



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE

**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA**

**“MATRICI DI ELETTRODI STAMPATI PER ELETTROMIOGRAFIA
DI SUPERFICIE: ACQUISIZIONE, TECNICHE DI FILTRAGGIO E
INFLUENZA DI PARAMETRI GEOMETRICI”**

Relatore: *prof.ssa Sarah Tonello*

Laureando: *Pietro Costa*

ANNO ACCADEMICO 2021 – 2022

Data di laurea: 20 settembre 2022

INDICE

1. Abstract.....	5
2. Panoramica dell'elaborato	7
3. Cenni sull'attivazione muscolare.....	10
3.1. Fisiologia della contrazione muscolare.....	10
3.2. I segnali elettromiografici.....	12
3.3.1. Componenti propaganti e non propaganti.....	12
3.3.2. I crosstalk.....	13
4. Sistemi di acquisizione.....	16
4.1. Le configurazioni elettrodiche.....	16
4.2. Le modalità di prelievo del segnale.....	17
4.3. I circuiti equivalenti.....	19
4.3.1. L'impedenza di elettrodo.....	19
4.3.2. I generatori di tensione.....	22
4.4. L'elettronica di acquisizione.....	23
4.4.1. L'impedenza di ingresso.....	23
4.4.2. Segnali differenziali e di modo comune.....	24
5. Influenza dei parametri geometrici.....	28
5.1. Domini in frequenza.....	28
5.2. Campionamento spaziale e temporale.....	29
5.3. Effetti della geometria elettrodica.....	32
5.3.1. La superficie degli elettrodi.....	32
5.3.2. La distanza interelettrodica (IED).....	34
5.3.3. Conclusioni riguardo i filtri spaziali.....	35

6. Interferenze e tecniche di filtraggio.....	37
6.1. Le interferenze del segnale sEMG.....	37
6.1.1. Gli artefatti da movimento.....	37
6.1.2. L'interferenza di linea (PLI).....	38
6.1.3. Altri segnali di modo comune.....	40
6.2. Metodi di denoising.....	40
6.2.1. Effetti dell'acquisizione differenziale sulle interferenze.....	40
6.2.2. I Filtri.....	41
6.2.3. Tecniche di reiezione della PLI.....	44
7. Acquisizioni sperimentali di sEMG.....	46
7.1. Set up sperimentale.....	46
7.1.1. Matrici di elettrodi a getto di inchiostro.....	46
7.1.2. Caratterizzazione morfologica ed elettrica delle matrici.....	48
7.1.3. Elettronica di acquisizione sperimentale.....	50
7.2. Elaborazione dei segnali sEMG.....	52
7.2.1. Interpretazione dei dati grezzi.....	52
7.2.2. Il filtraggio digitale.....	55
7.2.3. Confronto dei risultati.....	58
8. Conclusioni.....	60
Bibliografia.....	62

1. Abstract

Lo scopo dell'elettromiografia di superficie (sEMG) è quello di prelevare, condizionare ed elaborare i segnali biologici che riguardano nello specifico l'attività muscolare. Questa tecnica offre un modo meno invasivo per ottenere dati EMG rispetto alle tecniche elettromiografiche tradizionali ad ago, e rappresenta un settore dell'ingegneria biomedica in forte espansione. I dati ottenuti dall'elettromiografia superficiale possono essere utilizzati per valutare l'attività sportiva, principalmente i momenti di contrazione e di affaticamento muscolare, e, in misura minore, per scopi diagnostici. Per prelevare questi segnali si fa affidamento generalmente a elettrodi circolari che possono essere posizionati in diverse configurazioni spaziali, i cui segnali possono essere prelevati mediante diverse tecniche di acquisizione differenziali. I segnali prelevati dagli elettrodi rappresentano gli effettivi segnali grezzi sEMG rilevati, che sono influenzati da alcuni effetti inerenti alla geometria della specifica configurazione adottata in fase di acquisizione. Questi effetti si possono descrivere mediante dei modelli matematici. Altre componenti che pesano sul segnale grezzo sono le interferenze, ovvero componenti aliene che ne modificano l'andamento temporale. Nella parte sperimentale presentata, vengono proposti degli esempi di acquisizione realizzate utilizzando matrici flessibili di elettrodi stampati a getto di inchiostro con nanoparticelle di argento, di diverse dimensioni, indossabili senza una particolare preparazione preliminare nel trattare la pelle o qualifica dell'utilizzatore nell'applicare la matrice. Una volta acquisito il segnale grezzo è stata fatta un'analisi utilizzando specifiche tecniche di filtraggio per rimuovere i segnali parassiti e lasciare la sola componente utile allo scopo del prelievo sEMG, con lo scopo di ricavare dati generici riguardo l'attività muscolare.

The goal of superficial electromyography (sEMG) is to collect, to modify and to elaborate biological signals concerning the muscular activity. This technique allows a less invasive method to obtain EMG data than traditional needle-electromyographic techniques and represents a constantly growing branch of biomedical engineering. The data obtained by superficial electromyography can be used to evaluate the sporting activity (mainly the muscular contraction instants and the muscular fatigue), and secondarily as a diagnostic tool. To get these signals circular electrodes are generally used, which can be placed in multiple spatial configurations. The signals can be obtained using multiple differential techniques. The related

signals represent the raw sEMG signals effectively obtained, which are influenced by the geometrical effects of the specific configuration adopted during the acquisition phase. These effects can be described using math models. Other signal components effecting the raw sEMG signals are the interferences, which are alien contribution effecting the temporal evolution of the main signal. In the experimental section some acquisition tests are presented, in which the data has been collected using flexible matrices of inkjet-printed silver nanoparticles electrodes. These matrices of different sizes can be placed without a specific preliminary preparation or user qualification. Once the raw signals are obtained, they are analysed using filtering techniques to remove the alien components and leaving the only “cleaned” signal useful to the purpose of the experiment, with the goal of getting generical data of muscular activity.

2. Panoramica dell'elaborato

Nella prima parte di questa breve presentazione verrà fornita una panoramica teorica della fisiologia dei segnali EMG (capitolo 3), dell'acquisizione di segnali sEMG (capitolo 4) e del loro filtraggio (capitolo 6), così come degli effetti geometrici che l'apparato di prelievo impongono su questi segnali (capitolo 5). Nel trattare questi effetti verranno anche presentate informazioni di base sui domini spaziali e temporali, sul campionamento spaziale e sulla Trasformata di Fourier spaziale.

Nella seconda parte (capitolo 7) saranno invece analizzati dei dati sperimentali ottenuti da alcune prove di acquisizione utilizzando nello specifico matrici di elettrodi. Verranno quindi applicate le conoscenze teoriche della prima parte in uno specifico caso pratico, confrontando i risultati sperimentali con quelli teorici.

L'intero sistema elettromiografico utilizzato è composto da una parte analogica e una parte digitale, ed è formato da alcune sezioni che possono essere esemplificate mediante uno schema a blocchi in:

- Generatore di segnali EMG: è il supporto fisico nel quale viene prodotto il segnale di interesse. La generazione, composizione, propagazione e caratteristiche di questi segnali saranno descritti al capitolo 3.
- Acquisizione del segnale: riguarda tutte le tecniche atte a rilevare e a prelevare il segnale biologico di interesse. In questa sezione si trovano gli elettrodi con i loro supporti, i cavi di collegamento che trasportano il segnale e l'elettronica necessaria a completare il processo di prelievo e a fornire un condizionamento preliminare al segnale. Nella trattazione specifica di segnali EMG superficiali consideriamo anche la pelle del paziente in questo reparto, non contribuendo di fatto alla generazione dell'sEMG. Un'analisi generale è dedicata al capitolo 4.
- Condizionamento analogico: comprende tutte le tecniche necessarie a modificare il segnale, discriminando le componenti utili da quelle superflue. In questa sezione viene

attuato il filtraggio analogico dei segnali grezzi, così come una o più amplificazioni (considerando che una prima amplificazione è fornita dall'elettronica di acquisizione). Il supporto fisico che opera queste modificazioni del segnale è chiamata elettronica di condizionamento. Uno o più filtri in cascata possono essere usati in questa fase; la quantità e la qualità dei filtri variano in base al livello di accuratezza con cui si vuole "pulire" il segnale grezzo da rumori ed interferenze. Un successivo condizionamento digitale può essere applicato una volta trasmesso il segnale al calcolatore.

- Elaborazione analogica: in questa fase il segnale può essere ulteriormente modificato, ma per estrarre determinate caratteristiche di interesse diverse dal semplice segnale ripulito (ad esempio il livello di affaticamento muscolare nel caso di segnali sEMG). L'elaborazione analogica viene attuata mediante un'elettronica separata, e può essere presente o meno in un sistema sEMG in base allo scopo del prelievo.
- Conversione analogico-digitale e trasmissione: consiste nell'insieme di procedimenti di campionamento, quantizzazione e trasmissione dei segnali. È importante che i segnali in uscita dalle fasi di condizionamento ed elaborazione analogiche abbiano delle caratteristiche tali da consentire una conversione con una bassa perdita di segnale utile. I segnali passano dall'essere analogici ad essere digitali, e possono perciò venire analizzati da un calcolatore. La componentistica che permette la conversione non sarà approfondita in questa presentazione.
- Condizionamento ed elaborazione digitali: riguarda il condizionamento e l'elaborazione dei segnali digitalizzati e trasmessi al calcolatore mediante dei software di calcolo. Un condizionamento e un'elaborazione mista analogico/digitale è consigliabile. Alcune tecniche sperimentali di condizionamento ed elaborazione di segnali sEMG saranno descritte al capitolo 7.
- Monitoraggio: permette di visualizzare a schermo i segnali sEMG digitalizzati prodotti dalle fasi di condizionamento ed elaborazione.

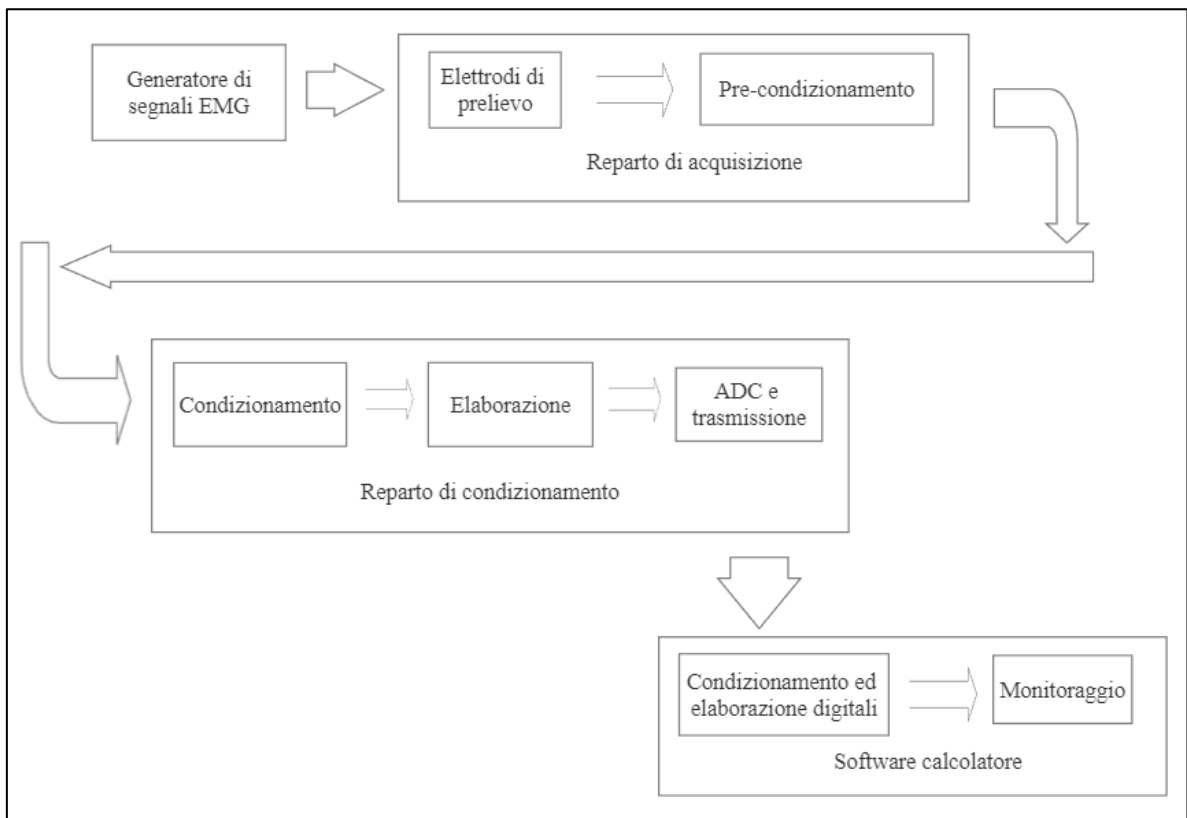


Figura 1. (Schema a blocchi del sistema di acquisizione ed elaborazione di segnali sEMG)

3. Cenni sull'attivazione muscolare

L'apparato muscolare è responsabile di numerose funzionalità del corpo umano, fra cui il movimento e la postura. I muscoli, contraendosi, permettono di generare una forza proporzionale allo scopo per cui sono stati chiamati, mediante il meccanismo di attivazione muscolare. La volontarietà o meno di questa azione varia da muscolo a muscolo ed è tipica di quelli scheletrici (o volontari), che saranno oggetto di questo studio.

In questa sezione verrà descritto brevemente il meccanismo di attivazione muscolare a livello delle unità motorie, così come le caratteristiche del segnale elettromiografico generato.

3.1. Fisiologia della contrazione muscolare

Una *unità motoria* (abbreviato MU) è un complesso biologico formato da un fascio di fibre muscolari (cellule muscolari) collegate da un motoneurone nella *zona di innervazione*, e rappresenta l'unità funzionale minima dell'apparato muscoloscheletrico.

Il soma del motoneurone è locato nel midollo spinale e l'assone si estende fino a raggiungere il muscolo, dove le diramazioni dendritiche innervano più fibre muscolari, in numero variabile proporzionato alla forza che il muscolo deve essere in grado di esercitare. Il numero di fibre reclutate varia da qualche unità nei muscoli che devono compiere movimenti più precisi fino a un paio di migliaia nei muscoli che devono esercitare molta forza.

Il punto di contatto sinaptico fra motoneurone e fibra è chiamato *giunzione neuromuscolare* (NMJ), e il neurotrasmettitore utilizzato è l'acetilcolina.

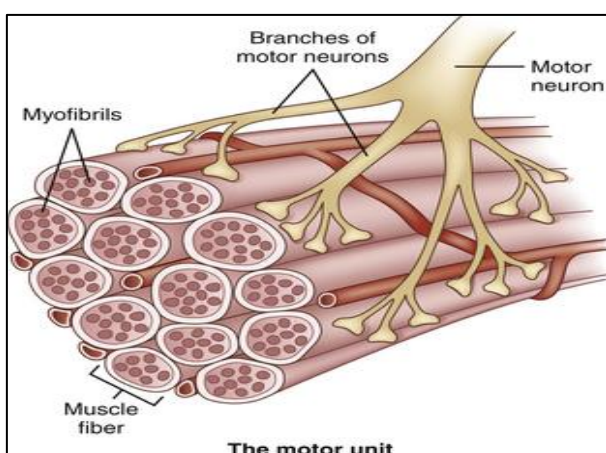


Figura 2.

(Immagine semplificativa di un'unità motoria: il numero di fibre muscolari innervate è variabile) [1]

L'impulso elettrico che si propaga nel motoneurone è un potenziale d'azione (PA). Generato a livello encefalico viene trasmesso lungo il midollo spinale e successivamente trasportato lungo l'assone del motoneurone. Una volta arrivato nella zona di innervazione le sinapsi acetilcoliniche trasferiscono il segnale elettrico dal motoneurone alla fibra muscolare.

La propagazione del PA procede parallelamente alla posizione della fibra, e in maniera speculare. Quindi dalla NMJ verranno generati due identici potenziali d'azione che si propagheranno lungo le fibre uno all'opposto dell'altro. I due potenziali si smorzano arrivati ai tendini. La velocità di propagazione varia da fibra a fibra e si aggira attorno ai 4 m/s (generalmente dai 3 ai 5 m/s).

Il potenziale d'azione dell'intera unità motoria (MUAP) è formato dalla somma spaziale di tutti i potenziali d'azione ogni fibra muscolare.

La forma di questo segnale varia da unità motoria a unità motoria a causa delle diverse posizioni mutue delle NMJ e delle diverse velocità di propagazione delle fibre.

La durata di un MUAP è direttamente proporzionale al numero di fibre che partecipano alla contrazione (grandezza dell'unità motoria) e all'età del muscolo, mentre è inversamente proporzionale al tasso di dispersione del potenziale e alla sua temperatura [2].

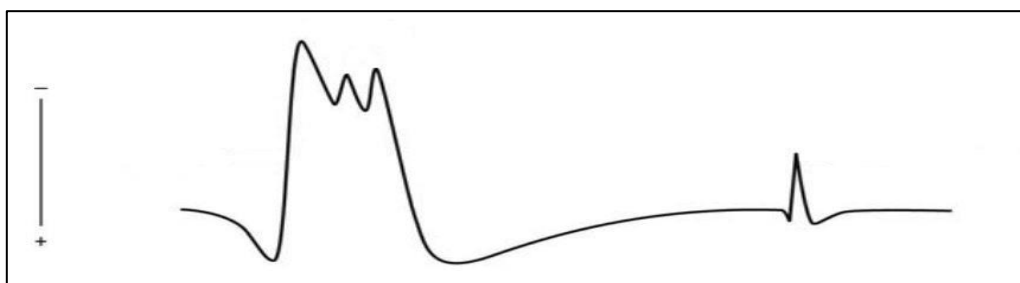


Figura 3. (Modello computazionale dell'andamento temporale di un MUAP: da notare la curva di depolarizzazione caratteristica dei potenziali d'azione) [2]

Durante la contrazione muscolare vengono trasmessi più potenziali d'azione in serie tramite il motoneurone, in base alla forza e alla velocità di contrazione richiesta. Le frequenze con cui vengono "sparati" i potenziali d'azione in ciascuna fibra oscillano dai 5 ai 40 impulsi al secondo. I MUAP sono quindi generati dalla somma algebrica dei potenziali d'azione di un singolo "sparo". Il segnale complessivo che comprende tutti i MUAP (ciascuno per ogni impulso) prende il nome di treno di MUAP (o MUAPT).

3.2. I segnali elettromiografici

I segnali elettromiografici (EMG) captati dagli elettrodi sono una combinazione lineare di MUAPT, ciascuno pesato in base alla loro distanza dal sito dell'elettrodo: più il MUAPT è vicino, maggiore sarà l'ampiezza rilevata e viceversa. Un MUAPT non viene prelevato se la sua intensità è pari o inferiore a quella del livello di rumore.

Il numero di motoneuroni eccitati (e quindi la quantità di unità motorie reclutate) e la frequenza di sparo dei MUAP sono modulati in base allo sforzo per il quale il muscolo è stato attivato, e ciò determina una maggiore ampiezza e densità del segnale EMG.

