



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**“OTTIMIZZAZIONE DELLA STAMPA DI SENSORI EMG E LORO
CARATTERIZZAZIONE”**

Relatore: Prof.ssa Tonello Sarah

Laureando: Marcolongo Pietro

ANNO ACCADEMICO 2022 – 2023

Data di laurea: 27 settembre 2023

INDICE

1. Abstract	3
2. Panoramica elaborato	4
3. Attivazione muscolare, origine segnale EMG e sue caratteristiche	6
3.1 Fisiologia della contrazione muscolare	6
3.2 Segnale elettromiografico	8
3.2.1 Dominio del tempo	9
3.2.2 Dominio della frequenza	9
4. Architettura di un sistema di acquisizione EMG	11
4.1 Elettrodi	11
4.2 Elettronica di acquisizione	12
5. Sistema portatile per l'acquisizione di segnali EMG con elettrodi stampati: architettura e protocollo di acquisizione	13
5.1 Fabbricazione degli elettrodi stampati	13
5.2 Architettura circuito portatile per acquisizione e trasmissione	16
5.3 Protocollo di acquisizione di segnali EMG	19
6. Problematiche ed errori relativi all'acquisizione	21
6.1 Problematiche relative alla strumentazione	21
6.1.1 Errori introdotti dagli elettrodi	21
6.1.2 Errori introdotti dal dispositivo di acquisizione	22
6.2 Crosstalk	23
6.3 Problematiche relative alla modalità di acquisizione	24
7. Tecniche di elaborazione dei dati e filtraggio con MATLAB	25
7.1 Tecniche di elaborazione	25
7.1.1 Parametri utili	27
7.2 Tecniche di filtraggio del segnale	28
7.2.1 Filtraggio con filtri digitali	29
7.2.2 Tecniche di filtraggio alternative: PCA, ICA e EMD	33
7.3 Descrizione dei risultati ottenuti	36
8. Conclusioni	41
Bibliografia e sitografia	42

1. Abstract

L'elettromiografia di superficie (sEMG) è un metodo per registrare l'attività elettrica dei muscoli, che fornisce informazioni preziose riguardo alla loro contrazione e rilassamento.

Questa tecnica viene considerata non invasiva in quanto, per la rilevazione del segnale, non richiede l'inserimento di alcun ago, come, al contrario, avviene nell'elettromiografia ad ago.

Inoltre, l'utilizzo di substrati flessibili e deformabili e di inchiostri conduttivi e biocompatibili permette di ottenere matrici facilmente adattabili alla superficie corporea e indossabili per lungo tempo.

In questo contesto, tra le varie opportunità offerte in letteratura, nell'attività sperimentale oggetto di questo elaborato sono stati utilizzati vettori di elettrodi realizzati tramite tecnica a getto di inchiostro, con un inchiostro a base di nanoparticelle di argento depositato su un substrato polimerico flessibile di poliimmide. Grazie al ridotto spessore del substrato, tali matrici hanno mostrato un'ottima capacità di interazione con la pelle e migliore stabilità nel tempo.

Grazie alla estrema versatilità del processo di stampa digitale utilizzato, è stato possibile realizzare elettrodi con diverse dimensioni e distanze, in modo da valutare l'influenza di tali parametri sulle caratteristiche dei segnali EMG acquisiti.

In dettaglio, le attività sperimentali descritte nel presente elaborato hanno riguardato come primo aspetto l'acquisizione del segnale EMG sul muscolo bicipite di quattro soggetti, utilizzando tre geometrie diverse di matrici.

In seguito all'acquisizione del segnale, i dati sono elaborati tramite il software MATLAB, utilizzando tecniche standard per la visualizzazione dei segnali e l'iniziale filtraggio per eliminare le componenti interferenti. In aggiunta, metodi di filtraggio avanzati (e.g. ICA, EMD e PCA), sono stati confrontati con i filtri più tradizionali, (e.g. Butterworth), mostrando le prestazioni migliori del filtro Butterworth per la configurazione specifica utilizzata in queste acquisizioni.

