è effettivamente necessaria a compiere il movimento e si interrompa qualora si protragga troppo a lungo senza che il paziente riesca a rilassare il muscolo.

A valle di queste o altre modifiche, si potrebbe cercare di verificare l'effettiva capacità di questa strategia di controllo nell'aiutare il processo di riabilitazione in soggetti post ictus affetti da emiparesi tramite studi clinici che comprendano un numero sufficiente di soggetti, ognuno dei quali dovrebbe essere messo in condizione di utilizzare il sistema con una frequenza sufficientemente alta e per un lasso di tempo sufficientemente lungo all'interno di un programma di riabilitazione; solo riuscendo ad ottenere risultati migliori, sia nel breve che nel lungo periodo, rispetto ad un gruppo di controllo adeguato, si potrebbe ragionevolmente dimostrare l'utilità in campo riabilitativo del controllore implementato.

# Bibliografia

- [1] ANTON, H. *Elementary linear algebra*. John Wiley and Sons, 2010.
- [2] ARTHUR C. GUYTON, J. E. H. *Textbook of medical physiology*. Elsevier Saunders, 2006.
- [3] BAUMAN, W., AND SPUNGEN, A. Coronary heart disease in individuals with spinal cord injury: assessment of risk factors. *Spinal Cord* 46, 7 (2008), 466–476.
- [4] BELL, S., SHAW-DUNN, J., GOLLEE, H., ALLAN, D., FRASER, M., AND MCLEAN, A. Improving respiration in patients with tetraplegia by functional electrical stimulation: An anatomical perspective. *Clinical Anatomy* 20, 6 (2007), 689–693.
- [5] BELLANGER, M. G. *Adaptive Digital Filters*. CRC Press, 2001.
- [6] BILODEAU, M., SCHINDLER-IVENS, S., WILLIAMS, D., CHANDRAN, R., AND SHARMA, S. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13, 1 (2003), 83–92.
- [7] BRADLEY, W. *Neurology in clinical practice*. Butterworth Heinemann, 2004.
- [8] BURNETT, T., MANN, E., STOKLOSA, J., AND LUDLOW, C. Self-triggered functional electrical stimulation during swallowing. *Journal of neurophysiology* 94, 6 (2005), 4011.
- [9] CHEN, T. Unified eigenfilter approach: With applications to spectral/spatial filtering. In *Circuits and Systems, 1993., ISCAS'93, 1993 IEEE International Symposium on* (2002), IEEE, pp. 331–334.



- [10] COHEN, A. *Biomedical Signal Processing*. CRC Press, 1986.
- [11] CRIPPS, R., LEE, B., WING, P., WEERTS, E., MACKAY, J., AND BROWN, D. A global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: towards a living data repository for injury prevention. *Spinal Cord* (2010).
- [12] DALGAARD, P. *Introductory statistic with R*. Springer, 2008.
- [13] DAVOODI, R., ANDREWS, B., WHEELER, G., AND LEDERER, R. Development of an indoor rowing machine with manual FES controller for total body exercise in paraplegia. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 10, 3 (2002), 197–203.
- [14] DE LUCA, C. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13 (1997), 135–163.
- [15] DIMITROV, G., DISSELHORST-KLUG, C., DIMITROVA, N., SCHULTE, E., AND RAU, G. Simulation analysis of the ability of different types of multi-electrodes to increase selectivity of detection and to reduce cross-talk. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13, 2 (2003), 125–138.
- [16] DISSELHORST-KLUG, C., SCHMITZ-RODE, T., AND RAU, G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics* 24, 3 (2009), 225–235.
- [17] DUTTA, A., AND KOBETIC, I. Gait Initiation With Electromyographically Triggered Electrical Stimulation in People With Partial Paralysis. *Journal of biomechanical engineering* 131 (2009), 081002.
- [18] DUTTA, A., KOBETIC, O., AND J., T. Ambulation after incomplete spinal cord injury with EMG-triggered functional electrical stimulation. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 55, 2 (2008), 791–794.
- [19] ESER, P., DE BRUIN, E., TELLEY, I., LECHNER, H., KNECHT, H., AND ST  
USSI, E. Effect of electrical stimulation-induced cycling on bone mineral density in spinal cord-injured patients. *European journal of clinical investigation* 33, 5 (2003), 412–419.