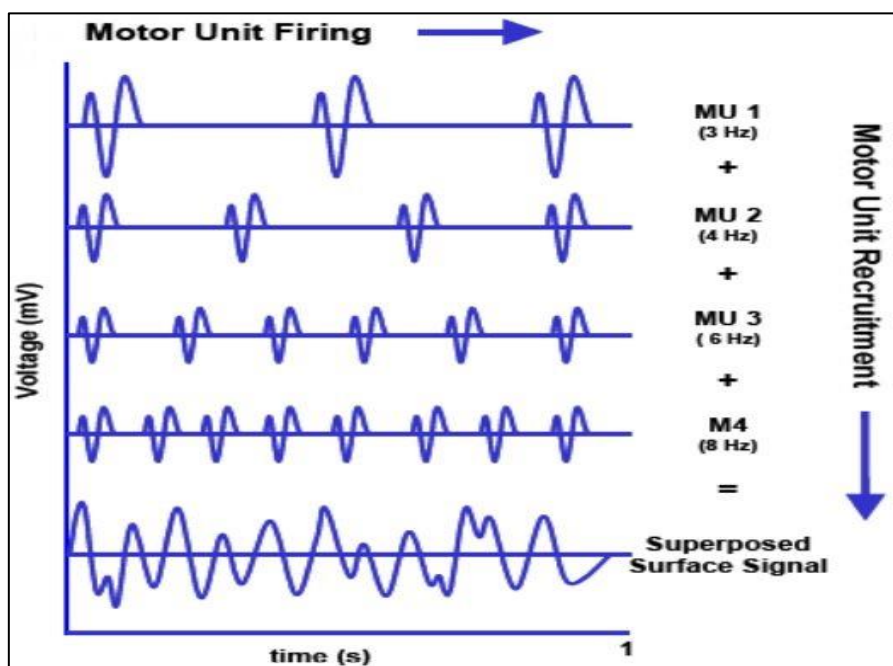


Figura 4. (Immagine semplificativa in cui è mostrata la formazione di un segnale EMG: i primi quattro segnali rappresentano MUAPT con diverse caratteristiche di ampiezza e pulsazione, il quinto è il segnale EMG rilevato che corrisponde alla somma spaziale dei MUAPT per ogni istante di tempo) [3]

3.2.1. Componenti propaganti e non propaganti

Ogni segnale EMG può essere considerato come la somma di due componenti che concorrono alla sua formazione, ciascuna con caratteristiche diverse:

- *Segnali propaganti*: sono generati dalle componenti propaganti dei MUAPT. Il meccanismo di propagazione dei MUAP può essere modellizzato semplicemente come un tripolo di corrente che si muove nel tempo lungo l'asse principale dell'unità motoria (un tripolo per ogni direzione), diffondendosi parzialmente anche verso l'asse trasversale. La propagazione assiale del tripolo una volta terminato l'effetto transitorio di generazione alla NMJ costituisce la componente propagante del MUAP, e di conseguenza del segnale EMG.
- *Segnali non propaganti*: sono causati dai meccanismi transitori di generazione degli MUAP nella giunzione neuromuscolare e di smorzamento alla fine della fibra. Quando un tripolo viene generato (o equivalentemente estinto) ogni dipolo elettrico si attiverà/smorzerà in un momento diverso l'uno dall'altro, generando un segnale che è diverso da quello che si propaga una volta che il transitorio di "accensione/spegnimento" si è concluso (nella parte centrale del muscolo). Una volta generato il segnale non propagante alla giunzione fra muscolo e tendine, il suo effetto sarà riportato in egual misura su tutto il muscolo; quindi, tutti gli elettrodi rileveranno all'unisono la sua ampiezza (segnale di modo comune). L'entità del segnale è inversamente proporzionale all'estensione della giunzione (come se il tendine "assorbisse" il segnale propagante). L'effetto della generazione di segnali non propaganti ai tendini è chiamato "*end-of-fiber effect*".

Vale quindi che: $MUAPT_i(t) = MUAPT_{i,propagante}(t) + MUAPT_{i,end-of-fiber}(t)$

Ed equivalentemente: $EMG_i(t) = EMG_{i,propagante}(t) + EMG_{i,end-of-fiber}(t)$

3.2.1. I crosstalk

Per riuscire ad acquisire correttamente un segnale sEMG è importante definire la posizione spaziale della matrice rispetto alle unità motorie di cui si vuole rilevare i MUAP. È importante che la struttura sia in una posizione giusta e abbia una grandezza tale a consentire di prelevare la maggior parte possibile del segnale desiderato.

Definiamo il *volume di acquisizione* come l'insieme di tutti i segnali MUAPT che la particolare configurazione elettroica è in grado di distinguere dal livello di rumore. Rappresenta la

quantità di segnale sEMG effettivamente acquisita dal sistema ed è fortemente influenzato dall'estensione della matrice utilizzata.

Durante la propagazione di un MUAP il potenziale d'azione scorre longitudinalmente all'unità motoria, ma una parte della depolarizzazione viene anche emessa trasversalmente. Così facendo il potenziale di un'unità motoria entrerà in contatto con un'unità adiacente (che può essere attivata o meno), da cui si potrà rilevare una depolarizzazione extra (inferiore a quella che si propaga assialmente nella prima unità) che non le appartiene. Il segnale parassita della seconda MU può diffondersi ancora nella successiva unità motoria (seguendo il verso originale di diffusione), continuando il processo fino ad estinguersi quando il potenziale viene del tutto dissipato.

Questo comportamento prende il nome di *crosstalk* ed è un importante fenomeno che riguarda tutte le unità motorie. Quindi se si vuole prelevare il segnale sEMG di un determinato gruppo di unità motorie dobbiamo anche considerare gli effetti che le MU adiacenti al gruppo impongono sul segnale rilevato.

Il volume di acquisizione sarà quindi formato dall'insieme di MUAPT d'interesse e da tutti i crosstalk di altre MU, purché siano distinguibili dal livello di rumore (tutto ciò che viene percepito come rumore dal reparto di prelievo si trova al di fuori del volume di acquisizione).

Fissata la posizione di una configurazione elettrodica (array, matrice o coppia di elettrodi), ogni MUAPT contenuto nel volume di acquisizione verrà prelevato con un'ampiezza diversa, fortemente correlata alla distanza che la singola MU ha rispetto alla matrice rispetto ad uno dei suoi elettrodi, per ognuno di questi. Ogni MUAPT viene quindi mediato da un coefficiente che ne modifica l'ampiezza rilevata in funzione della distanza dall'elettrodo. L'intensità rilevata è quindi massima per le MU più superficiali (con valori di 1-2 mV), mentre è minima ai limiti del volume di acquisizione (qualche μV , in base al rumore a cui l'elettrodo è soggetto).

Sperimentalmente il tasso di dispersione trasversale delle onde di depolarizzazione è maggiore nei segnali propaganti rispetto a quelli non propaganti. Quindi questi ultimi, nonostante siano di intensità minore dei segnali propaganti associati, causeranno delle interferenze di crosstalk più accentuate se il MUAPT interferente è sufficientemente lontano dal sito di prelievo (per unità motorie vicine prevale invece il crosstalk dei segnali propaganti).

Si possono infine riassumere le tecniche di acquisizione elettromiografica in due macrocategorie:

- *Elettromiografia ad ago (nEMG)*: in questa modalità vengono utilizzati elettrodi aghiformi posizionati all'interno del muscolo per prelevare il segnale. Con questa tecnica si possono prelevare segnali localizzati in profondità e ottenerne un accurato andamento temporale. La principale problematica è l'invasività della procedura e la necessità di personale specializzato per inserire l'elettrodo.
- *Elettromiografia di superficie (sEMG)*: i segnali vengono rilevati a livello cutaneo mediante l'ausilio di due o più elettrodi. Con questa procedura non possono essere ottenute le informazioni dei muscoli profondi ma solo di quelli più superficiali, e in maniera molto meno selettiva (si captano molte unità motorie in più rispetto alla nEMG). L'invasività della procedura è ridotta al minimo, e la specializzazione richiesta per indossare gli elettrodi è sensibilmente minore della nEMG. A questo stato della ricerca gli sEMG possono essere utilizzati per capire gli istanti di attivazione, lo sforzo muscolare e l'affaticamento muscolare.

Gli argomenti che verranno sviluppati nei prossimi capitoli (sistemi di acquisizione, effetti geometrici e tecniche di filtraggio) riguarderanno la sola elettromiografia di superficie.

4. Sistemi di acquisizione

L'acquisizione riguarda tutte quelle tecniche atte a prelevare un segnale da una sorgente. Nel caso in esame è trattato il segnale elettromiografico superficiale (sEMG) prelevato da una sorgente biologica (il muscolo).

In questo capitolo vengono presentati l'apparato di acquisizione (comprendente la matrice di elettrodi utilizzata e l'elettronica), e le diverse tecniche di prelievo del segnale, analizzando pregi e difetti per ciascuna di esse.

4.1. Le configurazioni elettrodiche

Per poter rilevare e prelevare il segnale elettromiografico di superficie dal corpo del paziente si utilizzano degli elettrodi cutanei, ovvero dischi di materiale conduttore. Applicando due elettrodi sul corpo si è in grado di rilevare la differenza di potenziale elettrico fra i due punti in cui gli elettrodi sono locati, convertendo i gradienti ionici presenti nei tessuti sottostanti (mezzo a conduzione ionica) in un flusso di elettroni (mezzo a conduzione elettrica).

Il numero di elettrodi che si possono utilizzare durante una prova di acquisizione può variare, influenzando sulla complessità gestionale dei dati, sia a livello di trasmissione che a livello di elaborazione. Aumentando il numero di elettrodi aumenta la mole di dati trattabili e di conseguenza si possono ottenere migliori stime spaziali della distribuzione dei potenziali muscolari.

Suddividiamo gli apparati di acquisizione rispetto al numero di elettrodi in tre categorie:

- 1) *Coppie di elettrodi*: consistono semplicemente in due elettrodi da cui si rileva la caduta di potenziale elettrico.
- 2) *Array di elettrodi*: strisce di lunghezza variabile in grado di captare il potenziale lungo una specifica direzione, permettendo non solo di rilevare il suo andamento temporale, ma anche la sua distribuzione in uno spazio monodimensionale.

- 3) *Matrici di elettrodi*: consistono in più array disposti parallelamente a formare una struttura bidimensionale, con cui è possibile ricavare una distribuzione 2D del potenziale elettrico sottostante.



Figura 5. (Da sinistra verso destra: coppia di elettrodi, array di 16 elettrodi e matrice di 4x8 elettrodi) [4]

Tutte e tre le configurazioni sono soggette a diversi effetti geometrici e spaziali in fase di acquisizione, come l'estensione superficiale degli elettrodi a contatto con la cute e la distanza mutua fra di questi.

4.2. Le modalità di prelievo del segnale

La tensione elettrica che si può prelevare tramite gli elettrodi è una differenza di potenziale elettrico tra due punti. Si individuano quindi tre diverse modalità di acquisizione del segnale in base ai possibili riferimenti con cui decidiamo di estrarre questo potenziale, ciascuna di esse con alcune caratteristiche che le rendono preferibilmente adottabili in funzione della finalità dello specifico esperimento:

- 1) *Derivazione monopolare*: si usa quando uno dei riferimenti è posizionato sul punto di cui si vuole conoscere il potenziale e l'altro su un punto di riferimento privo di potenziale (punto di massa). Con questa modalità la differenza di tensione rilevata coinciderà con quella monopolare percepita dall'elettrodo principale; quindi, uno dei possibili utilizzi è quello descrivere mappe di potenziale nel caso di acquisizione mediante array o matrici di elettrodi. Il segnale monopolare è caratterizzato da una buona ampiezza (siccome vengono differenziati segnali con intensità molto diverse) e da una alta suscettibilità a rumori e ad altre interferenze di modo comune (come i segnali

non propaganti o la PLI). Questo succede perché le componenti di modo comune presenteranno valori diversi fra l'elettrodo attivo e quello comune, di conseguenza si elideranno poco quando il segnale verrà differenziato elettronicamente.

2) Derivazione differenziale singola (SD): consiste nel prelevare la differenza di potenziale percepita da due elettrodi, entrambi posti su punti elettricamente attivi e ravvicinati. Può essere usata con efficacia in tutte e tre le principali configurazioni. Questi segnali sono caratterizzati sia da ampiezze che da modi comuni di media intensità, necessitano quindi di un'amplificazione superiore ai segnali monopolari in fase di condizionamento. In compenso offrono una maggiore reiezione di rumori ed interferenze, che aumenta proporzionalmente al diminuire della distanza fra i due elettrodi nel sito del prelievo.

3) Derivazione differenziale doppia: si tratta di due modalità a singola differenziazione, i cui segnali vengo nuovamente differenziati. Necessita di almeno tre elettrodi, uno dei quali (quello centrale) è in comune ai primi due amplificatori. È una tecnica utile per calcolare la velocità di conduzione delle fibre muscolari parallele agli elettrodi sovrastanti. Il segnale ottenuto dalla differenziazione doppia è solitamente molto debole (siccome vengono sottratti segnali di simile ampiezza due volte), con componenti di modo comune molto basse. Per la loro amplificazione serve un'amplificazione molto elevata. Questa modalità riduce rumori ed interferenze di modo comune in maniera più consistente della differenziazione singola.

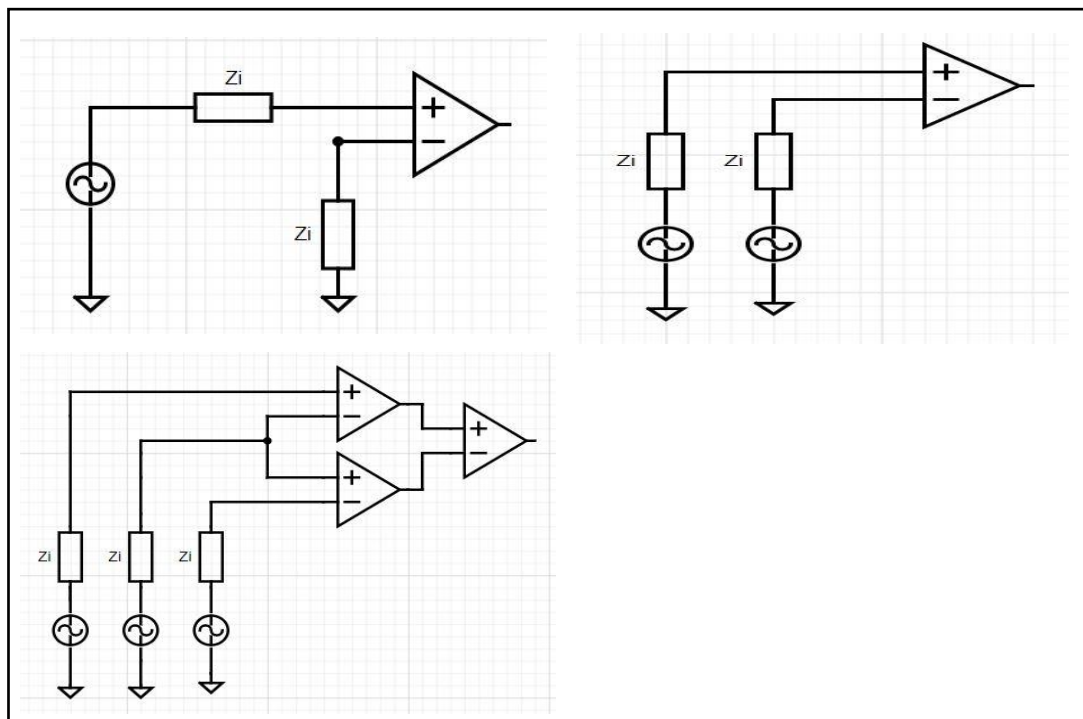


Figura 6. (Schemi esemplificativi delle tre principali modalità di acquisizione dei segnali sEMG: in alto a sinistra un circuito monopolare, in alto a destra un circuito a singola differenziazione, in basso un circuito a differenziazione doppia. I triangoli sintetizzano un differenziatore elettronico, le impedenze sono quelle di elettrodo, il generatore corrisponde al potenziale elettrico biologico)

4.3. I circuiti equivalenti

Per poter descrivere il funzionamento elettrico delle varie parti che comprendono il sistema di acquisizione ci si può affidare a modelli elettrici in grado di approssimare i comportamenti sperimentali dei diversi componenti.

I modelli presentati in questa sezione riguardano le impedenze elettriche e i generatori di potenziale che caratterizzano la dinamica di contatto fra gli elettrodi e la pelle.

4.3.1. L'impedenza di elettrodo

Si definisce come *impedenza* la capacità che ha un materiale di opporsi al flusso di corrente che si propaga ad una data frequenza. Quando la corrente scorre sull'impedenza genera una caduta di potenziale che può essere prelevata.

Si possono riassumere le impedenze dell'apparato di rilevamento del segnale (prima del condizionamento elettronico) in due principali categorie:

- 1) *Impedenza cutanea*: la pelle umana è formata da diversi strati, ciascuno con diverse proprietà elettriche. La sua struttura può essere sintetizzata in derma (lo stato più profondo e a contatto con l'ipoderma) e in epidermide (lo strato più superficiale). La zona dell'epidermide più esterna è chiamata *stratum corneum*, ed è formata principalmente da cellule epiteliali morte contenenti cheratina. Questo strato poco conduttivo spesso 15-20 μ m conferisce un'alta impedenza elettrica alla pelle. Il modulo dell'impedenza totale della pelle viene ricavata sperimentalmente e presenta un effetto "passa-basso", con valori elevati alle basse frequenze che scemano al suo aumentare.

Le curve sperimentali ottenute sono influenzate dallo spessore dello “stratum corneum” e dalla presenza di condotti sudoriferi. Ogni armonica che compone il segnale biologico avrà una sua specifica impedenza in fase di acquisizione.

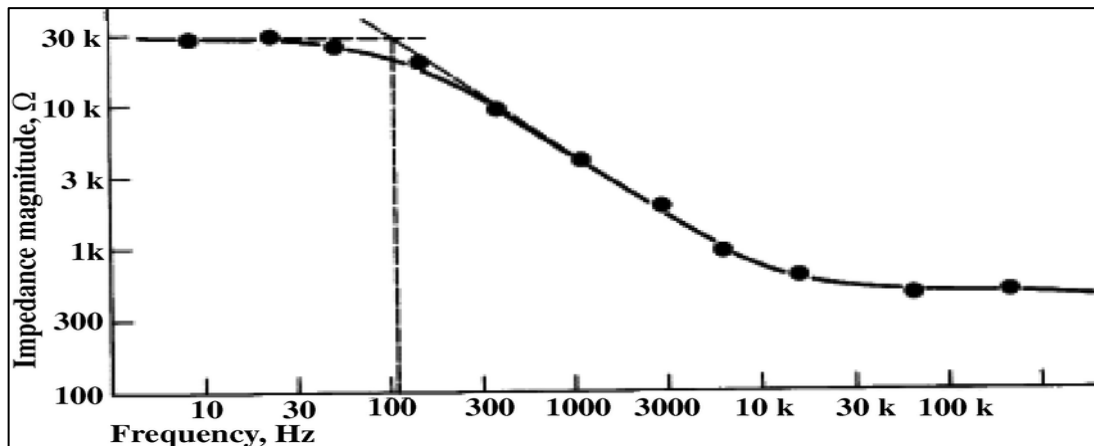


Figura 7. (Modulo dell'impedenza della pelle, da notare l'effetto passa-basso) [5]

A partire da queste funzioni empiriche si può modellare un circuito elettrico che riproduca in maniera affidabile l'impedenza osservata. Per farlo viene utilizzato un modello a perdita faradica, consistente in un resistore in serie al parallelo fra un secondo resistore e un condensatore. Questo circuito equivalente permette di modellizzare in maniera approssimata l'andamento reale dell'impedenza cutanea.