Le attività svolte si inseriscono all'interno di un ambito di ricerca più vasto, ovvero quello dell'integrazione degli elettrodi EMG in dispositivi indossabili, che contribuisce al campo dell'elettromiografia fornendo una migliore comprensione del segnale sEMG, delle tecniche di rilevazione e delle tecniche di filtraggio.

I risultati ottenuti possono essere rilevanti in ambito biomedico, soprattutto nel campo della biomeccanica, fisioterapia e della ricerca sulle interfacce uomo-macchina basate sul segnale sEMG.

2. Panoramica elaborato

I dispositivi elettronici indossabili e impiantabili hanno rapidamente fatto il loro ingresso nel campo della salute digitale, trovando diverse applicazioni biomediche. Queste includono il monitoraggio, il tracciamento e la registrazione dei segni vitali delle persone, con l'obiettivo di migliorare la loro salute e quella dei loro familiari. Alcune di queste tecnologie sono ormai parte integrante delle nostre vite, sotto forma di accessori come orologi intelligenti, bracciali e occhiali.

Un settore in continua crescita negli ultimi anni è quello dello studio del segnale elettromiografico (EMG). Il suo rilevamento coinvolge il posizionamento di elettrodi sulla superficie dei muscoli di interesse per rilevarne l'attività elettrica. Nel corso di questa ricerca, verranno esaminati in dettaglio gli elettrodi di tipo “dry”, capaci di rilevare il segnale EMG in modo non invasivo e preciso senza l'uso di gel conduttori sulla pelle.

L'elettromiografia rappresenta un prezioso strumento nella ricerca e nella pratica clinica grazie alla sua capacità di fornire un'analisi dettagliata e quantitativa dell'attività elettrica dei muscoli. Questa tecnica consente di studiare l'attivazione muscolare in diverse condizioni e durante svariate attività, fornendo un'importante comprensione dei meccanismi fisiologici sottostanti e delle dinamiche del movimento umano.

Attraverso l'utilizzo dell'EMG, è possibile rilevare precocemente alterazioni neuromuscolari, fornendo utili informazioni per la diagnosi e la gestione di disturbi neuromuscolari e patologie del sistema muscoloscheletrico.

Inoltre, l'EMG trova ampio impiego nella valutazione dell'efficacia di programmi di riabilitazione e nell'ottimizzazione delle prestazioni atletiche, permettendo di monitorare i cambiamenti dell'attività muscolare nel tempo e di adattare le terapie e gli allenamenti in base ai risultati ottenuti.

Il segnale elettromiografico può essere rappresentato nel dominio del tempo oppure nel dominio della frequenza, a seconda del tipo di informazione che si sta cercando.

La presentazione è strutturata come segue:

- **Capitolo 3:** Descrizione teorica sull'attivazione muscolare e l'origine del segnale elettromiografico.
- **Capitolo 4:** Descrizione generica dell'architettura di un sistema di acquisizione EMG.
- **Capitolo 5:** Descrizione del sistema portatile per l'acquisizione di segnali EMG, degli elettrodi utilizzati e della modalità di acquisizione seguita durante le misurazioni.
- **Capitolo 6:** Descrizione delle problematiche e degli errori che possono presentarsi durante la rilevazione del segnale EMG.

- **Capitolo 7:** Descrizione delle tecniche di elaborazione dei dati e filtraggio utilizzate in MATLAB. Discussione dei dati ottenuti nel corso dello studio.
- **Capitolo 8:** Conclusioni.

3. Attivazione muscolare, origine segnale EMG e sue caratteristiche

L'apparato muscolare è un sistema biologico composto da muscoli e tessuti associati che permettono il movimento del corpo attraverso la contrazione e il rilassamento coordinati delle fibre muscolari. Questo sistema svolge un ruolo cruciale non solo nel movimento volontario, ma anche nel mantenimento della postura, nella generazione di calore corporeo e nella partecipazione a processi metabolici fondamentali. I muscoli si dividono in tre tipologie: scheletrici, cardiaci e lisci.