- [20] FARINA, D., BLANCHIETTI, A., POZZO, M., AND MERLETTI, R. M-wave properties during progressive motor unit activation by transcutaneous stimulation. *Journal of Applied Physiology* 97, 2 (2004), 545.
- [21] FARINA, D., AND MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 5 (2000), 337–349.
- [22] FERGUSON, A., KEATING, J., DELARGY, M., AND ANDREWS, B. Reduction of seating pressure using FES in patients with spinal cord injury. A preliminary report. *Paraplegia* 30, 7 (1992), 474.
- [23] FRIGO, C., FERRARIN, M., FRASSON, W., PAVAN, E., AND THORSEN, R. EMG signals detection and processing for on-line control of functional electrical stimulation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 5 (2000), 351–360.
- [24] HAMZAID, N., AND DAVIS, G. Health and Fitness Benefits of Functional Electrical Stimulation-Evoked Leg Exercise for Spinal Cord-Injured Individuals. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* 14, 4 (2009), 88–121.
- [25] HEFFNER, Z. The Electromyogram (EMG) as a Control Signal for Functional Neuromuscular Stimulation-Part I: Autoregressive Modeling as a Means of EMG Signature Discrimination. *IEEE Trans. Biomed. Eng* 35 (1988), 230–236.
- [26] HOSHIMIYA, N., NAITO, A., YAJIMA, M., AND HANDA, Y. A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: a respiration-controlled system for multijoint upper extremity. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 36, 7 (2002), 754–760.
- [27] JAUL, E. Prevention of pressure ulcers—review of the evidence. *Harefuah* 147, 10 (2008), 804.
- [28] JOHNSTON, T., BETZ, R., SMITH, B., BENDA, B., MULCAHEY, M., DAVIS, R., HOUDAYER, T., PONTARI, M., BARRISKILL, A., AND CREASEY, G. Implantable FES system for upright mobility and bladder and bowel function for individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord* 43, 12 (2005), 713–723.

- [29] KOBETIC, R., TRIOLO, R., AND MARSOLAIS, E. Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 5, 1 (2002), 23–29.
- [30] LANGZAM, E., ISAKOV, E., AND MIZRAHI, J. Evaluation of methods for extraction of the volitional EMG in dynamic hybrid muscle activation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 3, 1 (2006), 27.
- [31] LANGZAM, E., NEMIROVSKY, Y., ISAKOV, E., AND MIZRAHI, J. Partition between volitional and induced forces in electrically augmented dynamic isometric muscle contractions. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 14, 3 (2006), 322–335.
- [32] LLOYD-JONES, D., ADAMS, R., CARNETHON, M., DE SIMONE, G., FERGUSON, T., FLEGAL, K., FORD, E., FURIE, K., GO, A., GREENLUND, K., ET AL. Heart disease and stroke statistics—2009 update: a report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. *Circulation* 119, 3 (2009), e21.
- [33] MERLETTI, R., KNAFLITZ, M., AND DE LUCA, C. Electrically evoked myoelectric signals. *Crit Rev Biomed Eng* 19, 4 (1992), 293–340.
- [34] MICHAEL SELZER, STEPHANIE CLARKE, L. C. *Textbook of neural repair and rehabilitation: Neural repair and plasticity*. Cambridge University Press,, 2006, ch. 9, Volume II, pp. 119–135.
- [35] MYERS, J. Cardiovascular disease after SCI: prevalence, instigators, and risk clusters. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* 14, 3 (2009), 1–14.
- [36] NATHAN, R., AND OHRY, A. Upper limb functions regained in quadriplegia: A hybrid computerized neuromuscular stimulation system. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 71, 6 (1990), 415.
- [37] PECKHAM, P., KEITH, M., AND KILGORE, K. Restoration of upper extremity function in tetraplegia. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* 5, 1 (1999), 33–34.
- [38] PECKHAM, P., AND KNUTSON, J. Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. *Biomedical Engineering* 7, 1 (2005), 327.

- [39] PECKHAM, P., MARSOLAIS, E., AND MORTIMER, J. Restoration of key grip and release in the C6 tetraplegic patient through functional electrical stimulation. *Plastic and Reconstructive Surgery* 68, 3 (1981), 464.
- [40] PETER R. NELSON, MARIE COFFIN, K. A. F. C. *Introductory statistics for engineering experimentation*. Academic Press, 2003.
- [41] PFURTSCHELLER, G., MULLER-PUTZ, G., PFURTSCHELLER, J., AND RUPP, R. EEG-based asynchronous BCI controls functional electrical stimulation in a tetraplegic patient. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing 2005* (2005), 3152–3155.
- [42] POPOVIC, M., KELLER, T., PAPAS, I., DIETZ, V., AND MORARI, M. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE* 20, 1 (2002), 82–93.
- [43] POPOVIC, M., POPOVIC, D., SINKJÆR, T., STEFANOVIC, A., AND SCHWIRTLICH, L. Restitution of reaching and grasping promoted by functional electrical therapy. *Artificial Organs* 26, 3 (2002), 271–275.
- [44] PUKSA, L., EDEBOL EEG-OLOFSSON, K., STÅLBERG, E., AND FALCK, B. Reference values for F wave parameters in healthy 3–20 year old subjects. *Clinical Neurophysiology* (2010).
- [45] R. THORSEN, F. BIERINGSORENSEN, O. T. A. S. D. H. Myoelectric Signals from Paretic Muscles Controlling Electrical Stimulation of the Same Muscle. In *Neuroprosthetics - from Basic Research to Clinical Applications, Biomedical and health Research Program (BIOMED) of the European Union, Concerted Action: Restoration of Muscle Activity through FES and Associated Technology (RAFT)*. Springer Verlag, 1996, pp. pp. 373–376.
- [46] RAO, S. S. *Engineering optimisation: theory and practice*. Wiley-IEEE, 1996.
- [47] RICHARD L. BURDEN, J. D. F. *Numerical Analysis, eight edition*. Thomson Brooks/Cole, 2005.
- [48] RIENER, R., AND FUHR, T. Patient-driven control of FES-supported standing up: a simulation study. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 6, 2 (2002), 113–124.