Prima di applicare gli elettrodi la pelle può essere trattata per ridurre l'impedenza dello stratum corneum, solitamente strofinandola con alcool etilico o isopropilico, oppure abradendola con della pasta conduttiva. Quest'ultimo metodo risulta essere il più efficace, anche se richiede una preparazione preliminare più lunga.

- 2) Impedenza d'interfaccia elettrodo-pelle: è generata dal contatto fra l'elettrodo e l'epidermide. A livello elettrico può essere considerata come un parallelo fra un resistore e un condensatore, e varia molto in funzione del materiale con cui è costruito l'elettrodo, l'area superficiale a contatto con la pelle, il trattamento della cute e la presenza o meno di gel conduttivo.

Il materiale influisce sull'impedenza aumentandone le caratteristiche resistive o capacitive. Elettrodi con impedenze prevalentemente resistive (e quindi con impedenze costanti indipendentemente dalle frequenze a cui sono soggetti) sono detti *non-polarizzabili*, mentre se l'effetto è in maggior parte capacitivo sono detti *polarizzabili*. Elettrodi in argento (Ag) o in argento/cloruro di argento (Ag/AgCl) sono non-polarizzabili, mentre elettrodi in oro sono polarizzabili.

Sperimentalmente l'impedenza è tanto maggiore quanto è minore l'area superficiale dell'elettrodo. In compenso, aree grandi introducono un effetto passa-basso via via più accentuato, che sarà discusso nella sezione 5.

Un gel conduttivo può essere usato per mediare la pelle e l'elettrodo all'interfaccia, eliminando eventuali bolle d'aria causate dalla presenza di peli o irregolarità superficiali e stabilizzandone la connessione.

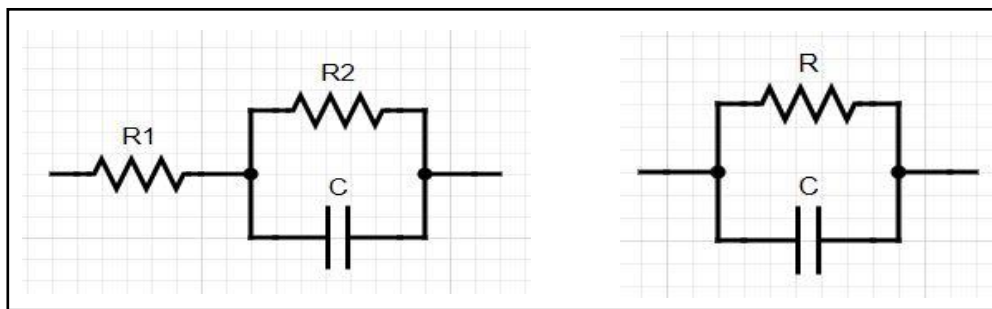


Figura 8. (Modelli di impedenze cutanee e di interfaccia. A destra: circuito equivalente dell'impedenza di interfaccia. Se l'elettrodo non è polarizzabile può essere assimilata a resistenza, se è polarizzabile l'effetto resistivo può essere più o meno trascurato. A destra: circuito a perdita faradica. Da notare come alle basse frequenze l'impedenza totale è data dalla somma delle resistenze, mentre alle alte frequenze equivale alla sola resistenza in serie. Si possono quindi ricavare facilmente i parametri circuitali conoscendo la frequenza di taglio e i valori dell'impedenza alle basse e alle alte frequenze)

Viene definita infine l'*impedenza di elettrodo* come la serie dell'impedenza cutanea e l'impedenza di interfaccia elettrodo-pelle, e rappresenta la resistenza elettrica percepita dall'elettronica di acquisizione una volta collegata agli elettrodi.

4.3.2. I generatori di tensione

Nel modello equivalente della catena di acquisizione rientrano anche delle tensioni elettriche che si aggiungono in serie alle impedenze, causate dall'interazione fra l'elettrodo e la pelle all'interfaccia, e più nello specifico dal continuo scambio di cariche elettriche fra gli elettroliti ionici biologici e gli elettroni metallici.

- Il rumore: il passaggio di cariche genera fluttuazioni casuali di tensione fra l'elettrodo e la cute, causando un rumore che si aggiunge al segnale utile. Questa sovrapposizione impone un importante limite al riconoscimento del segnale biologico: se infatti verrà prelevato con un'ampiezza monopolare inferiore a quella del rumore (*noise level*), diventerà completamente irriconoscibile.

Così come per l'impedenza di interfaccia, anche l'entità del rumore è pesantemente influenzata dal trattamento della pelle, dal materiale e dalle dimensioni degli elettrodi. Maggiore è l'area superficiale, più distribuito sarà il rumore e conseguentemente verrà prelevato con un'intensità minore.

Si può assimilare il rumore come un generatore AC che presenta uno spettro con tutte le componenti spettrali ben distribuite e di intensità variabile (generalmente dell'ordine di pochi μV_{RMS}).

- Il potenziale di semicella (o half-cell): è dovuto dalla differente attività ionica fra metallo ed elettroliti. Viene calcolato mediante l'equazione di Nernst ed è strettamente legato alle reazioni di ossido-riduzione che avvengono nella superficie dell'elettrodo. Viene assimilato ad un generatore di tensione DC.

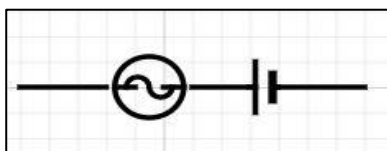


Figura 9. (Generatori equivalenti rispettivamente di rumore e del potenziale di semicella)

4.4. L'elettronica di acquisizione

Per poter ricavare la differenza di potenziale dei segnali sEMG vengono impiegati dei circuiti elettronici in grado di differenziare i due segnali rilevati dal singolo elettrodo, così da ottenere un segnale riferito alla massa dell'elettronica.

Uno dei componenti analogici più utilizzati a questo scopo è l'amplificatore operazionale in configurazione differenziale. Le sue proprietà, infatti, permettono di eseguire operazioni aritmetiche sui segnali di ingresso, fra cui somme, differenze, e amplificazioni. Gli amplificatori differenziali in fase di acquisizione forniscono quindi un condizionamento iniziale al segnale, e la bontà di questo condizionamento dipende da alcuni parametri più o meno intrinseci all'amplificatore.

4.4.1. L'impedenza di ingresso

Gli amplificatori di tensione ideali devono avere un'impedenza di ingresso infinita, così da fare in modo che l'intero potenziale del segnale in ingresso cada direttamente sull'impedenza d'ingresso, permettendo di prelevare l'intero segnale senza perdite dovute all'impedenza della catena di acquisizione.

Praticamente è possibile costruire un amplificatore con un'impedenza di ingresso molto alta, assimilabile ad un resistore dal valore molto alto (ordine dei $G\Omega$) in parallelo ad una capacità parassita (ordine dei pF).

Ciascuno dei due segnali biologici in ingresso verrà quindi partizionato rispetto alla propria impedenza di uscita (data dalla serie fra l'impedenza della pelle e quella dell'interfaccia elettrodo-pelle) e all'impedenza di ingresso dell'amplificatore, dando luogo ad un cosiddetto *effetto di carico*.

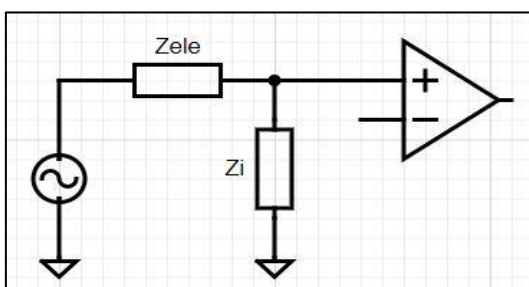


Figura 10. (Schematizzazione dell'effetto di carico: l'impedenza di ingresso è posta in parallelo all'impedenza di elettrodo. Questo schema è valido per entrambi i morsetti dell'amplificatore)

Quindi vale che: $V_+ = \frac{Z_i}{Z_i + Z_{ele}} * V_{EMG}$ (analogamente per V_-)

Si può notare quindi che più elevata è l'impedenza di ingresso, più il valore effettivamente acquisito si avvicinerà a quello desiderabile:

$$V_{+,ideale} = \lim_{Z_i \rightarrow +\infty} \frac{Z_i}{Z_i + Z_{ele}} * V_{EMG} = V_{EMG}$$

L'impedenza di ingresso è un parametro intrinseco di ogni amplificatore e viene fornita all'utente nella documentazione associata al componente. La capacità parassita fa sì che questa impedenza presenti un comportamento variabile in funzione della frequenza del segnale in ingresso, ma i suoi effetti non verranno trattati in questa presentazione.

4.4.2. Guadagno differenziale e di modo comune

Ciascuno dei due segnali prelevati può essere considerato come la somma di una componente di modo differenziale e una componente di modo comune. La prima è tanto più grande quanto più grande è la differenza delle due tensioni, l'altra è direttamente proporzionale a quanto i due potenziali si assomigliano in termini di intensità.

Siano dati due generici segnali d'ingresso V_1 e V_2 .

Definiamo la componente di modo differenziale:

$$V_{diff} = V_1 - V_2$$

E la componente di modo comune:

$$V_{com} = \frac{V_1 + V_2}{2}$$

Si possono quindi riscrivere le tensioni iniziali in funzione delle due componenti (risolvendo il semplice sistema dato dalle due precedenti equazioni).

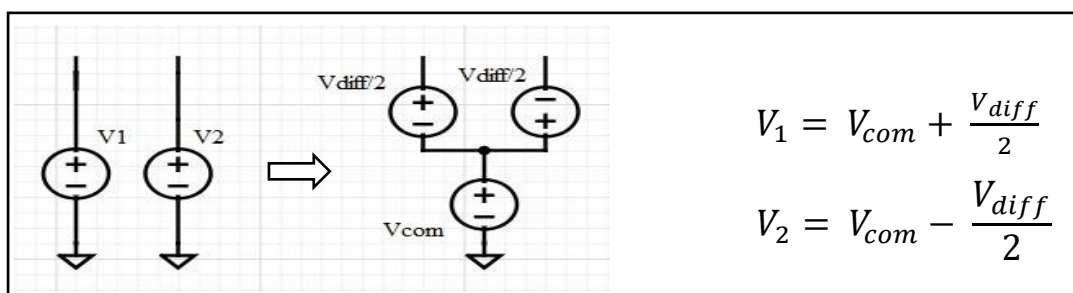


Figura 11. (Rappresentazione di come i segnali di ingresso possono essere scomposti in una componente differenziale e una componente comune)

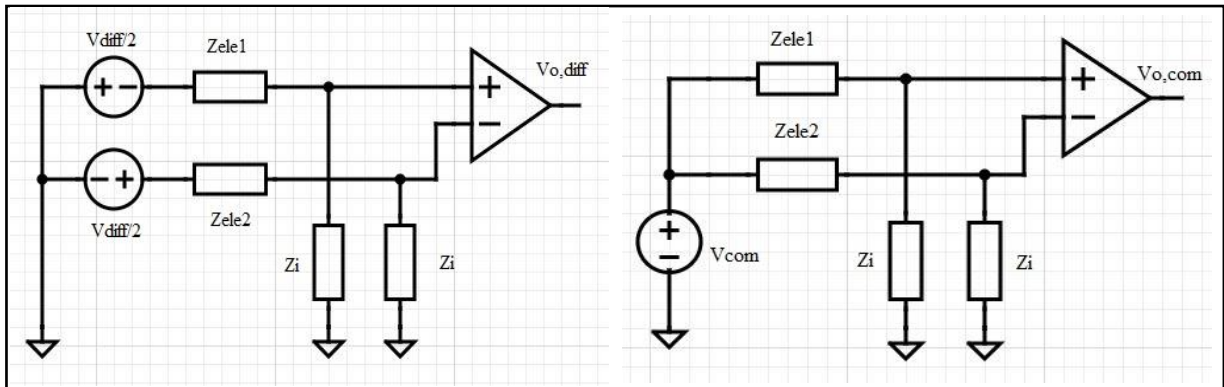


Figura 12. (Sulla sinistra l'effetto di modo differenziale, sulla destra l'effetto di modo comune)

Si può notare come il segnale di uscita è influenzato da entrambe le componenti. Si procede dunque con una sovrapposizione degli effetti:

- Effetto di modo differenziale: lasciando funzionare solo i generatori di modo differenziale si riesce ad amplificare correttamente la sola componente data dalla differenza dei due segnali originali, che è utile al fine di ricavare il segnale sEMG:

$$V_{o,diff} = A \cdot (V_+ - V_-) \cong A \cdot \left[\frac{V_{diff}}{2} - \left(-\frac{V_{diff}}{2} \right) \right] = A \cdot V_{diff}$$

L'effetto della partizione su Z_i è stato omissso perché ininfluenza.

Si definisce A come il *guadagno di modo differenziale a catena aperta*, cioè il massimo valore con cui si può moltiplicare la differenza dei due segnali captati dagli elettrodi. Questo parametro è intrinseco all'amplificatore e di valore solitamente molto alto, ma può essere abbassato a piacimento dall'utilizzatore mediante una configurazione retroattiva (così da non amplificare eccessivamente il segnale).

L'amplificazione è utile per portare i segnali rilevati da ampiezze dell'ordine dei μV (in base alle modalità di prelievo, i segnali monopolari hanno intensità medie superiori a quelli differenziali), ad ampiezze di qualche V. Questa fase è necessaria per poter

favorire una corretta quantizzazione del segnale, così da evitare perdite di informazione in fase di trasmissione.

D'altro canto, un'amplificazione troppo accentuata può causare la saturazione dell'amplificatore operazionale (con il segnale di uscita costantemente uguale al valore della tensione di alimentazione), generando una perdita di segnale utile. Segnali differenziati con ampiezza pari o inferiore al livello di rumore non potranno essere amplificati correttamente.

- Effetto di modo comune: lasciando funzionare il generatore di modo comune abbiamo lo stesso segnale su entrambi gli ingressi dell'amplificatore.

Un amplificatore operazionale ideale non percepisce questi segnali (vengono moltiplicati per zero), ma nella realtà hanno un loro effetto sul segnale in uscita:

$$V_{o,com} = A_{com} \cdot V_{com}$$

Definiamo A_{com} come il *guadagno di modo comune*, e corrisponde al valore dell'attenuazione a cui vengono sottoposti i segnali di modo comune. Essendo questi segnali indesiderati (e che si sommano al valore totale in uscita), A_{com} deve avvicinarsi il più possibile a zero.

Un ultimo effetto delle tensioni di modo comune riguarda la presenza dell'impedenza di ingresso non ideale: i segnali di modo comune verranno partizionati in maniera diversa agli ingressi dell'operazionale, in base al singolo valore delle impedenze di elettrodo (che saranno generalmente diverse da elettrodo a elettrodo):

$$\begin{aligned} V_{o,diff,com} &= A \cdot (V_+ - V_-) = A \cdot \left(\frac{Z_i}{Z_i + Z_{ele1}} V_{com} - \frac{Z_i}{Z_i + Z_{ele2}} V_{com} \right) \\ &= A * V_{com} \cdot Z_i \cdot \left(\frac{1}{Z_i + Z_{ele1}} - \frac{1}{Z_i + Z_{ele2}} \right) \cong A \cdot \frac{Z_{ele1} - Z_{ele2}}{Z_i} \cdot V_{com} \end{aligned}$$

Si denota quindi la presenza da una terza componente di uscita, dovuta congiuntamente alla presenza delle tensioni di modo comune, alla differenza dei valori di impedenza degli elettrodi, e alla non idealità dell'impedenza di ingresso.

La tensione di uscita sarà quindi data dalla somma algebrica di queste tre componenti:

$$\begin{aligned} V_o &= V_{o,diff} + V_{o,com} + V_{o,diff,com} \\ &= A \cdot V_{diff} + A_{com} \cdot V_{com} + A \cdot \frac{Z_{ele1} - Z_{ele2}}{Z_i} \cdot V_{com} \\ &= A \cdot \left[V_{diff} + V_{com} \cdot \left(\frac{A_{com}}{A} + \frac{Z_{ele1} - Z_{ele2}}{Z_i} \right) \right] \end{aligned}$$

Si definisce infine il *CMRR* (Common Mode Rejection Ratio) come il modulo del rapporto fra amplificazione di modo differenziale e di modo comune. Questo rapporto (solitamente molto alto visto che A è un valore elevato, mentre A_{com} è ridotto) fornisce un'idea del livello con cui i segnali di modo comune vengono soppressi. Il *CMRR* è un parametro specifico di ogni operazione e il suo valore può essere consultato nella documentazione associata al componente (i valori normali oscillano fra 10^4 e 10^6 , o 80-120dB).

$$CMRR = \left| \frac{A}{A_{com}} \right| \qquad CMRR_{dB} = 20 \cdot \log_{10} CMRR$$

Concludendo:

$$V_o = A * \left[V_{diff} + V_{com} * \left(\frac{1}{CMRR} + \frac{Z_{ele1} - Z_{ele2}}{Z_i} \right) \right]$$

Il segnale in uscita al reparto di acquisizione può essere approssimato da questa equazione, con il segnale sEMG differenziale utile amplificato di un fattore regolabile A , e il segnale di modo comune aggiuntivo attenuato di un fattore che dipende dal *CMRR*, dall'impedenza di ingresso all'amplificatore e dalla differenza dei valori delle impedenze di elettrodo.

5. Influenza dei parametri geometrici

Il segnale grezzo che si ottiene in uscita al reparto di acquisizione è parametrizzato in funzione della geometria spaziale della specifica configurazione elettrodica adottata. Questi effetti si possono analizzare in un dominio in frequenza mediante l'ausilio della Trasformata di Fourier (TF), che può essere applicata in una o più dimensioni, in base alla disposizione spaziale degli elettrodi (una dimensione per gli array, due dimensioni per le matrici).

In questo capitolo verranno descritti gli effetti che ha la geometria di array e matrici di elettrodi impongono sul segnale sEMG prelevato.

5.1. Domini in frequenza

L'analisi degli effetti geometrici sui segnali prelevati viene fatta mediante la *Trasformata di Fourier spaziale* (di dimensione pari alla dimensione della configurazione elettrodica).

Se vengono utilizzati array o matrici di elettrodi, ogni frame di acquisizione conterrà rispettivamente un andamento di potenziale o un'immagine che descrive la distribuzione spaziale del segnale sEMG. Possiamo allora applicare la Trasformata su queste funzioni (1D per gli array o 2D per le matrici) per ottenere le armoniche che compongono la distribuzione.