Quelli scheletrici, composti da fibre striate, sono gli unici su cui abbiamo il controllo volontario e ci permettono di compiere movimenti come camminare, correre e sollevare oggetti. Quelli cardiaci costituiscono la maggior parte del cuore e sono responsabili del pompaggio del sangue. Quelli lisci si trovano negli organi interni e svolgono funzioni come la contrazione degli intestini e dei vasi sanguigni.

Le tecniche di sEMG ci permettono di analizzare specificamente i muscoli scheletrici. Per poter comprendere al meglio le acquisizioni svolte nella parte sperimentale dell'elaborato, in questo capitolo verranno brevemente riassunte le principali informazioni riguardanti il segnale elettromiografico.

3.1 Fisiologia della contrazione muscolare

L'unità fondamentale per la contrazione del muscolo scheletrico è chiamata *unità motoria* ed è costituita da un motoneurone somatico e dalle fibre muscolari che esso innerva.

I muscoli scheletrici vengono portati in attività dagli impulsi nervosi che giungono dai motoneuroni, tramite *fibre nervose motorie*.

All'interno di ogni muscolo, ogni fibra motoria si suddivide in numerosi rami, ciascuno dei quali si congiunge sinapticamente, mediante una *giunzione neuromuscolare*, con una fibra muscolare striata.

Un motoneurone innerva molte fibre, mentre ciascuna fibra è innervata solamente da un motoneurone.

Il numero di fibre che costituisce un'unità motoria è molto variabile; inoltre, maggiore è la dimensione del muscolo, maggiore è il numero di unità motorie.

In un muscolo scheletrico, ogni unità motoria si contrae in modo tutto o nulla.

La forza di contrazione dei muscoli è regolata attraverso la selezione di un maggior o minor numero di unità motorie, le quali possono essere classificate in diverse categorie, ad esempio in base alla loro soglia di attivazione.

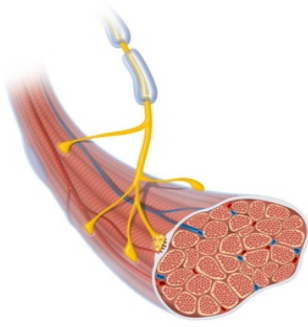


Figura 3.1

Immagine semplificativa di una motor unit, con visibile la giunzione neuromuscolare.

Gli impulsi che si propagano nei motoneuroni sono *potenziali di azione (PA)*.

Il PA, generato a livello encefalico, si propaga lungo il midollo spinale e, successivamente, viene trasportato lungo l'assone del motoneurone. Giunto nell'area di innervazione, il potenziale viene trasferito dalle sinapsi acetilcoliniche alle fibre muscolari, innescando così la contrazione muscolare. La trasmissione dell'eccitamento nelle giunzioni neuromuscolari avviene quindi tramite la liberazione di un mediatore chimico, l'acetilcolina (Ach), che si libera nello spazio sinaptico ogni volta che alla terminazione giunge un impulso nervoso.

All'arrivo di uno stimolo dalla sinapsi neuromuscolare, dal punto di innervazione di ogni fibra, si generano due zone di depolarizzazione elettrica che si propagano verso i due estremi della fibra alla velocità di 3-5 m/s.

Il potenziale di azione della unità motoria (MUAP) è la somma dei PA delle fibre muscolari innervate da una specifica unità motoria, registrata all'esterno della cellula tramite l'utilizzo di elettrodi. La forma d'onda è dettata dalle proprietà intrinseche dell'unità motoria e dalle relazioni spaziali tra l'elettrodo e le singole fibre muscolari.