- [49] RUBINSTEIN, J., MILLER, C., MINO, H., AND ABBAS, P. Analysis of monophasic and biphasic electrical stimulation of nerve. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 48, 10 (2002), 1065–1070.
- [50] RUSHTON, D. Functional electrical stimulation and rehabilitation—an hypothesis. *Medical engineering & physics* 25, 1 (2003), 75–78.
- [51] SCHAUER T, SALBERT RC, N. N.-O. R. Detection and Filtering of EMG for Assessing Voluntary Muscle Activity during FES. In *9th Annual Conference of the International FES Society* (2004).
- [52] SENNELS, S., BIERING-SORENSEN, F., ANDERSEN, O., AND HANSEN, S. Functional neuromuscular stimulation controlled by surface electromyographic signals produced by volitional activation of the same muscle: adaptive removal of the muscle response from the recorded EMG-signal. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 5, 2 (2002), 195–206.
- [53] SHEFFLER, L. R., AND CHAE, J. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle & Nerve* 35, 5 (2007), 562–590.
- [54] SLEPIAN, D. Prolate spheroidal wave functions, Fourier analysis, and uncertainty. V-The discrete case. *AT T Technical Journal* 57 (1978), 1371–1430.
- [55] STEGEMAN, D., AND HERMENS, H. Standards for surface electromyography: the European project: Surface EMG for non-invasive assessment of muscles - SENIAM . *Línea*). Disponible en: <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf> [Consultado en agosto de (2008)].
- [56] SUETSUGU, K., TAGAWA, Y., INADA, T., AND SHIBA, N. FES position control of forearm using EOG. *Advances in Neuro-Information Processing* (2009), 494–503.
- [57] TABERNIG, C., AND ACEVEDO, R. M-wave elimination from surface electromyogram of electrically stimulated muscles using singular value decomposition: Preliminary results. *Medical engineering & physics* 30, 6 (2008), 800–803.

- [58] THORSEN, R., FERRARIN, M., AND VELTINK, P. Enhancement of isometric ankle dorsiflexion by automyoelectrically controlled functional electrical stimulation on subjects with upper motor neuron lesions. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface* 5, 4 (2002), 256–263.
- [59] THORSEN, R., OCCHI, E., BOCCARDI, S., AND FERRARIN, M. Functional electrical stimulation reinforced tenodesis effect controlled by myoelectric activity from wrist extensors. *Journal of rehabilitation research and development* 43, 2 (2006), 247.
- [60] THORSEN, R., SPADONE, R., AND FERRARIN, M. A pilot study of myoelectrically controlled FES of upper extremity. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 9, 2 (2002), 161–168.
- [61] TKACENKO, A., VAIDYANATHAN, P., AND NGUYEN, T. On the eigenfilter design method and its applications: a tutorial. *Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing, IEEE Transactions on* 50, 9 (2003), 497–517.
- [62] VAIDYANATHAN, P., AND NGUYEN, T. Eigenfilters: a new approach to least-squares FIR filter design and applications including Nyquist filters. *Circuits and Systems, IEEE Transactions on* 34, 1 (2002), 11–23.
- [63] VAN VUGT, J., AND VAN DIJK, J. A convenient method to reduce crosstalk in surface EMG. *Clinical Neurophysiology* 112, 4 (2001), 583–592.
- [64] VESTERGAARD, P., KROGH, K., REJNMARK, L., AND MOSEKILDE, L. Fracture rates and risk factors for fractures in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord* 36, 11 (1998), 790–796.
- [65] YEOM, H., PARK, Y., AND CHANG, Y. Eigen filter to detect volitional EMG signals in autogenic EMG-controlled FES. *Electronics Letters* 43, 25 (2007), 1410–1411.
- [66] YEOM, H., PARK, Y., AND YOON, H. Gram-Schmidt M-Wave canceller for the EMG controlled FES. *IEICE Transactions on Information and Systems* 88, 9 (2005), 2213.
- [67] ZEHR, P. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European journal of applied physiology* 86, 6 (2002), 455–468.