Siano x e y le due dimensioni che approssimano l'estensione del piano cutaneo e sulle quali vengono applicati gli array (solo lungo la direzione x) o le matrici, e sia s il segnale 1D o 2D che rappresenta l'andamento spaziale del potenziale sEMG. Allora:

$$S(\xi) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(x) * e^{-j\xi x} dx \quad \text{con} \quad \xi = \frac{1}{\lambda_x}$$

$$S(\xi, \eta) = \iint_{-\infty}^{+\infty} s(x, y) * e^{-j(\xi x + \eta y)} dx dy \quad \text{con} \quad \xi = \frac{1}{\lambda_x}, \quad \eta = \frac{1}{\lambda_y}$$

Con S il segnale trasformato, mentre ξ e η le *frequenze spaziali*, che rappresentano il dominio della Trasformata spaziale. Le frequenze spaziali sono l'analogo spaziale delle frequenze temporali, e vengono espresse in m^{-1} , mentre definiamo il *numero d'onda* come l'analogo della pulsazione, espresso in cicli su metro.

Inoltre, una determinata frequenza spaziale è definita come l'inverso della lunghezza d'onda associata nel dominio spaziale, presentando una forte analogia con il concetto di frequenza/periodo nelle Trasformate di Fourier temporali.

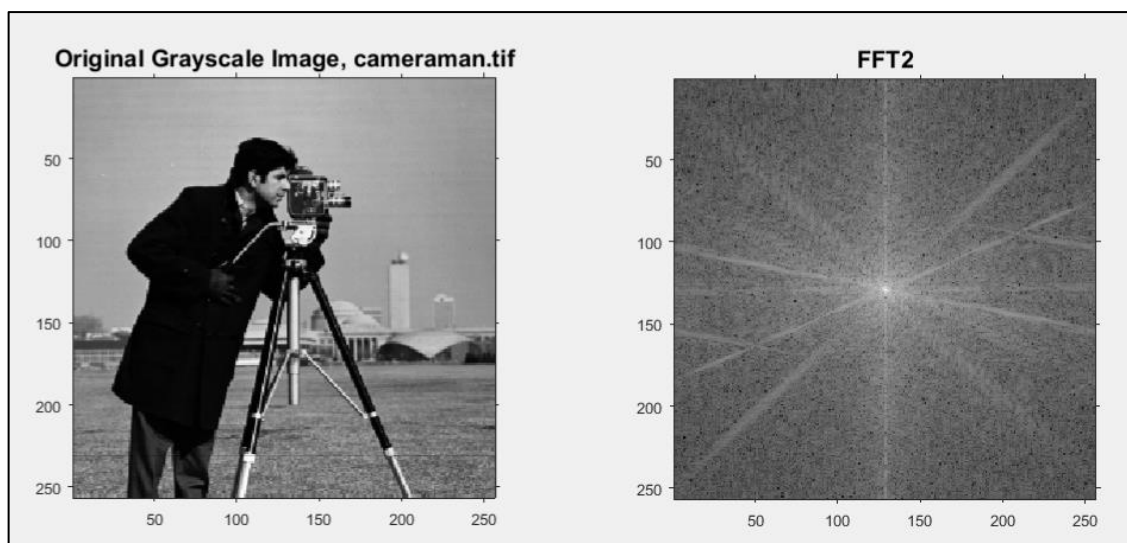


Figura 13. (Funzionamento della trasformata di Fourier spaziale: a sinistra l'immagine di partenza (su scala di grigi), mentre a destra la corrispondente trasformata spaziale 2D. Le componenti a bassa frequenza si trovano al centro dell'immagine e corrispondono a zone costanti di colore nell'immagine originale, le alte frequenze si trovano verso l'esterno della trasformata e rappresentano le parti in cui ci sono repentine variazioni di tonalità, come nei bordi degli oggetti raffigurati) [6]

5.2. Campionamento spaziale e temporale

Utilizzando array o matrici di elettrodi si sta di fatto operando un *campionamento spaziale* del segnale sEMG: combinando fra loro i potenziali elettrici puntuali rilevati da ogni elettrodo possiamo costruire una mappa approssimata che descrive la distribuzione del potenziale EMG nella zona sottostante l'array/matrice. Gli array forniranno una mappa monodimensionale, mentre le matrici una mappa 2D.

La fittezza del campionamento è regolata dalla *distanza interelettrodoica (IED)*, cioè la lunghezza che intercorre fra un elettrodo ed il successivo lungo la direzione di campionamento (ipotizzando tutti gli elettrodi distanziati dalla stessa lunghezza). Minore è la IED, più elettrodi saranno usati a parità di superficie da coprire e più fitto sarà il campionamento. La distanza interelettrodoica deve essere in ogni caso superiore a due volte il diametro degli elettrodi circolari utilizzati (supponendo di usare solo elettrodi con lo stesso diametro).

Si può prelevare il potenziale in maniera monopolare o differenziale (singola o doppia), e in entrambi i casi verrà fornito un valore che rappresenta l'intensità relativa di potenziale in una determinata zona (mentre l'intensità assoluta varia in funzione della modalità di acquisizione). I valori ottenuti possono essere rappresentati mediante pixels per costruire una mappa istantanea che rappresenta la distribuzione spaziale di potenziale sEMG. Di norma si utilizzano colori tendenti al rosso per rappresentare ampiezze relative più alte, mentre quelli tendenti al blu per le intensità più basse.

Dato un array di N elettrodi verranno forniti N segnali monopolari, N-1 segnali a singola differenziazione e N-2 segnali a doppia differenziazione. Nel caso di matrici di NxM elettrodi potranno essere ricavati NxM segnali monopolari, e un numero variabile di segnali differenziati, in base alla direzione considerata (lungo l'asse principale della matrice, lungo quello secondario o obliquamente).

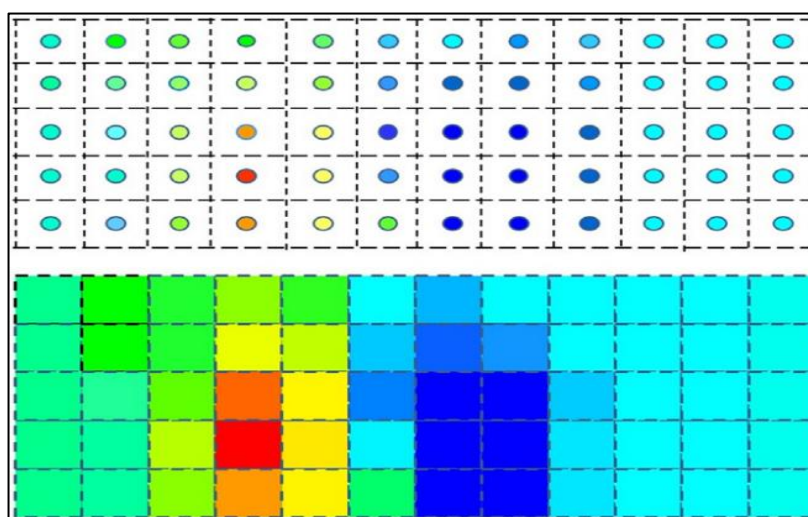


Figura 14. (In alto: rappresentazione dei potenziali locali di segnale sEMG rilevati da ogni elettrodo della matrice in un determinato istante di acquisizione. In basso: immagine generata se ad ogni elettrodo viene associato un pixel) [4]

Una volta ottenuta la mappa di potenziali è possibile applicare il teorema di Nyquist-Shannon per ricostruire l'immagine originale della distribuzione di sEMG: se la frequenza di campionamento spaziale (espressa in campioni su metro) è di almeno due volte superiore alla massima frequenza spaziale del segnale sEMG il segnale potrà essere ricostruito correttamente.

La massima frequenza spaziale che si rileva in segnali sEMG varia dai 70 ai 90 cicli/m, con picchi di 100 cicli/m. Quindi la frequenza di campionamento spaziale deve teoricamente essere pari o superiore a 200 campioni/m, che corrisponde ad una IED pari o inferiore a 5 mm. Questo limite può anche essere abbassato a 10 mm, in quanto sperimentalmente l'effetto dell'aliasing introdotta dal sottocampionamento è accettabile se non si scende sotto i 100 campioni/m.

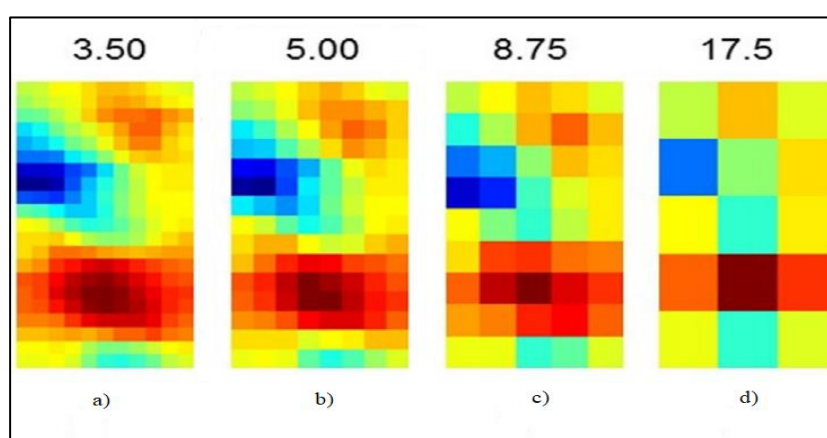


Figura 15. (Quattro diversi livelli di campionamento di una matrice di 35mm x 70mm, i numeri sopra le immagini indicano la distanza interelettrodica: a) immagine sovracampionata (IED di 3.5mm), l'immagine può essere ricostruita usando meno elettrodi. b) immagine giustamente campionata (IED di 5mm). c) immagine di poco sottocampionata (IED di 8.75), l'effetto dell'aliasing è accettabile. d) immagine molto sottocampionata (IED=17.5), la ricostruzione è impossibile) [4]

Per ogni elettrodo viene registrato l'andamento del potenziale sEMG sottostante rispetto al tempo. Un *campionamento temporale* è quindi necessario per ottenere la sequenza delle immagini della distribuzione di potenziale, e la loro successione fornisce il "film" di come il segnale sEMG evolve nel tempo.

Il campionamento dei tutti i segnali viene fatto contemporaneamente alla quantizzazione, e l'elaborazione delle immagini istantanee è eseguita via software.

Per ogni prelievo monopolare esiste una forte relazione fra spettro spaziale e temporale. Ogni armonica spaziale di lunghezza d'onda λ impiegherà un periodo di tempo T a compiere un ciclo. Da ciò ne deriva un andamento temporale di tipo sinusoidale quando il segnale viene prelevato.

Quindi la frequenza temporale associata a quella determinata lunghezza d'onda: $f_t = \frac{1}{T}$

Sapendo che la velocità di conduzione u del segnale nella fibra è data dallo spazio percorso dal segnale per unità di tempo, si può stabilire che per ogni armonica vale che: $u = \frac{\lambda}{T}$

Di conseguenza: $f_t = \frac{1}{T} = \frac{u}{\lambda} = u \cdot f_s$

Quindi lo spettro temporale di un MUAPT corrisponderà al corrispettivo spaziale modulato dalla velocità di conduzione della fibra. Per il segnale sEMG bisognerà considerare che ogni unità motoria può possedere una differente velocità di conduzione.

5.3. Effetti della geometria elettrodica

Per acquisire correttamente l'immagine della distribuzione del segnale sEMG per ogni istante di tempo bisogna teoricamente usare un numero sufficiente di elettrodi da garantire la condizione di Nyquist-Shannon.

In realtà le non idealità introdotte dal sistema di prelievo introducono dei *filtri spaziali* che mediano il potenziale da prelevare con quello effettivamente prelevato.

5.3.1. La superficie degli elettrodi

Per poter prelevare l'esatto valore di potenziale elettrico in un determinato punto della superficie della pelle sarebbero necessari degli elettrodi puntuali. Nella realtà gli array/matrici sono formati da elettrodi che posseggono delle proprietà fisiche non puntuali. Ad esempio, gli elettrodi circolari sono caratterizzati da un certo diametro che ne quantifica *l'area superficiale*.

Essendo l'elettrodo formato da un materiale conduttivo omogeneo, il segnale sottostante verrà distribuito su tutta la superficie al momento del prelievo, risultando mediato. In un determinato frame di acquisizione il singolo elettrodo acquisirà quindi una media spaziale della distribuzione di carica sottostante, restituendo un solo valore di potenziale "puntuale" sEMG.

Maggiore è l'area superficiale più forte sarà l'effetto della media spaziale, e maggiore sarà la differenza fra il segnale prelevato e quello reale (prelevato puntualmente in via teorica). In compenso l'area superficiale distribuisce uniformemente anche il rumore dell'interfaccia elettrodo-pelle (come riportato alla sezione 4.3.2), favorendone una reiezione preliminare.

Ogni punto del potenziale EMG superficiale è formato dalla somma puntuale di diverse frequenze spaziali monodimensionali o bidimensionali. Riportando il caso 1D, se si esegue una media spaziale nell'intorno di un punto ogni frequenza spaziale verrà mediata, con effetti diversi in base alla lunghezza d'onda che possiede in quel punto. Lunghezze d'onda alte (numeri d'onda bassi) subiranno meno l'effetto di media spaziale: essendo sinusoidi più larghe, a parità di intorno la loro media sarà più simile all'onda originale rispetto a onde con lunghezze d'onda più basse (e numeri d'onda alti).

La superficie elettrodica è quindi responsabile di un *filtro passa-basso spaziale* (1D o 2D): ogni armonica spaziale del segnale sEMG in un determinato punto verrà distorta in fase di acquisizione in funzione della propria frequenza spaziale. Rispettivamente al caso 1D e 2D vale quindi che:

$$S_{punto}(\xi) = F_{diámetro}(\xi) \cdot S_{sEMG,punto}(\xi)$$

$$S_{punto}(\xi, \eta) = F_{superficie}(\xi, \eta) \cdot S_{sEMG,punto}(\xi, \eta)$$

Sperimentalmente elettrodi con diametro pari o inferiore a 5mm introducono bande passanti sufficientemente larghe a far passare le armoniche più energetiche dello spettro sEMG (0-100 cicli/m), fornendo una buona approssimazione della carica puntuale.

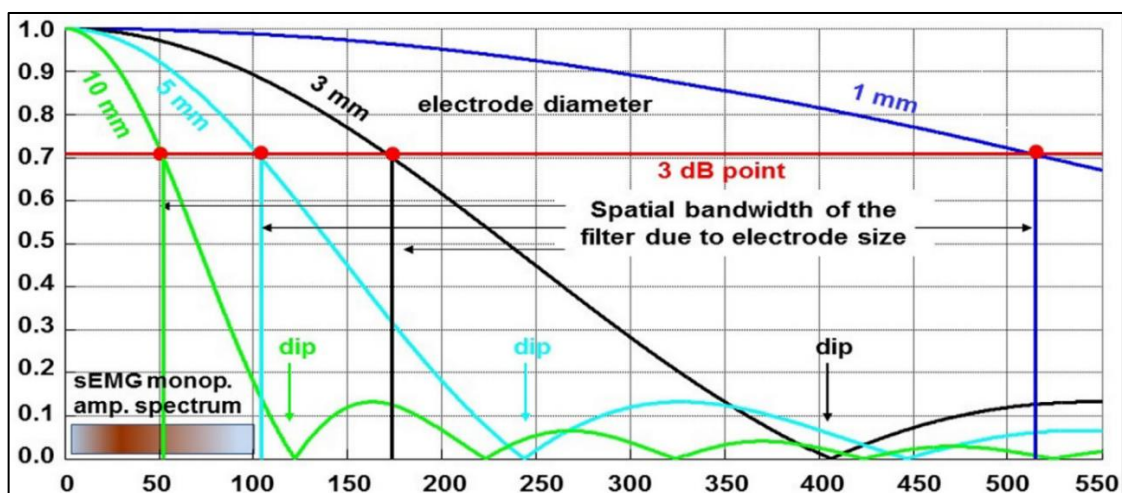


Figura 16. *(Immagine che rappresenta il modulo del filtro spaziale generato dalla superficie elettrodica (per ascisse sono riportate le frequenze spaziali, per ordinate il guadagno). Da notare come la banda passante è sempre più ristretta all'aumentare del diametro. In basso a sinistra è riportato lo spettro del segnale sEMG, è evidente come con un diametro di 10mm vengono tagliate una buona parte delle armoniche ad alta energia del potenziale sEMG) [4]*

5.3.2. La distanza interelettrodica (IED)

In uscita alla fase di acquisizione differenziale si ottiene un segnale che è dato dalla differenza dei segnali di due elettrodi. Considerando il caso generalmente applicato di differenziazioni fra segnali prelevati da elettrodi contigui (in array o matrici di elettrodi), si può ricavare l'effetto che la distanza interelettrodica presenta sul segnale in uscita dall'acquisizione.

Considerando il caso più semplice di array di elettrodi si può scomporre il segnale sEMG nelle sue componenti spaziali nella direzione di applicazione dell'array (solitamente concorde al posizionamento delle unità motorie di interesse).

In un frame di acquisizione di riferimento i segnali di una coppia di elettrodi vengono differenziati, e ciò comporta la differenziazione di ciascuna armonica spaziale in comune ai due siti di prelievo. Come nel caso dell'effetto che il diametro impone sul segnale monopolare prelevato, anche nel caso di differenziazioni la lunghezza d'onda della singola armonica determina di quanto la differenza prelevata si discosterà da quella reale.

Più è bassa la frequenza spaziale (o equivalentemente minore è la IED), più il filtro avrà un comportamento derivatore (si esegue una sottrazione fra due punti dell'armonica molto vicini), che corrisponde al comportamento desiderato. Le armoniche che hanno una lunghezza d'onda pari alla IED saranno perfettamente elise, in quanto verranno sottratti due valori identici nei due siti. Il modulo dello spettro presenterà quindi un "buco" (dip) in corrispondenza della frequenza spaziale pari a $1/IED$. Lo spettro sarà infine periodico (dopo il dip si riparte con l'effetto derivativo), per via della periodicità delle componenti spaziali.

Il comportamento del filtro spaziale così ottenuto è quindi di tipo passa-banda, con una differenziazione efficace alle basse frequenze spaziali. La porzione di spettro sEMG più energetico dovrà quindi essere il più vicino possibile alla zona derivativa.

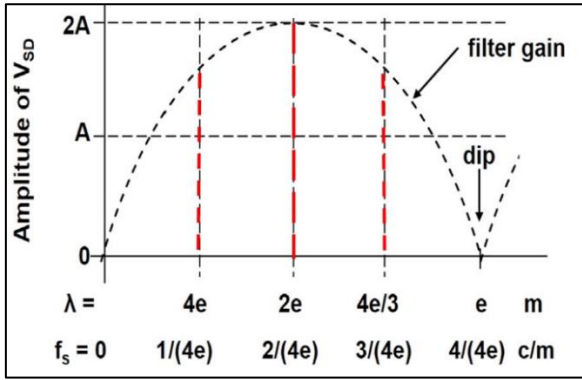


Figura 17.