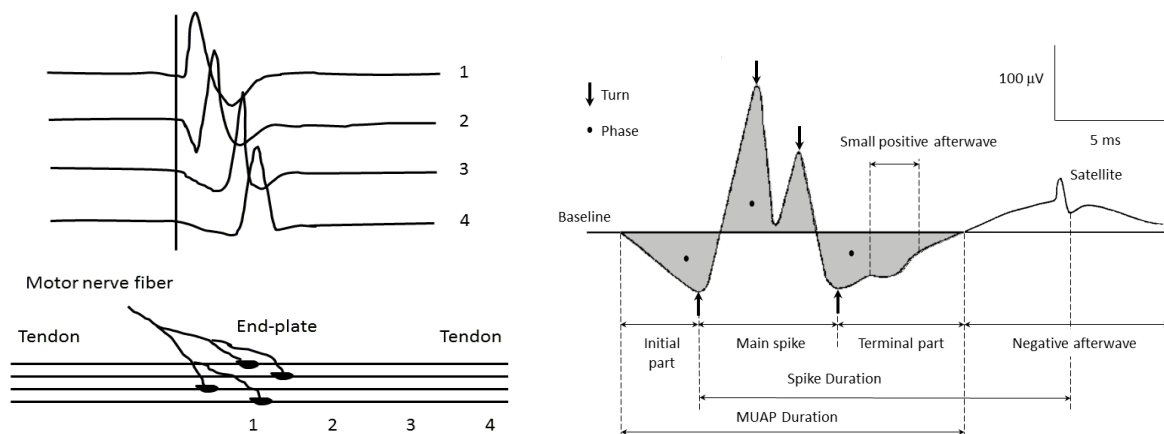


Figura 3.2

A sinistra il potenziale di azione rilevato in fibre diverse. A destra la somma dei vari potenziali di azione rilevati che generano un MUAP.

I due meccanismi più importanti che influenzano ampiezza e densità del segnale sono il reclutamento dei MUAP e la frequenza di sparo (*firing*), che oscilla fra i 5 e i 40 impulsi al secondo.

Il segnale complessivo che visualizziamo è ottenuto dall'attivazione ripetuta di un'unità motoria, la quale genera un treno di MUAP (MUAPT).

3.2 Segnale elettromiografico

Il segnale elettromiografico di superficie (sEMG) è costituito dalla sovrapposizione spaziale dei contributi dei MUAPT generati dalle unità motorie attive del muscolo osservato.

A causa della combinazione di unità motorie con caratteristiche e temporizzazioni diverse, il segnale EMG ha una natura casuale e un comportamento non prevedibile e viene quindi classificato come *stocastico*.

Il posizionamento degli elettrodi, per il rilevamento del segnale superficiale, è di fondamentale importanza per la sua caratterizzazione. La vicinanza alle fibre muscolari coinvolte nella contrazione, l'orientamento delle fibre rispetto all'elettrodo di registrazione e altri fattori geometrici determinano l'ampiezza e la densità dell'EMG rilevato.

Inoltre, questi ultimi parametri possono essere caratterizzati dalla forza esercitata e dalla frequenza di contrazione.

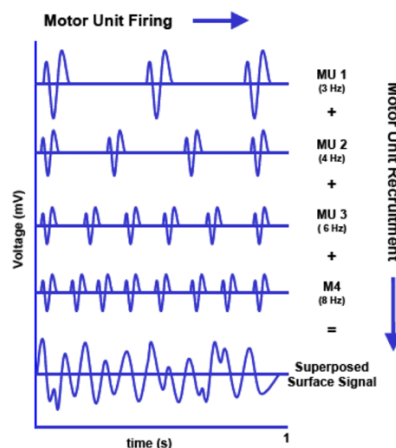


Figura 3.3

Ogni unità motoria esercita il suo potenziale di azione, che può essere misurato in Volt. Tutti questi potenziali vengono sovrapposti spazialmente per ottenere il segnale EMG. Si possono notare inoltre le diverse caratteristiche delle diverse unità motorie.

Il segnale elettromiografico rilevato utilizzando degli elettrodi superficiali ha un'ampiezza piccolo stimata compresa fra i $100 \mu\text{V}$ e 10 mV .

Il range così ampio del segnale EMG fa sì che sia necessaria una strumentazione per il rilevamento con un'alta sensibilità, per misurare le minime variazioni, ed una buona risoluzione.

3.2.1 Dominio del tempo

In questo caso il segnale EMG viene tipicamente rappresentato nel grafico ponendo nell'asse delle ascisse il tempo, in secondi, e nell'asse delle ordinate il valore di potenziale misurato, in Volt.

Le informazioni che si possono ricavare sono numerose, di fondamentale importanza sono i tempi ai quali si rilevano le contrazioni muscolari, le loro intensità e la loro durata; utili per analizzare la risposta del muscolo in seguito alla sua contrazione.