(Spettro approssimativo del filtro spaziale generato dalla IED: da notare la zona derivativa alle basse frequenze (e i successivi periodi), e il dip nella zona in cui le frequenze spaziali si avvicinano alla IED) [4]

In formule, rispettivamente per array o matrici di elettrodi:

$$S_{differenziale}(\xi) = F_{IED}(\xi) \cdot (S_{ele1}(\xi) - S_{ele2}(\xi))$$

$$S_{differenziale}(\xi, \eta) = F_{IED}(\xi, \eta) \cdot (S_{ele1}(\xi, \eta) - S_{ele2}(\xi, \eta))$$

5.3.3. Conclusioni riguardo i filtri spaziali

Gli effetti dei precedenti filtri si combinano in uscita dall'apparato di differenziazione. Per il potenziale monopolare si attiva l'effetto della superficie elettrodica, mentre quando si fa la differenza dei segnali entra in gioco anche l'effetto della IED.

Un ultimo effetto può essere considerato, cioè l'influenza della *finestratura spaziale* dell'array /matrice. Se si vuole ricostruire l'intera mappa di potenziale dobbiamo considerare che la porzione di spazio che consideriamo restringe il dominio di integrazione della Trasformata di Fourier, e ciò crea degli effetti nel dominio delle frequenze spaziali che si possono considerare ai fini di una ricostruzione ottimale del potenziale sEMG. Questo effetto non verrà trattato in questa presentazione.

Riguardo i filtri spaziali descritti nella sezione 5.3.1. e 5.3.2., rispettivamente al caso 1D o 2D e utilizzando elettrodi con lo stesso diametro e uguale IED vale che:

$$S_{diff}(\xi) = F_{IED}(\xi) \cdot (S_{ele1,prelevato}(\xi) - S_{ele2,prelevato}(\xi))$$

$$= F_{IED}(\xi) \cdot (F_{diametro,1} \cdot S_{ele1,reale}(\xi) - F_{diametro,2} \cdot S_{ele2,reale}(\xi))$$

$$= F_{IED}(\xi) \cdot F_{diametro}(\xi) \cdot S_{diff,reale}(\xi)$$

$$\begin{aligned}
S_{diff}(\xi, \eta) &= F_{IED}(\xi, \eta) \cdot (S_{ele1,prelevato}(\xi, \eta) - S_{ele2,prelevato}(\xi, \eta)) \\
&= F_{IED}(\xi, \eta) \cdot (F_{superficie,1} \cdot S_{ele1,reale}(\xi, \eta) - F_{superficie,2} \cdot S_{ele2,reale}(\xi, \eta)) \\
&= F_{IED}(\xi, \eta) \cdot F_{superficie}(\xi, \eta) \cdot S_{diff,reale}(\xi, \eta)
\end{aligned}$$

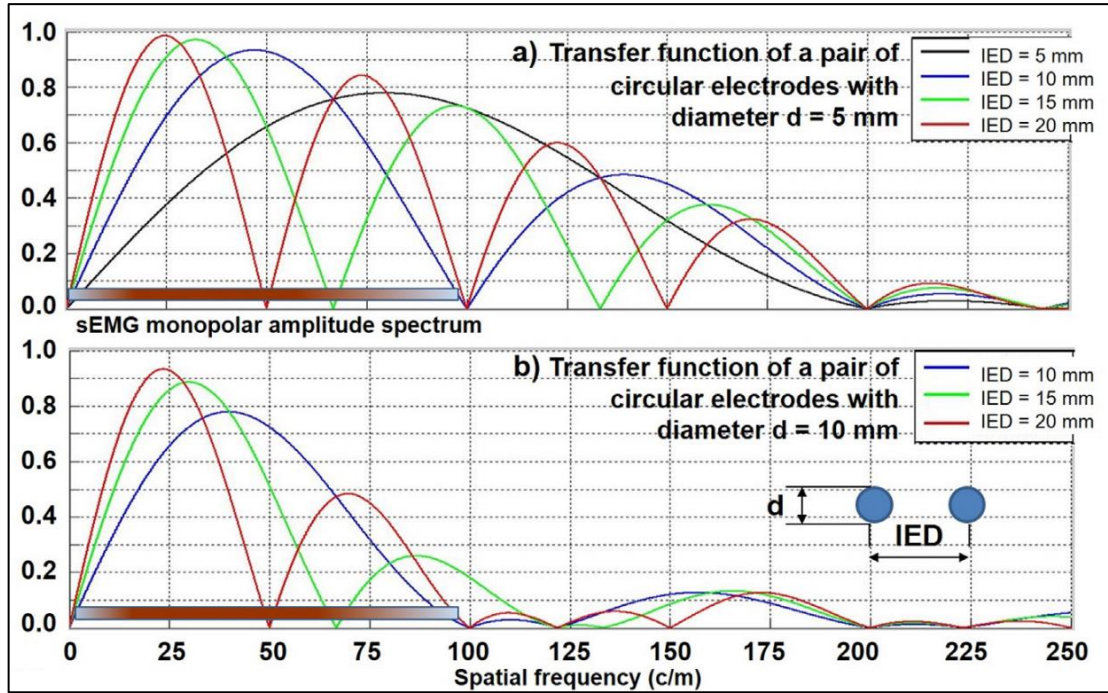


Figura 18. (Modulo dello spettro del prodotto dei due filtri spaziali (che modulano il segnale differenziale) nel caso monodimensionale $F(\xi) = F_{IED}(\xi) \cdot F_{diametro}(\xi)$). Le due immagini rappresentano le diverse curve spettrali del filtro complessivo fissando il diametro a rispettivamente a 5mm e a 10mm e facendo svariare la IED. Come nel caso del filtro spaziale generato dalla IED, lo spettro più energetico del potenziale sEMG deve rientrare il più possibile in una curva derivativa) [4]

6. Interferenze e tecniche di filtraggio

Il segnale prelevato dal reparto di acquisizione è grezzo e fortemente influenzato da rumori e segnali indesiderati. L'insieme di procedure atte a rimuovere totalmente o parzialmente queste componenti parassite prende il nome di *filtraggio*. A differenza dei filtri spaziali analizzati al capitolo 5, questi riguardano il tempo e possono essere scelti dall'utente in funzione delle caratteristiche del segnale che si vuole ottenere dall'intera procedura di elettromiografia.

In questo capitolo verranno presentati i principali segnali indesiderati che affliggono nello specifico il segnale sEMG, e le loro principali tecniche di rimozione.

6.1. Le interferenze del segnale sEMG

Si definiscono le interferenze come l'insieme di tutti i segnali indesiderati che si sovrappongono al segnale di interesse. Si differenzia dal rumore sulla base della potenziale utilità di queste componenti: mentre le interferenze possono trasportare informazioni significative per altre applicazioni (diverse da quella in esame), i rumori non portano alcuna informazione utile.

6.1.1. Gli artefatti da movimento

Durante la fase di prelievo del segnale sEMG si possono generare delle interferenze dovute al movimento del sistema di acquisizione. Queste componenti sono dovute a momentanee perdite di contatto fra elettrodo e pelle all'interfaccia e da fluttuazioni di carica, che determinano delle variazioni istantanee del potenziale di semicella, e quindi una componente indesiderata che si sovrappone al segnale EMG.

Molteplici fattori concorrono alla formazione di artefatti da movimento: lo spostamento spaziale dei cavi che collegano gli elettrodi all'elettronica, movimenti reciproci fra elettrodo e cute (scorrimento), forze applicate alla pelle (stiramento) e forze di inerzia dovute al peso dell'elettronica.

Per minimizzare (o quantomeno ridurre) questi segnali è quindi consigliabile:

- Fissare saldamente gli elettrodi alla pelle (anche mediante gel conduttivo), così da ridurre le variazioni del potenziale half-cell.
- Usare cavi di collegamento leggeri, ben fissati e non in tensione.
- Utilizzare un'elettronica di acquisizione leggera (spesso integrata in una "scatoletta" vicino al sito di applicazione degli elettrodi), così da ridurre le forze di inerzia.

Gli spettri degli artefatti da movimento presentano prevalentemente componenti a bassa frequenza, che si presenteranno di conseguenza anche negli spettri finali dei segnali sEMG.

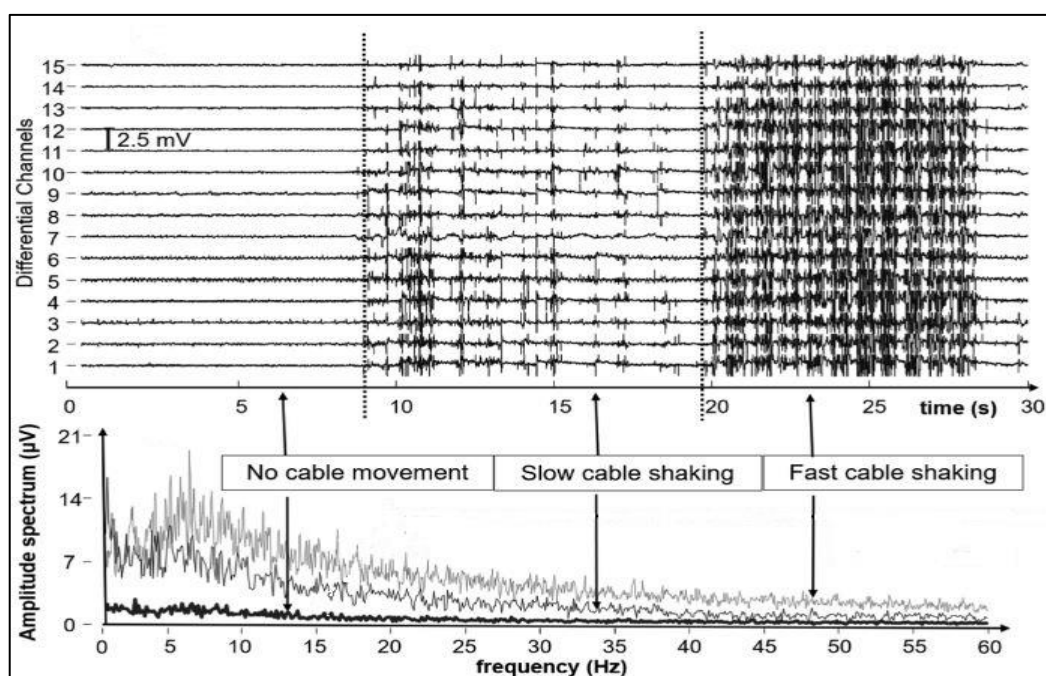


Figura 19. (Andamento temporale e spettrale degli artefatti da movimento, che sono ottenuti senza prelevare segnali utili ma scuotendo i soli cavi. Da notare l'intensità delle componenti a bassa frequenza proporzionali all'entità del movimento) [7]

6.1.2. L'interferenza di linea (PLI)

Una delle maggiori componenti indesiderate che affliggono il segnale sEMG è chiamata *interferenza di linea (PLI)*, o di rete. Questi segnali sono causati dalla distanza fra il soggetto e le apparecchiature elettroniche vicine che funzionano con la tensione di rete ($220 V_{RMS}$ a 50 Hz

o $110 V_{RMS}$ a 60 Hz). Si può semplificare questo accoppiamento tramite un collegamento indiretto e capacitivo fra la rete e il soggetto, con due condensatori (uno fra apparecchiatura e paziente, l'altro fra paziente e massa) che generano una piccola corrente dell'ordine dei nA che scorre attraverso il corpo del soggetto e causa la formazione di una tensione di modo comune che viene percepita dall'apparecchiatura di acquisizione.

Una parte della tensione di rete viene quindi prelevata, con la caratteristica frequenza di funzionamento a 50 Hz o a 60 Hz. Anche le armoniche multiple (100Hz, 150Hz, 200Hz...) accompagnano spesso la fondamentale. Lo spettro del segnale presenterà quindi delle armoniche insolitamente alte in corrispondenza di queste frequenze e dei suoi multipli.

Uno degli effetti più dannosi di questa interferenza è che può mandare in saturazione l'amplificatore di segnale in fase di condizionamento: se l'ampiezza della componente a 50 Hz non viene limitata prima dell'amplificazione può risultare così grande che il segnale intero (armonica a 50 Hz e il rimanente segnale) può eccedere il range di alimentazione dell'operazionale, causando saturazione e un'associata perdita di informazioni.

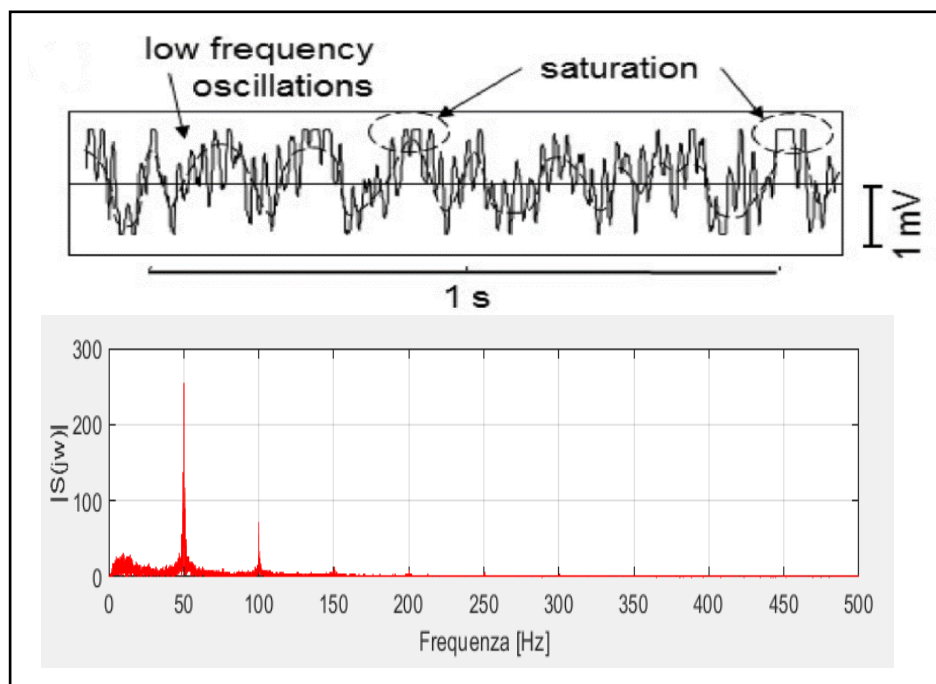


Figura 20. (Due immagini che descrivono gli effetti della PLI: in alto l'evidente componente a bassa frequenza di intensità elevata che "trascina" in saturazione parte del segnale. In basso lo spettro di un generico segnale con l'evidente componente a 50 Hz della PLI accompagnata dalle altre armoniche) [7]

6.1.3. Altri segnali di modo comune

Altre interferenze che affliggono il segnale sEMG riguardano la componente non propagante dei MUAP (descritte nel paragrafo 3.2) e l'effetto dei segnali elettrocardiografici (sempre presenti nei tessuti muscolari e cutanei). In entrambi i casi si tratta di segnali di modo comune.

6.2. Metodi di denoising

In questo paragrafo verranno introdotti i principali metodi di filtraggio analogico o digitale delle interferenze descritte alla sezione precedente, così come del rumore.

6.2.1. Effetti dell'acquisizione differenziale sulle interferenze

Una prima reiezione delle componenti di modo comune viene applicata nel caso di acquisizione in modalità differenziale (singola o doppia). Queste componenti, difatti, presentano valori molto simili in tutti gli elettrodi, e vengono perciò fortemente ridotte qualora venisse operata una differenziazione dei potenziali in fase di prelievo.

La modalità di prelievo influisce pesantemente sulla riduzione delle componenti di modo comune (come mostrato alla sezione 4.2.), ed è tanto più efficace quante più differenziazioni di segnali con lo stesso ordine di grandezza vengono effettuate (bassa per acquisizioni monopolari, molto alta per acquisizioni a differenziazione doppia).

Come poi dimostrato nella sezione 4.4.2. la riduzione delle componenti di modo comune negli amplificatori differenziali dipende da una serie di fattori come impedenza di ingresso, CMRR e differenze fra le impedenze di elettrodo.

Nonostante un'acquisizione differenziale sia consigliata per ottenere dei segnali con una buona reiezione di componenti di modo comune, anche un'acquisizione monopolare con differenziazione digitale può essere operata. Così facendo i segnali non vengono differenziati in fase di acquisizione ma in una fase successiva, permettendo di elidere le componenti di modo comune. Questa procedura fa sì che gli amplificatori di acquisizione non necessitino di un elevato CMRR, ma devono in compenso avere guadagni molto simili, e ciò è di difficile

realizzazione. Questa tecnica può essere attuata nel caso si volessero generare mappe puntuali di potenziale (mediante campionamento ad array/matrici e ricostruzione).

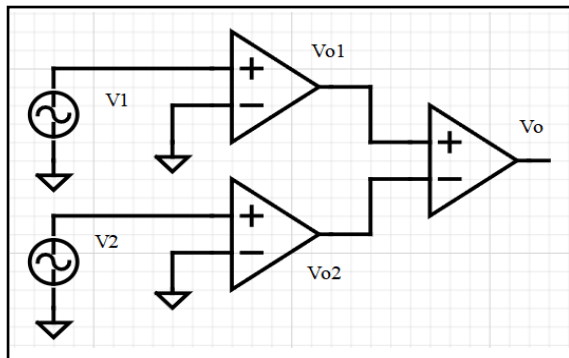


Figura 21.

(Schematizzazione della differenziazione digitale, le impedenze non sono state riportate)

6.2.2. I filtri

I *filtri* sono degli operatori analogici (circuiti) o digitali (software) in grado di attenuare alcune componenti di un segnale. Nel nostro caso si utilizzeranno i filtri in fase di condizionamento per ridurre le componenti indesiderate del segnale sEMG che non sono state completamente elise dalla differenziazione, quindi artefatti da movimento, PLI, segnali non propaganti ed ECG.

I filtri operano in domini in frequenza (spaziale o temporale) mediante una funzione che moltiplica la Trasformata di Fourier del segnale da filtrare attenuando le armoniche di una determinata regione spettrale (o equivalentemente con una funzione che convolve il segnale spaziale o temporale non trasformato):

$$S_{filtrato}(t) = \mathcal{F}^{-1}(S_{filtrato}(f)) = \mathcal{F}^{-1}(H(f) \cdot \mathcal{F}(S_{originale}(t)))$$

Con \mathcal{F} e \mathcal{F}^{-1} rispettivamente la trasformata e l'antitrasformata di Fourier, e $H(f)$ il filtro.

Ogni armonica del segnale da filtrare verrà moltiplicato per uno specifico guadagno (solitamente espresso in decibel) e sfasato di un certo angolo. L'andamento del guadagno e della fase in funzione delle diverse frequenze varia in base al tipo di filtro.

Per eliminare le interferenze è quindi necessario conoscere come si distribuiscono le armoniche nello spettro e usare filtri mirati ad eliminarle. Anche la conoscenza dello spettro del segnale

utile di riferimento è importante, infatti se le interferenze coprono una regione abbastanza larga dello spettro del segnale principale sarà impossibile eliminare le componenti indesiderate senza perdere una parte di segnale.

Esistono diversi tipi di filtri che operano su una determinata porzione dello spettro: i passa-basso (PB) eliminano componenti ad alte frequenze, i passa-alto (PA) eliminano le basse frequenze, i passa-banda lasciano passare una banda centrale di frequenza, gli elimina-banda eliminano frequenze intermedie. I filtri notch sono una categoria di elimina-banda usati per eliminare un gruppo molto ristretto di frequenze.

I filtri passa-banda ed elimina-banda possono anche essere generati a partire da un filtro PA e un filtro PB in cascata.

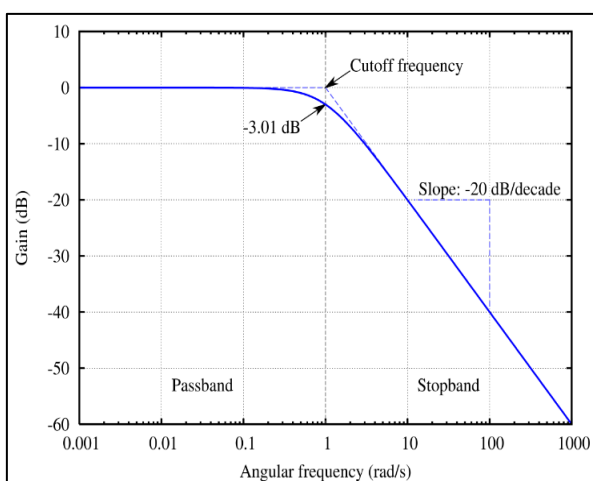


Figura 22.

(Esempio di filtro passa-basso, le componenti a bassa frequenza vengono moltiplicate per un fattore di 0dB passando inalterate, mentre le alte frequenze vengono moltiplicate per un guadagno in decibel negativo, risultando attenuate) [8]

Tutte queste tipologie di filtri sono caratterizzate da dei parametri comuni che ne determinano il comportamento e la qualità (vengono trattate le frequenze ma un'analisi analogo può essere fatta con le pulsazioni):

- Frequenze di taglio: indicano i punti nel quale il filtro passa da tagliare le armoniche a lasciarle passare o viceversa. I filtri PA e PB hanno una sola frequenza di taglio, i filtri passa-banda ed elimina banda ne hanno due e rappresentano i limiti della zona da lasciare inalterata o da tagliare.
- Ordine: rappresenta la pendenza della retta che taglia le armoniche. Più è elevato l'ordine del filtro, più "velocemente" le armoniche verranno tagliate. Dato n l'ordine del filtro il tasso di attenuazione è fissato a $n \cdot 20\text{dB}$ per ogni decade di frequenza. Quindi filtri del primo ordine taglieranno componenti al tasso di 20dB/decade , quelli

del secondo ordine 40dB/decade e così via. Una maggiore complessità circuitale o computazionale è proporzionale all'ordine del filtro.

- Banda passante e banda oscura: indicano rispettivamente le due regioni di frequenza in cui le armoniche vengono fatte passare e in cui vengono tagliate. La banda passante è definita come la zona per cui le armoniche ricevono un'attenuazione non superiore a 3dB rispetto all'amplificazione di banda (che corrisponde a circa il 70% dell'ampiezza originale dell'armonica). La banda oscura è complementare a quella passante.
- Amplificazione di banda: corrisponde al guadagno del filtro in banda passante. Filtri passivi hanno un'amplificazione centrale di banda di 0dB (che corrisponde ad una moltiplicazione di 1), che scende fino a -3dB ai limiti della banda passante. Filtri attivi hanno un guadagno di banda superiore (od eventualmente inferiore) a 0dB e richiedono quindi una componentistica circuitale attiva (ad esempio filtri con amplificatori operazionali).
- Fattore di smorzamento: si tratta di un parametro che influenza il comportamento di filtri di ordine pari o superiore a due. Il guadagno in banda passante risulta variabile in funzione di questo parametro, formando una "gobba" più o meno accentuata in corrispondenza della frequenza di taglio.

Sperimentalmente gli artefatti da movimento e l'ECG presentano componenti spettrali principali a bassa frequenza (all'incirca dai 0 ai 30 Hz), mentre la PLI ha delle armoniche di alta intensità in un breve intorno della frequenza di linea (50 o 60 Hz), e altre armoniche alle frequenze multiple. Delle componenti non propaganti non è stata fatta un'analisi spettrale. Il segnale sEMG di riferimento ha una banda passante svariante indicativamente dai 5 Hz ai 400 Hz. Il rumore genera delle componenti di bassa ma variabile intensità che si estendono per tutto lo spettro.

Per ripulire il segnale sEMG da interferenze e rumori si può adottare un filtro di tipo passa-banda di ordine variabile, così da eliminare le interferenze a bassa frequenza (con una piccola perdita accettabile di segnale utile) e i rumori extrabanda ad alta frequenza.

Alla riduzione dell'interferenza di rete verrà invece dedicato il prossimo paragrafo.

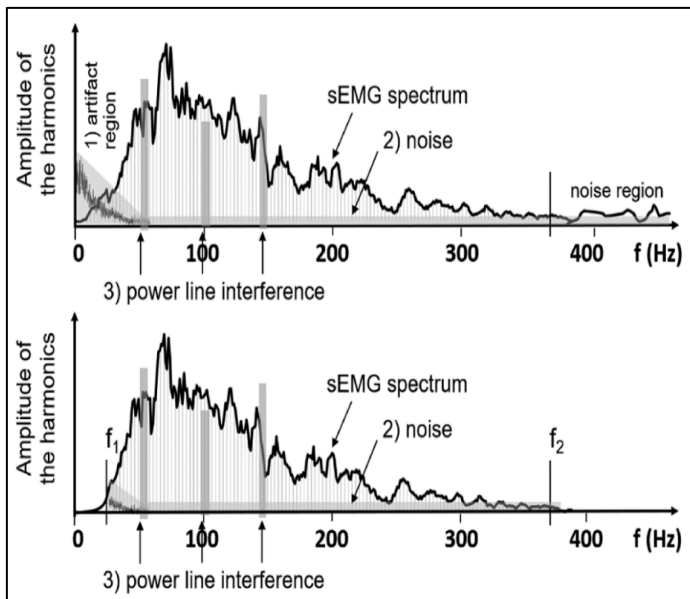


Figura 23.

(In alto: spettro del segnale sEMG grezzo in cui si evidenziano le interferenze principali e il rumore. In basso: segnale filtrato con passabanda. Notiamo l'eliminazione del rumore ad alta frequenza e di buona parte degli artefatti da movimento) [7]

6.2.3. Tecniche di reiezione della PLI

Essendo un segnale di modo comune, la PLI può essere ridotta in fase di differenziazione, come riportato al paragrafo 4.4.2. e al paragrafo 6.2.1.

Si possono operare successivamente delle altre tecniche in fase di condizionamento analogico o digitale per eliminare la PLI qualora avesse ancora un'ampiezza considerevole:

- 1) *Filtri notch*: sono filtri elimina-banda molto selettivi, e possono essere analogici o digitali. Si possono quindi usare per eliminare un intorno ristretto di frequenze, nel nostro caso l'intorno della frequenza di rete. Questi filtri introducono però una fase al segnale, modificandone l'andamento in uscita. Inoltre, per eliminare anche tutte le armoniche della PLI successive alla fondamentale sono necessari più filtri notch, aumentando la deformazione del segnale in uscita al filtro. Per rimuovere la PLI con filtri notch è quindi consigliabile applicarli digitalmente con tecniche che consentano di impedire lo sfasamento del segnale in ingresso.
- 2) *Interpolazione spettrale*: è una tecnica digitale che consiste nell'eliminare interamente e manualmente un intorno di armoniche caratteristiche PLI a partire dal suo spettro. I "buchi" spettrali così ottenuti possono essere interpolati. Il segnale antitrasformato in uscita sarà privo di PLI, ma con una perdita di segnale utile nell'intorno delle armoniche tagliate che può essere più o meno accettabile e senza modificazioni di fase.

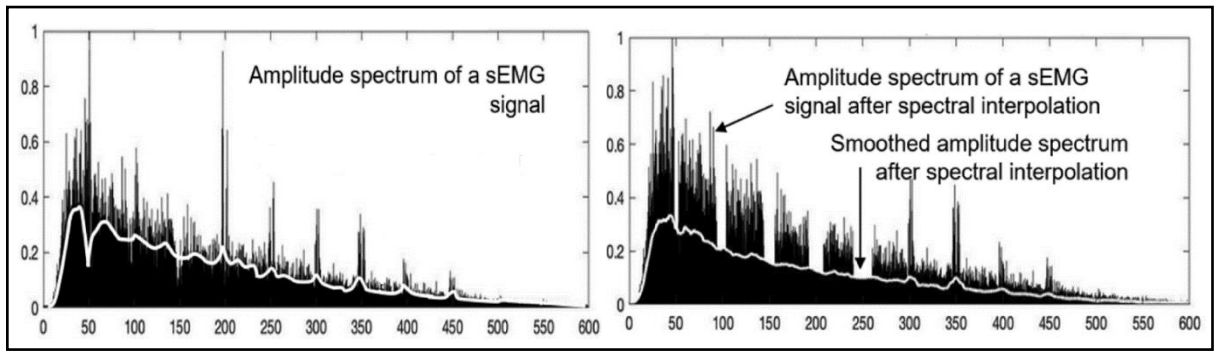


Figura 24. (Sopra: immagine dello spettro di un segnale sEMG, da notare l'interferenza di linea a 50Hz e le sue armoniche multiple (100Hz, 200Hz, 250Hz...). Sotto: spettro dopo l'eliminazione degli intorni delle armoniche della PLI, la linea bianca indica l'RMS dello spettro interpolato) [7]

7. Acquisizioni sperimentali di sEMG

I capitoli trattati finora forniscono una panoramica teorica dei sistemi di prelievo sEMG, e le tecniche per trattarne i segnali ottenuti. In questa sezione verranno presentati la componentistica utilizzata e i dati ottenuti da alcune prove di acquisizione sperimentali condotte in laboratorio, che rappresentano un caso particolare della parte bibliografica.

Tre sedute di misura sono state eseguite, una per la caratterizzazione elettrica delle matrici di elettrodi e le altre due per il prelievo dei dati sEMG del muscolo bicipite.

7.1. Set up sperimentale

In questa parte verrà descritto brevemente l'apparato fisico di prelievo dei segnali, che comprendono le matrici e le loro proprietà morfologiche ed elettriche, così come l'elettronica di acquisizione e le tecniche di collegamento elettrico fra le parti.

7.1.1. Matrici di elettrodi a getto di inchiostro

I dati raccolti nelle prove sperimentali sono stati ottenuti mediante matrici di elettrodi in modalità di prelievo differenziale. Le matrici sono leggere e flessibili, e facilmente applicabili anche senza bisogno di un operatore o di una preparazione cutanea preliminare.

Le matrici usate vengono generate a partire da un substrato in poliammide spesso 25 μm e pulito con alcool polivinilico, a cui viene stampato un circuito formato da inchiostro a nanoparticelle di argento immerse in un solvente (DGME). La stampante immette l'inchiostro sul substrato con il piatto sottostante mantenuto a 60°C e una volta terminata la stampa il circuito viene cotto a 250°C per trenta minuti permettendo l'evaporazione del solvente e la sinterizzazione delle nanoparticelle d'argento, conferendo conduttività elettrica al materiale.

La stampante a getto d'inchiostro utilizzata è la *Dimatix DMP 2850* della Fujifilm, che sfrutta materiali piezoelettrici per immettere l'inchiostro nel materiale sottostante. La stampante è anche dotata di una *fiducial camera*, con cui è possibile ispezionare al microscopio le piste

costruite e verificare la bontà delle stesse. Lo spessore delle tracce è regolabile dalla stampante ed è stato impostato a 100 nm, mentre la larghezza è di circa 200 μm .

Gli elettrodi delle tre matrici stampate hanno superficie circolare con diametro rispettivamente di 7 mm, 5 mm e 3 mm. Tali matrici possono essere contattate con l'elettronica di acquisizione e di trasmissione tramite delle sottili tracce stampate, che terminano con una piazzola predisposta per il collegamento con dei fili.

Gli elettrodi di ciascuna matrice sono distribuiti nella stessa maniera: allineati lungo una direzione principale in due gruppi da quattro, con la stessa area superficiale e uguale distanza interelettrodo.

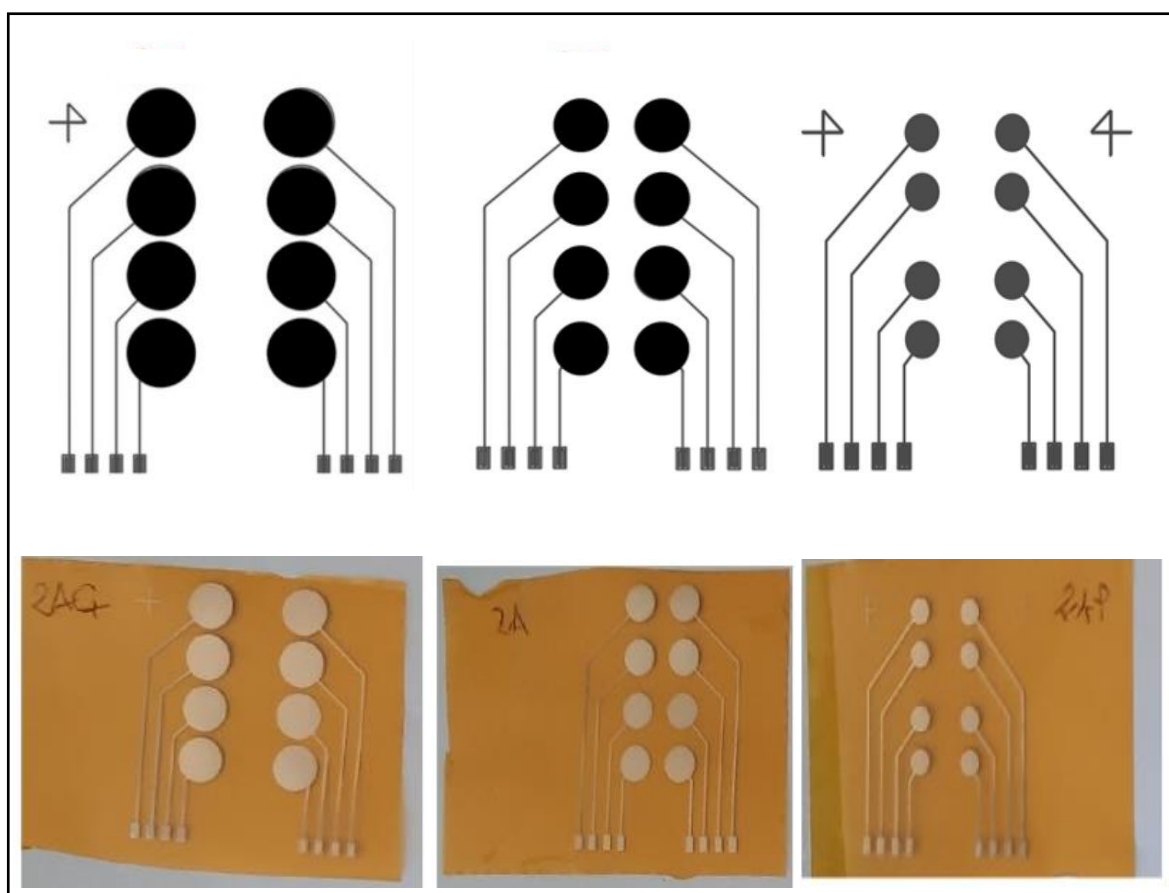


Figura 25. (In alto: schemi semplificativi delle configurazioni matriciali con tre dimensioni diverse (rispettivamente 7mm, 5mm e 3 mm). In basso: fotografie di come si presentano realmente le piste)

7.1.2. Caratterizzazione morfologica ed elettrica delle matrici

Per la stampa delle piste è stato necessario ottimizzare la forma d'onda fornita all'attuatore piezoelettrico che regolava la fuoriuscita dell'inchiostro e la distanza reciproca con cui le gocce d'inchiostro venivano emesse dalla stampante sopra il substrato (*drop spacing*). Dopo alcuni tentativi di prova si sono ottenuti dei buoni risultati utilizzando una cartuccia di 10 pl con un drop spacing di 20 μm : le piste erano pulite, regolari e conduttive anche nei punti più spigolosi.

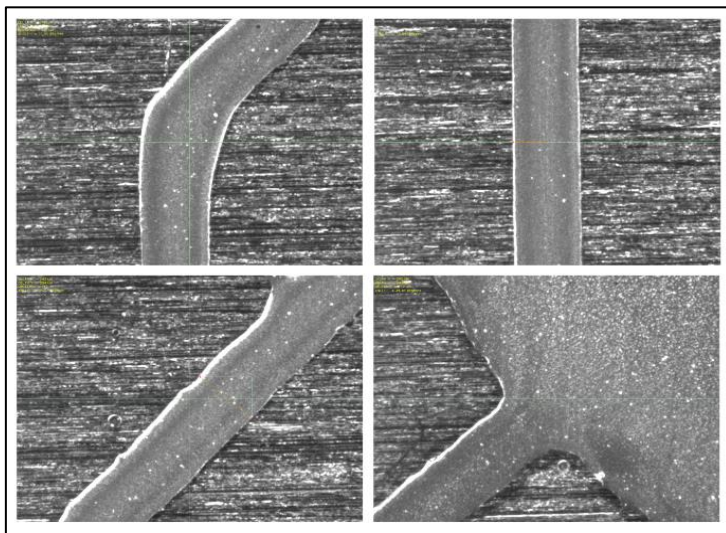


Figura 26.

(Immagine al microscopio delle tracce degli elettrodi, ottenuta tramite la fiducial camera integrata nella stampante Dimatix)

Una volta ottenute tracce stabili e conduttive si è passato alla misura della resistenza elettrica delle piste, utilizzando un multimetro digitale da laboratorio. Lo scopo di tali misure era principalmente quello di verificare la riproducibilità delle piste da un punto di vista elettrico, cosa importante visto che la differenza delle impedenze di elettrodo influisce sulla reiezione delle componenti di modo comune (sezione 4.4.2.).

Tre misure sono state eseguite per ogni elettrodo, con un puntale posizionato nella sommità della parte circolare e l'altro alla base della piazzola, così da rilevare la massima resistenza possibile per ogni pista, ma anche per avere un sistema di riferimento univoco per ogni misura. Le misure riguardano quattro coppie di elettrodi, presi a due a due per ogni riga (uno a destra e uno a sinistra), su cui calcolare la media e la deviazione standard (questo perché ciascuna coppia ha la stessa lunghezza dei canali che collegano l'elettrodo alla piazzola e le misure sono quindi confrontabili).

Ottenute le resistenze medie di ciascun canale si può anche ricavare la resistività delle piste. Per farlo è necessario conoscere la lunghezza della pista sulla quale è stata misurata la

resistenza, la sua larghezza e lo spessore dell'inchiostro. Per facilitare i conti si è considerato il solo tratto di pista lineare e parallelo alla direzione principale, che fornisce la maggior parte della resistenza elettrica e possiede una geometria tale da permettere di calcolare agevolmente la resistività con un'approssimazione accettabile.

$$R = \rho \cdot \frac{l}{S} \quad \rightarrow \quad \rho = R \cdot \frac{S}{l}$$

Con R resistenza elettrica, ρ resistività, S superficie laterale e l lunghezza del canale.