Inoltre, si può effettuare una valutazione della sincronizzazione dell'attività muscolare, utile soprattutto durante la deambulazione e per attività sportive.

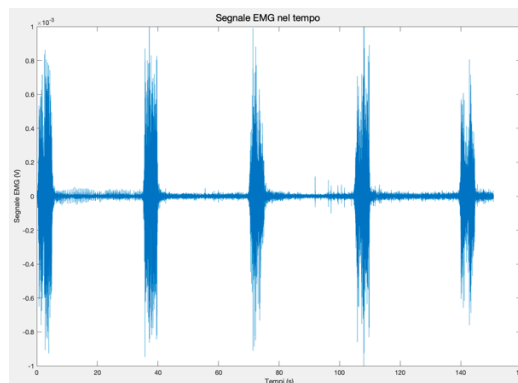


Figura 3.4

Tipico esempio di segnale EMG nel dominio del tempo. L'ampiezza visibile è influenzata dal tipo di elettrodo, dal muscolo in cui è posizionato e dalla forza con cui viene eseguita la contrazione.

3.2.2 Dominio della frequenza

L'analisi nel dominio della frequenza richiede l'utilizzo della trasformata di Fourier del segnale rilevato nel dominio del tempo.

Grazie all'avanzamento tecnologico, l'algoritmo per il calcolo della trasformata può essere applicato con l'utilizzo di software come MATLAB.

Il modo più semplice per effettuare il calcolo consiste nell'utilizzo della funzione built-in *fast fourier transform (fft)*.

Questa funzione permette di ottenere la trasformata discreta di Fourier di un segnale rappresentato nel dominio del tempo, secondo la formula:

$$Y(k) = \sum_{j=1}^n X(j) W_n^{(j-1)(k-1)}$$

Il segnale EMG calcolato nel dominio della frequenza fornisce informazioni riguardanti la distribuzione dell'energia elettromiografica nelle diverse bande di frequenza.

In particolare, si può ricavare la frequenza dominante del segnale, che è dove si concentra la maggior quantità di energia.

Inoltre, si possono ricavare le frequenze caratteristiche della contrazione muscolare e possono essere identificati segnali spettrali anomali associati a patologie muscolari o a disturbi neuromuscolari.

Il segnale elettromiografico ha una densità spettrale di potenza compresa fra 0 Hz e 500 Hz, ma concentrata soprattutto tra 50 Hz e 150 Hz. Sfruttando quindi il teorema di Nyquist-Shannon, si dovrà utilizzare una frequenza di campionamento che sia almeno il doppio di quella massima in cui il segnale è limitato; quindi, 1 KHz se vogliamo visualizzare tutto il segnale oppure 300 Hz se vogliamo considerare l'ultima frequenza utile a 150 Hz.

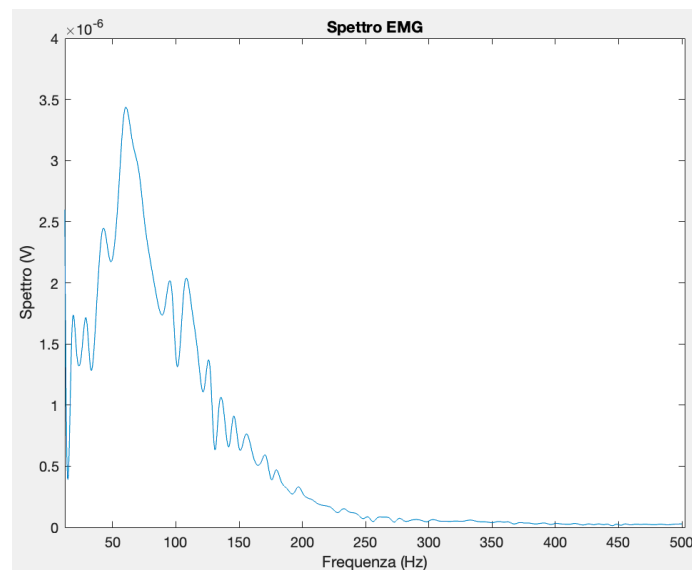


Figura 3.5

Tipico segnale EMG nel dominio della frequenza.