Approssimando l'area laterale come rettangolare si ottiene che: $S = larghezza \cdot spessore$

Lo spessore e la larghezza della pista sono stati scelti al momento della stampa rispettivamente da 100 nm e 200 μm , mentre la lunghezza è stata facilmente misurata con un righello.

Elettrodi 7mm	Coppia 1 - DX	Coppia 1 - SX	Coppia 2 - DX	Coppia 2 - SX	Coppia 3 - DX	Coppia 3 - SX	Coppia 4 - DX	Coppia 4 - SX
Misura 1	7,86	7,92	6,92	5,66	4,23	4,05	2,5	2,4
Misura 2	7,91	7,87	7,04	5,67	4,21	4,03	2,51	2,42
Misura 3	7,88	7,88	6,96	5,66	4,22	4,04	2,51	2,42
Media (Ω)	8	8	7	6	4	4	3	2
Media coppia (Ω)	8		6		4		2	
Dev.st coppia (Ω)	0,023380904		0,718565701		0,099095913		0,05176872	
Lunghezza canale (mm)	26	26	20,3	20,3	13,8	13,8	7,8	7,8
Spessore inchiostro (m)	1,00E-07	1,00E-07	1,00E-07	1,00E-07	1,00E-07	1,00E-07	1,00E-07	1,00E-07
Larghezza canale (m)	2,00E-04	2,00E-04	2,00E-04	2,00E-04	2,00E-04	2,00E-04	2,00E-04	2,00E-04
Resistività canale ($\Omega \cdot \text{m}$)	6,06E-09	6,07E-09	6,87E-09	5,58E-09	6,12E-09	5,86E-09	6,43E-09	6,19E-09

Figura 27. (Tabella riassuntiva delle prove di misura sulla matrice con elettrodi di diametro pari a 7 mm (altre due tabelle analoghe sono state fatte per le altre matrici). Da notare come la seconda coppia di elettrodi abbia una varianza superiore alle altre)

I dati ottenuti dalle misure confermano che la maggior parte della resistenza è fornita dalle piste piuttosto che dagli elettrodi (il valore di resistenza varia molto in funzione della lunghezza del canale). Inoltre, i valori approssimativi di resistività calcolati per ogni canale rientrano effettivamente nel range dei valori garantiti dal produttore delle nanoparticelle d'argento ($\leq 10 \mu\Omega \cdot \text{cm}$, quindi $\leq 10 \cdot 10^{-9} \Omega \cdot \text{m}$).

7.1.3. Elettronica di acquisizione sperimentale

Il reparto elettronico è composto da sedici pin d'ingresso, otto differenziali analogici, un microcontrollore, un campionatore, un trasmettitore wireless e un alimentatore a batteria.

Questa architettura permette di elaborare 8 segnali differenziali, quindi può ricevere in ingresso fino a 16 segnali monopolari. Ne sono stati usati otto per le prove di acquisizione.

Gli amplificatori differenziali e i convertitori analogico-digitali (ADC) sono integrati in un dispositivo front-end analogico ADS1298 per biopotenziali della Texas Instrument, contenente otto AO a guadagno programmabile (PGA) e otto ADC ad alta risoluzione (24bit), uno per ciascun canale.

La trasmissione dei dati ad un calcolatore avviene in tempo reale attraverso un Bluetooth Low Energy (BLE). La complessità circuitale è mantenuta bassa per ridurre al minimo l'energia emessa. La velocità media di comunicazione si attesta sui 27763B/s, con una percentuale di pacchetti correttamente inviati superiore al 99%.

Come microcontrollore è stato usato un CYBLE-222014-01 della Cypress/Infineon in grado di gestire i segnali campionati a 1KHz e di comunicare con il BLE.

La batteria supportata è di tipo litio-polimero LP603450 da 1000mAh in grado di alimentare il sistema per 30 ore.

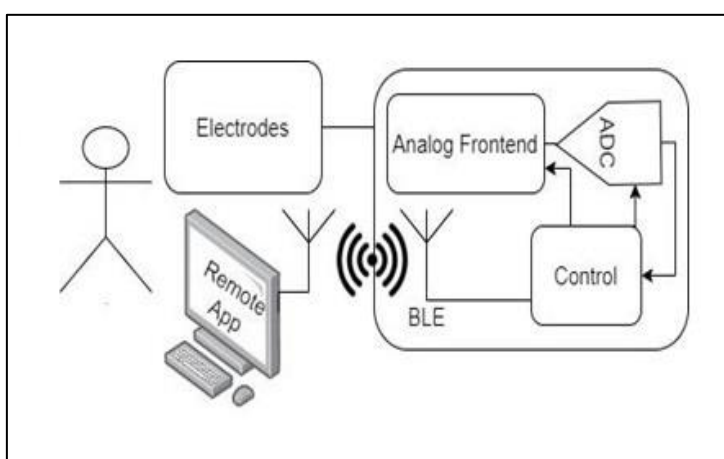


Figura 28.

(Schema a blocchi che riassume l'architettura dell'elettronica di acquisizione)

Uno dei principali problemi riscontrati nell'assemblare le varie componenti fra loro riguarda il collegamento fra i nodi della matrice e i pin dell'elettronica. Il collegamento deve essere solido e stabile, così da garantire che le parti non si stacchino durante la prova e per ridurre gli artefatti da movimento.

Un primo tentativo è stato fatto utilizzando della colla conduttiva che collegava i nodi ad una struttura a pin, da cui potevano essere attaccati i terminali femmina dei cavi di connessione. La struttura presentava però dei problemi di conducibilità elettrica, probabilmente dovuti alla rimozione dello strato conduttivo in nanoparticelle durante l'applicazione della colla o a fenomeni di leakage.

Come secondo metodo è stato usato del nastro adesivo conduttivo che connette la piazzola e parte della pista ad un cavo preventivamente spellato. Del nastro isolante è stato applicato sopra le connessioni per garantirne una discreta stabilità (anche se un cavo si è staccato nel corso di una prova), e la conducibilità del segnale era garantita. I valori di resistenza di ingresso una volta connessi i cavi differiscono da quelli misurati a vuoto.

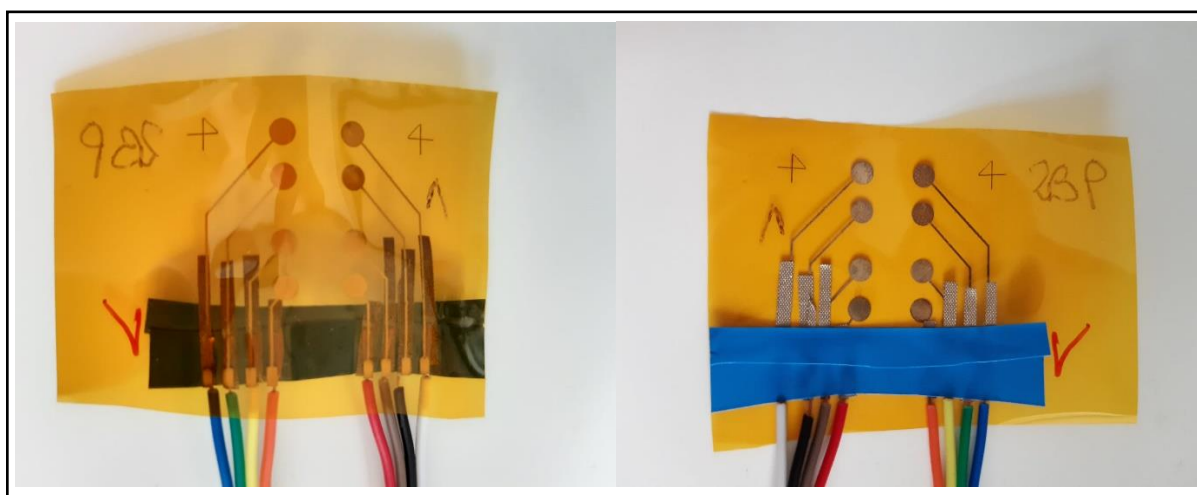


Figura 29. (Immagine fronte e retro dei collegamenti fra cavi ed elettrodi, i cavi sono stati spellati e la parte in rame connessa)

La struttura è poi fissata con del nastro isolante ad una fascia in Coban autoadesivo, che serve ad avvolgere il muscolo in esame fissando le matrici sottostanti alla pelle. Gli altri terminali dei cavi (non spellati) sono collegati ai pin dell'elettronica, appoggiata all'avambraccio durante le acquisizioni.

In una prova si è notato come fossero presenti delle interferenze e dei rumori eccessivi nei segnali, problema poi risolto ponendo una fascia in Coban anche sotto l'avambraccio (sopra l'elettronica): la contrazione dell'avambraccio contemporanea a quella del bicipite interferiva sulla misura.



Figura 30. (A sinistra: matrice collegata e attaccata alla fascia in Coban, a destra: l'elettronica appoggiata all'avambraccio mediante una seconda fascia durante una contrazione del bicipite)

7.2. Elaborazione di segnali sEMG

I dati trasmessi dal BLE vengono ricevuti dal calcolatore tramite l'applicazione Cysmart. Una volta terminata la prova e aver staccato l'alimentazione dall'elettronica i dati vengono salvati in un file .log. Dopo la conversione del documento in un file .m i dati possono essere trattati con il software di calcolo Matlab.

I dati acquisiti nelle prime due prove sono relativi a contrazioni isometriche del bicipite, usando matrici con diametro rispettivamente di 3 e 7 mm. Una terza prova è stata fatta con contrazioni eccentriche e concentriche del bicipite sollevando un oggetto posto in mano.

7.2.1. Interpretazione dei dati grezzi

Durante le acquisizioni il BLE trasmette sempre i segnali degli otto canali differenziati, anche se per le prove ne sono stati usati solo usati quattro. I sedici pin dell'elettronica sono stati sfruttati inserendo ordinatamente quattro segnali monopolari, lasciando otto pin liberi e mettendo gli ultimi quattro segnali monopolari. I primi quattro segnali riguardano una metà della matrice, gli altri quattro l'altra.

Gli otto segnali differenziali trasmessi e utilizzabili su Matlab avranno quindi segnali utili solo nelle prime due e nelle ultime due colonne, e i dati centrali (relativi ai pin non connessi) riceveranno solo rumore ed interferenze.

La frequenza di campionamento degli ADC integrati nel front-end è pari a 1KHz; quindi, la base dei tempi è espressa in millisecondi. La durata di ciascuna prova è di qualche decina di secondi (ogni segnale avrà quindi qualche decina di migliaia di campioni).

Alla fine della prova l'alimentazione viene staccata dall'elettronica e la trasmissione al computer viene interrotta, e ciò genera dei segnali anomali alla fine dei tracciati che devono essere tagliati prima di successive analisi.

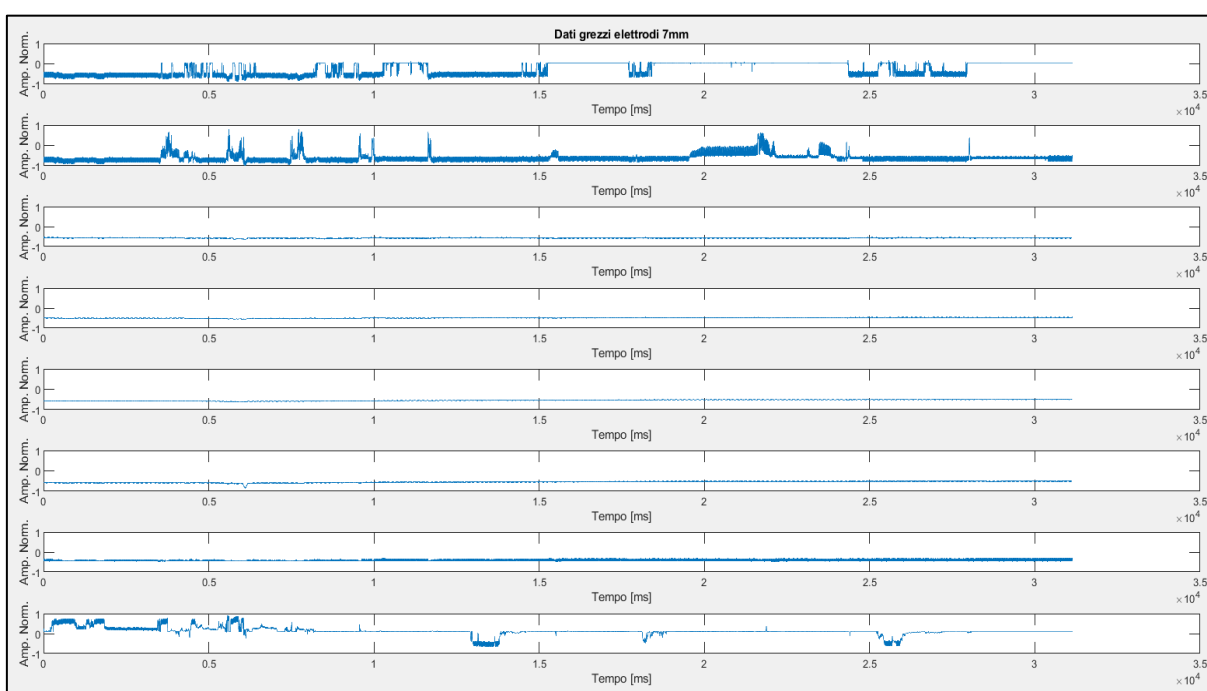


Figura 31. (Immagine raffigurante gli otto tracciati differenziali grezzi relativi alla prova con elettrodi di diametro 7mm. Le code di segnale alterato sono state tagliate. Si può notare come i quattro canali centrali sono rumorosi. Il settimo canale non trasmette segnale, probabilmente dovuto al distacco dei cavi di connessione durante l'acquisizione)

Sperimentalmente i segnali grezzi utili nel dominio del tempo non presentano pattern simili di attivazione, si differenziano dai tracciati rumorosi centrali (c'è un'effettiva rilevazione e trasmissione del segnale).

Una volta tagliati i canali rumorosi si procede all'analisi dello spettro temporale dei segnali utili rimasti, utilizzando la Trasformata di Fourier veloce (FFT). Conoscendo la frequenza di campionamento dell'ADC (1KHz) si è potuto costruire un asse delle frequenze corretto da 0Hz a 500Hz (si considera la sola prima metà dello spettro per simmetria).

Teoricamente i segnali sEMG hanno una banda passante nominale dai 5 ai 400Hz (come descritto nella sezione 6.2.2.) per velocità medie di conduzione degli MUAP.

Considerando la prova con elettrodi dal diametro di 7mm i dati ottenuti dai tre canali funzionanti mostrano elevatissime componenti a bassa frequenza in una banda passante di circa 20Hz, con evidenti interferenze di linea che in alcuni casi sono accompagnate dalle armoniche successive alla fondamentale.

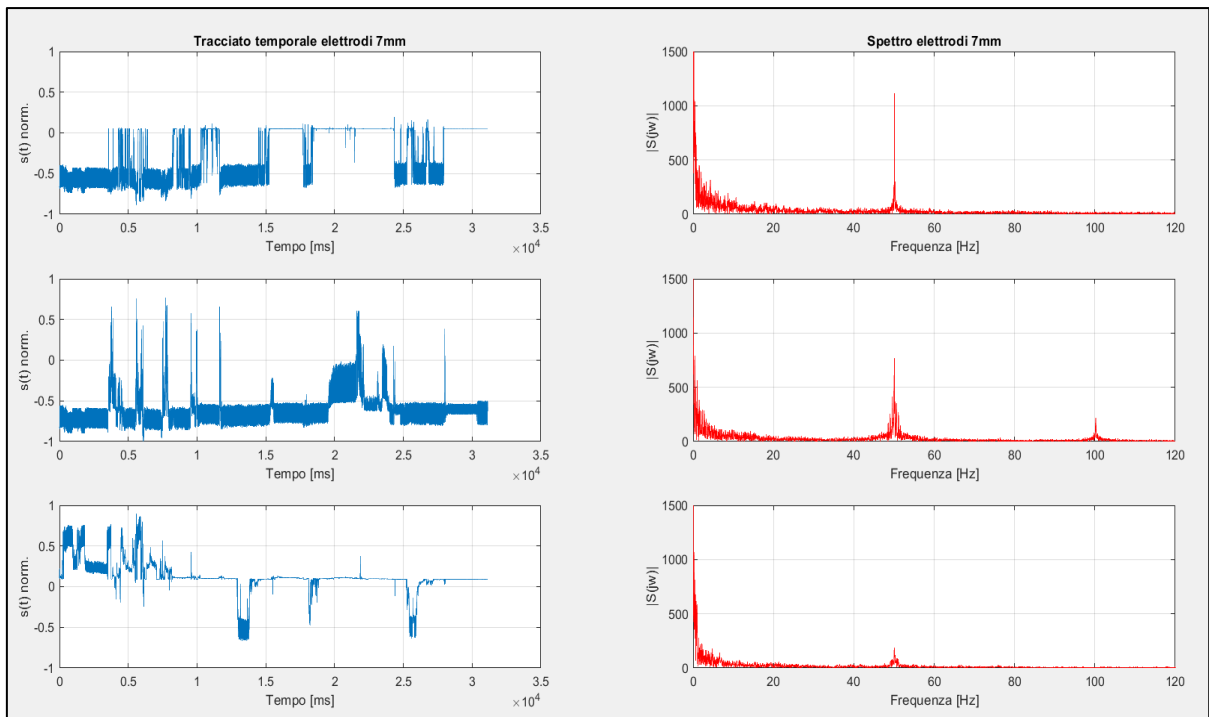


Figura 32. (Confronto fra i tracciati temporali e i moduli dei relativi spettri in frequenza: da notare come in tutti e tre i casi la banda passante è molto limitata e l'interferenza di rete a 50Hz è evidente (nel secondo tracciato si vede anche l'armonica a 100Hz). L'asse delle ordinate e delle ascisse degli spettri sono stati tagliati per visualizzare meglio i dati)

A partire dagli spettri dei tracciati si possono proporre delle interpretazioni:

- 1) La banda passante delle prove sEMG è nettamente inferiore rispetto alle aspettative e ciò può essere dovuto all'effetto dei filtri spaziali descritti al capitolo 5: i segnali differenziali sono influenzati dal diametro dell'elettrodo e dalla IED che impongono un filtro spaziale (e di conseguenza temporale) passa-banda al segnale, che può aver attenuato eccessivamente le frequenze utili dai 20 ai 400Hz.
- 2) Le enormi componenti a bassissima frequenza (che non rientrano nella banda passante teorica del potenziale sEMG) possono essere dovute agli artefatti da movimento o a fluttuazioni di potenziale di semicella.
- 3) La differenziazione non ha eliminato la PLI che risulta ancora molto energetica.

7.2.2. Il filtraggio digitale

Conoscendo la banda di riferimento del segnale sEMG (5-400Hz) si può applicare un filtro passa-banda (o equivalentemente un passa-alto) per ridurre le evidenti componenti interferenti a bassissima frequenza. Successivamente può essere applicata la tecnica dell'interpolazione spettrale per eliminare l'armonica fondamentale della PLI e la secondaria a 100Hz.

In Matlab i diversi tipi di filtri (Butterworth, Bessel, con fase zero ecc.) vengono applicati tramite due serie di coefficienti a e b , che soddisfano l'equazione alle differenze associata al filtro.

Un primo tentativo per ricavare questi coefficienti è stato applicare la funzione *butter*, che richiede in ingresso le frequenze di taglio del passa-banda e l'ordine del filtro. Successivamente è stata utilizzata la funzione *filtfilt* che utilizza i coefficienti ottenuti in precedenza filtrando il segnale in ingresso senza modificarne la fase. Analizzando lo spettro dei segnali in uscita si è notato di come le componenti a bassa frequenza non erano state attenuate con efficacia.

Un secondo metodo è stato scelto, in cui è stata utilizzata la *Trasformata Zeta*. Scegliendo uno zero del secondo ordine nell'origine e un polo del secondo ordine posto appena vicino allo zero nell'asse reale, è stato possibile creare i coefficienti di un filtro passa-alto a guadagno unitario

estremamente selettivo, con una frequenza di taglio di circa 5Hz. I coefficienti sono stati poi applicati in un filtro a fase nulla. I risultati con questa tecnica sono apprezzabili: le componenti a bassissima frequenza sono state fortemente attenuate.

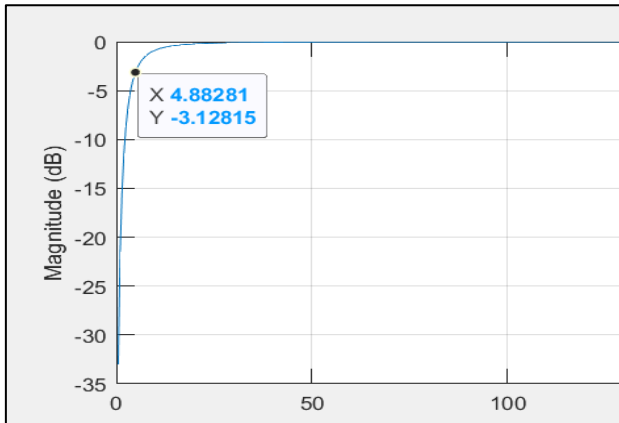


Figura 33.

(Modulo del filtro ottenuto con la funzione di trasferimento della Trasformata Zeta: la banda passante è di circa 5Hz con un'ottima selettività)

Per la reiezione della PLI si è inizialmente pensato ad una interpolazione spaziale (descritta al paragrafo 6.2.3.), ma l'idea è stata scartata. Un secondo approccio riguardava l'utilizzo di un filtro notch senza cambiamento di fase tramite la Trasformata Zeta, ma dei problemi sono sorti quando i coefficienti a e b del filtro risultavano complessi dopo la Trasformata.

Si sono quindi adottati i coefficienti di un filtro di Butterworth elimina-banda selettivo (con frequenze di taglio da 48 a 52Hz) senza cambiamento di fase. Un secondo filtro è stato applicato per rimuovere la componente a 100Hz. Con questo metodo la PLI è stata efficacemente eliminata senza alterare la fase del segnale di partenza.

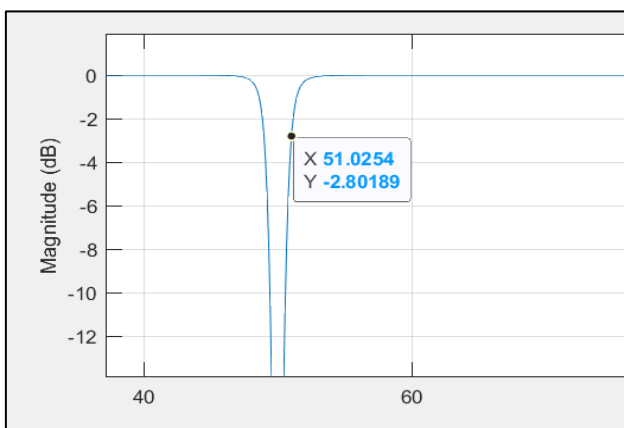


Figura 34.

(Modulo del filtro notch ottenuto con la funzione di trasferimento di un filtro Butterworth: la selettività è molto buona. Un filtro analogo è stato applicato anche per le frequenze di 100Hz)

Un ulteriore filtro passa-basso è stato applicato per rimuovere il rumore ad alta frequenza extrabanda (oltre 400Hz). I segnali in uscita ai filtri sono stati rettificati per visualizzare meglio gli istanti di attivazione.

Analizzando i segnali filtrati e rettificati nel dominio del tempo è possibile rilevare dei picchi di ampiezza in corrispondenza degli istanti di attivazione muscolare.

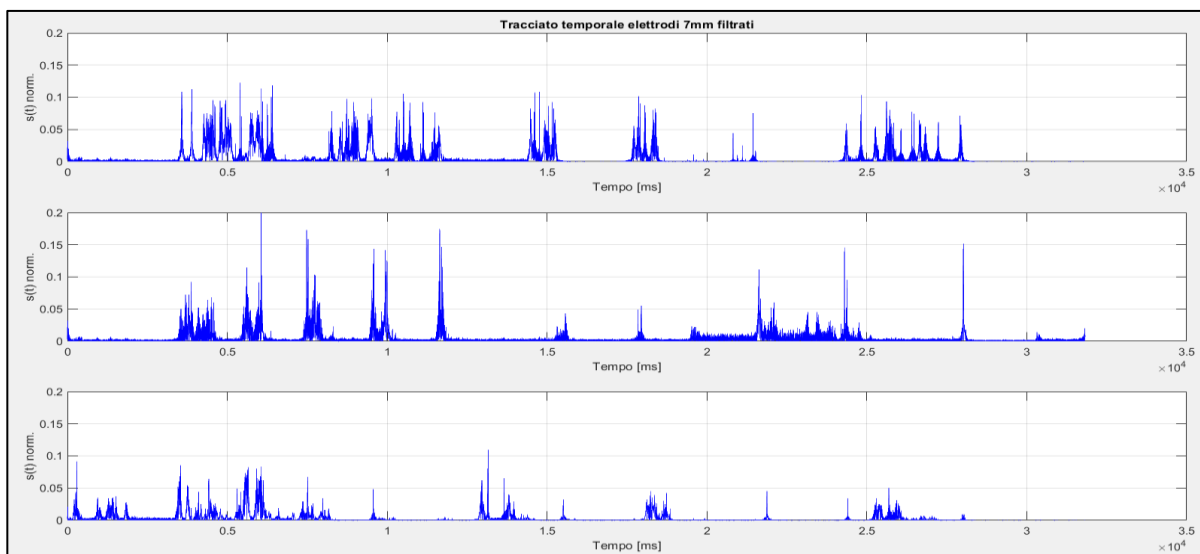


Figura 35. (Segnali filtrati e rettificati relativi a tre canali della matrice con elettrodi di 7mm. Si possono notare gli istanti di contrazione muscolare (specialmente nel secondo canale). I primi due canali sono contigui mentre il terzo no; quindi, i suoi dati non sono confrontabili con gli altri due poiché prelevati in zone diverse del muscolo)

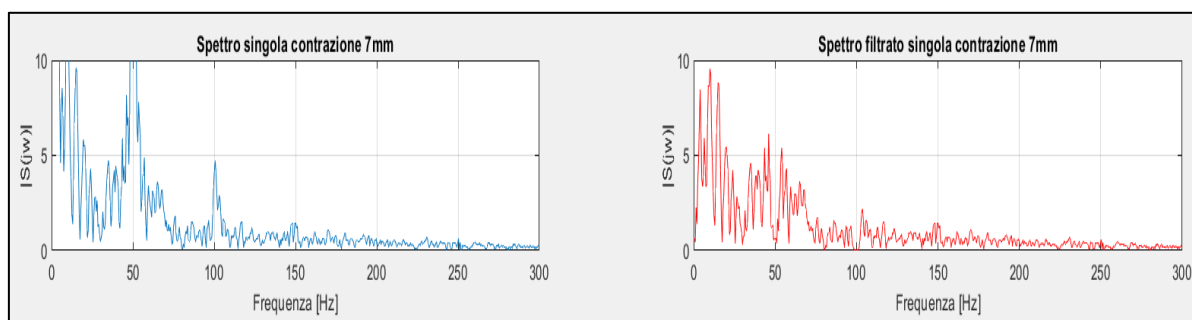


Figura 36. (Confronto fra il modulo dello spettro originale e filtrato di una singola contrazione di un segnale prelevato con un elettrodo da 7mm. Sono stati applicati un filtro passa-alto a 5Hz, un filtro notch a 50Hz e a 100Hz, e un filtro passa-basso a 400Hz. Da notare che le bassissime frequenze (che non sono riportate interamente nel grafico) sono state tagliate, così come quelle dell'intorno di 50 e di 100Hz)

7.2.3. Confronto dei risultati

L'applicazione dei filtri notch digitali non comporta cambiamenti di fase al segnale originale, ma elimina delle armoniche significative dell'intorno della frequenza della PLI in banda passante. Di conseguenza, i dati ottenuti non possono essere utilizzati a scopo clinico ma solo per analisi quantitative dei momenti di contrazione.

Per quantificare gli istanti di attivazione dei segnali filtrati e rettificati è stata utilizzata la caratteristica RMS, con una finestra a media mobile larga 800 millisecondi.

Considerando i dati relativi a due coppie di elettrodi contigue di una stessa matrice (i primi due canali) si può notare come ci siano delle zone di attivazione muscolare simili. Ad esempio, considerando la matrice con elettrodi di 7mm, si può notare una zona di rapide contrazioni che svaria dai 3 ai 12 secondi, preceduta e seguita da zone di rilassamento equipotenziale.

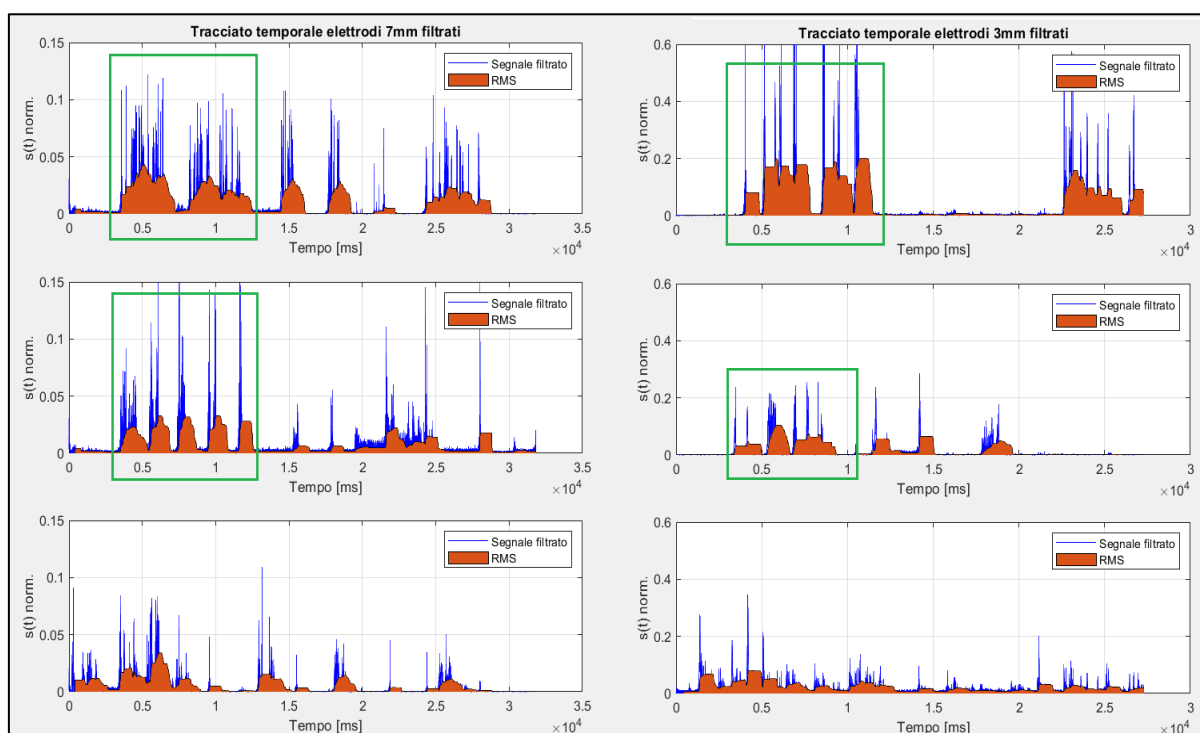


Figura 37. (A sinistra sono rappresentati tre tracciati relativi alle matrici con elettrodi di 7mm, a destra quelli relativi ad elettrodi di 3mm. Le scale sono state modificate per visualizzare meglio le ampiezze. È possibile osservare delle zone di attivazione simili nei due andamenti RMS ottenuti da elettrodi contigui (i riquadri verdi nei primi due tracciati). Gli ultimi andamenti sono relativi a segnali prelevati un'altra zona del muscolo e quindi non confrontabili con gli altri)

A partire dai tracciati temporali è stata fatta un'analisi spettrale delle zone di contrazione e di rilassamento nei casi di elettrodi di diametro 3mm o 7mm.

Si possono notare in entrambi gli andamenti in frequenza che le componenti dei segnali sEMG prelevati con gli elettrodi di diametro minore sono più elevate, questo è probabilmente dovuto al filtro passa-basso spaziale che l'apparato di acquisizione impone al segnale, per cui gli elettrodi di maggior diametro sono maggiormente colpiti (le alte frequenze relative ai picchi di segnale sono più attenuate).

In compenso, si può anche osservare come i rumori vengono attenuati più efficacemente con gli elettrodi più larghi (come descritto nella sezione 5.3.1.): a parità di frequenza il rumore presente nella zona di rilassamento (in cui il segnale utile è teoricamente nullo) è nettamente inferiore nel caso degli elettrodi con superficie più ampia.

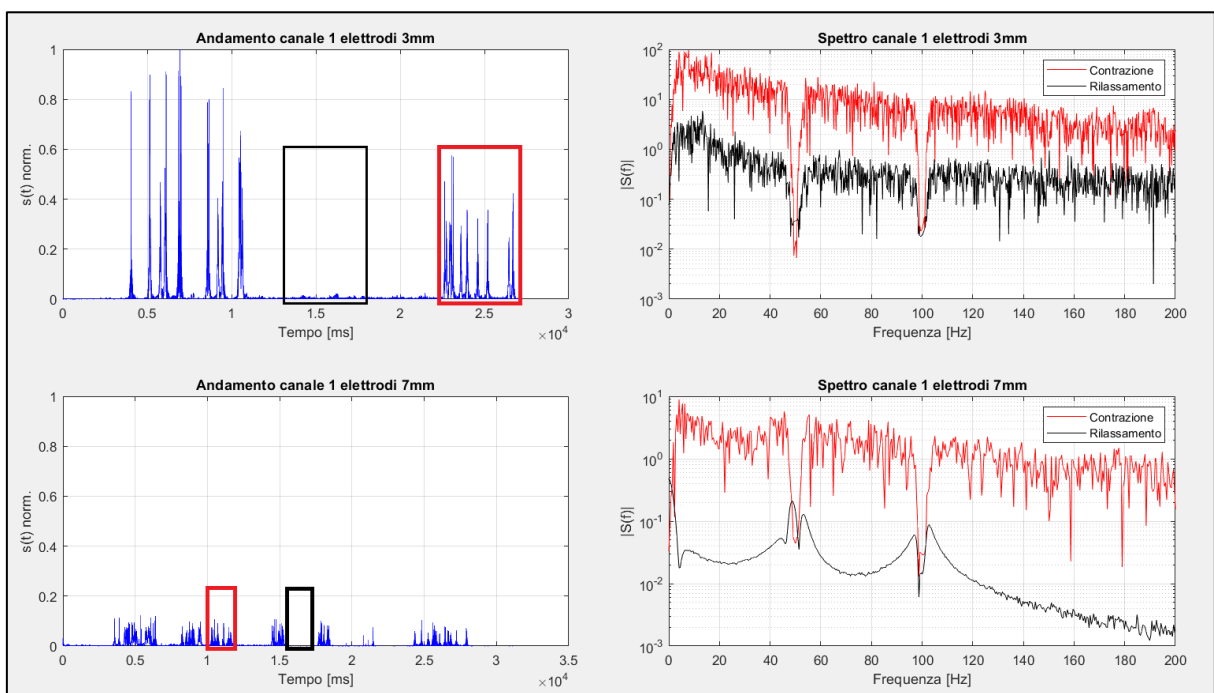


Figura 38. (Confronto temporale e di uno stesso canale prelevato con le matrici di 3 e di 7mm e confronto fra gli spettri delle relative zone di contrazione e di rilassamento (lo stesso numero di campioni è stato utilizzato per ogni confronto). I dati nel dominio del tempo sono stati normalizzati, e l'asse delle frequenze tagliato per risaltare la banda utile. In accordo con la teoria si possono notare la maggiore energia delle armoniche relative agli elettrodi di 3mm e la miglior reiezione dei rumori di quelle di 7mm)

8. Conclusioni

In questa presentazione è stata fornita una panoramica dei sistemi di acquisizione e condizionamento dei segnali sEMG, così come un'analisi quantitativa di un particolare caso teorico. Dall'analisi dei dati sperimentali è stato possibile confermare da un punto di vista pratico alcune delle conoscenze teoriche descritte nelle sezioni precedenti, come la presenza di specifiche interferenze e gli effetti che la geometria elettrodica impone ai segnali prelevati. Altre tecniche di elaborazione dei segnali sEMG sono possibili, come la ricostruzione di mappe di potenziale elettrico tramite array o matrici di elettrodi e il relativo "film" temporale, così come il rilevamento dei livelli di affaticamento muscolare.

Come mostrato, per ottenere dei buoni dati sEMG è necessario prendere in considerazione diversi fattori che concorrono a definire la qualità dei segnali, come le possibili interferenze, la disposizione degli elettrodi utilizzati, la loro superficie, le impedenze in gioco e la qualità dei parametri dell'elettronica.

Le tecniche di acquisizione di segnali sEMG tramite matrici di elettrodi sono in rapido progresso allo stato attuale della ricerca. Nonostante le applicazioni cliniche sono ancora molto limitate rispetto alle tecniche ad ago e si focalizzano principalmente ad applicazioni sportive o di monitoraggio riabilitativo, sono possibili notevoli margini di miglioramento.

BIBLIOGRAFIA

- [1] [Ultrasound of Muscle | Radiology Key](#)

- [2] [Basic Electromyography: Analysis of Motor Unit Action Potentials | Clinical Gate](#)

- [3] [Bioing Mov Rehab Lesson 15 2022 ITA.pdf \(dropbox.com\)](#)

- [4] [Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices - ScienceDirect](#)

- [5] [Skin impedance as a function of frequency \[10\]. | Download Scientific Diagram \(researchgate.net\)](#)

- [6] [How can I apply 2D Fourier transformation code for image in matlab to generate r-spectrum values? - MATLAB Answers - MATLAB Central \(mathworks.com\)](#)

- [7] [Tutorial. Surface EMG detection, conditioning and pre-processing: Best practices - ScienceDirect](#)

- [8] [Diagrammi di Bode - Elettronicadoc](#)