4. Architettura di un sistema di acquisizione EMG

Esistono diverse configurazioni che possono essere utilizzate per l'acquisizione del segnale EMG. Le differenze sono principalmente nel tipo di elettrodi utilizzati per il rilevamento e nelle caratteristiche del dispositivo di trasduzione, come frequenza di campionamento, sensibilità e risoluzione.

4.1 Elettrodi

Esistono diversi tipi di elettrodi in commercio per effettuare l'acquisizione del segnale elettromiografico:

1. Elettrodi superficiali (sEMG): sono i più utilizzati, vengono posizionati sulla pelle sopra il muscolo di interesse. Questi sensori rilevano l'attività elettrica che si propaga attraverso il tessuto muscolare e la pelle. Gli elettrodi superficiali sono non invasivi e facili da applicare, rendendoli adatti per la maggior parte delle applicazioni cliniche e di ricerca.
Tali sensori si distinguono principalmente in elettrodi con (*wet*) o senza (*dry*) gel conduttivo. I primi sono utili perché, grazie alla loro superficie umida o gelatinosa, sono in grado di creare un contatto migliore con la pelle o il corpo umano. Questo contatto ottimizzato consente una trasmissione più efficiente dei segnali elettrici, migliorando la qualità del segnale EMG. I secondi rappresentano una grande opportunità sfruttando tecniche di fabbricazione innovative come, per esempio, la stampa o la fotolitografia, ma sono ancora oggetto di studio per limitare le principali criticità legate alla maggiore impedenza di contatto e alla maggiore influenza degli artefatti dovuti a movimenti o interferenze di rete.
2. Elettrodi ad ago (EMG intramuscolare): Questa modalità di acquisizione richiede l'inserimento di sottili elettrodi ad ago direttamente nel muscolo. Gli elettrodi ad ago permettono di ottenere segnali più precisi e accurati rispetto agli elettrodi superficiali, ma richiedono competenze specifiche per l'inserimento e possono essere più invasivi. L'EMG intramuscolare viene spesso utilizzato per diagnosticare disturbi neuromuscolari specifici o per analisi più approfondite dell'attività muscolare.
3. Elettrodi ad ago sottile (*Fine-Wire EMG*): Questa tecnica combina i vantaggi degli elettrodi ad ago e degli elettrodi superficiali. Gli elettrodi ad ago sottile (*fine-wire*) vengono inseriti direttamente nel muscolo e lasciati in posizione per acquisire i segnali.

Questo metodo offre una maggiore selettività e precisione rispetto agli elettrodi superficiali standard, ma richiede una maggiore competenza nell'inserimento degli aghi.

Nel caso specifico di questo studio sono utilizzati elettrodi superficiali stampati in laboratorio e disposti in modo da formare una matrice di elettrodi.

Grazie a questa geometria, disponendo la matrice di elettrodi in verticale, possiamo verificare la propagazione del segnale di contrazione parallelamente alle fibre del muscolo di interesse.

4.2 Elettronica di acquisizione

L'ampiezza picco-picco del segnale EMG rilevato sulla pelle varia da poche decine di μV fino a 1-2 mV durante una contrazione volontaria.

Il segnale viene influenzato da rumore e da sorgenti esterne di interferenza. Il processamento al computer del segnale sEMG richiede un campionamento nel tempo e nello spazio (sulla superficie della pelle) e una conversione analogico-digitale (A/D).

Visto che il range di ingresso dei campioni e la conversione A/D è nell'ordine di alcuni Volt, il segnale deve essere amplificato solitamente di un fattore fra le cento e le duemila volte. Un filtro analogico, per ridurre il rumore e le interferenze, viene associato all'amplificazione prima che il segnale venga campionato e si esegua la conversione A/D. Possono essere applicati ulteriori filtri e preelaborazioni alla versione digitale del segnale dopo che il segnale numerico viene salvato nel computer. Questo implica che siano necessari tre blocchi prima che il segnale venga trasferito, in forma digitale, nel computer: rilevamento, mediante elettrodi applicati alla pelle, condizionamento, mediante amplificatori e filtri analogici, campionamento nel tempo e conversione analogico-digitale.

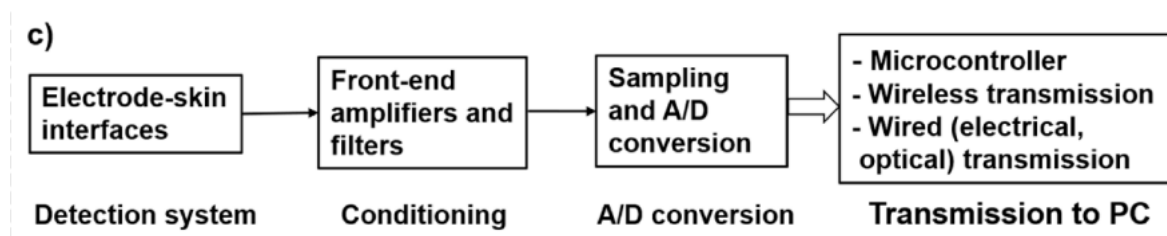


Figura 4.1

Schema di blocchi necessari per l'acquisizione del segnale elettromiografico.

5. Sistema portatile per l'acquisizione di segnali EMG con elettrodi stampati: architettura e protocollo di acquisizione

5.1 Fabbricazione degli elettrodi stampati

Gli elettrodi utilizzati per la rilevazione del segnale sEMG sono stati realizzati in laboratorio, così da poter garantire una miglior personalizzazione riguardo geometria e dimensioni.

I sensori sono stati stampati con la stampante inkjet Dimatix DMP 250 della FujiFilm.

Per garantire la massima flessibilità e adattabilità in future applicazioni in vitro o in vivo degli elettrodi, l'inchiostro è stato depositato su un substrato di poliimmide (nome commerciale *Kapton*, DuPont) di spessore 25 μm .

L'inchiostro selezionato è una soluzione di nanoparticelle di argento dissolte in un solvente organico (codice inchiostro I40DM-106 della Silver PVNanocell), caratterizzato da un'elevata conducibilità e da un'ottima adesione su substrati flessibili.

La geometria è stata realizzata tramite il software *inkscape* che permette la progettazione direttamente in pixel, così da favorire l'esportazione nel formato bitmap accettato dalla stampante e la gestione in modo efficiente delle dimensioni degli elementi da stampare, previa conoscenza del drop-spacing, ovvero la distanza tra le varie goccioline di stampa che verrà impostata.

La stampa inkjet, infatti, è una tecnica che permette la deposizione di diversi materiali in fase liquida, fra cui molecole e polimeri, metalli e ossidi.

La Dimatix DMP 250 è una stampante piezo-elettrica; quindi, utilizza la tecnica di stampa di Drop-On-Demand (DOD), in cui una singola goccia viene sparata in uscita solo quando ne viene richiesta la deposizione. Nelle stampanti piezoelettriche un piccolo attuatore modifica rapidamente la dimensione della camera di pompaggio, generando l'impulso di pressione che permette alla goccia di fuoriuscire. Vengono generate gocce con dimensioni tra i 10 μm e i 50 μm ad una frequenza compresa tra 1kHz e 20kHz (comparabile con l'onda acustica generata dall'attuatore).

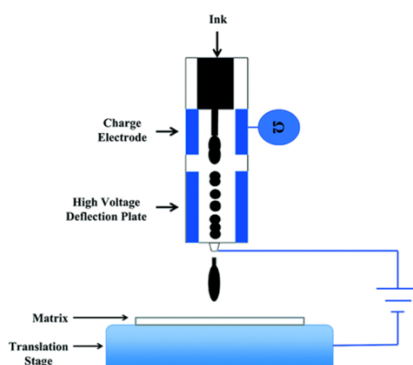


Figura 5.1

Tipico schema di funzionamento di una stampante piezoelettrica.

Per iniziare il processo di stampa è stato posizionato il substrato sul piatto, il quale è stato pulito con alcool isopropilico per eliminare particelle di polvere o sporco e migliorarne la regolarità. Inoltre il Kapton è stato mantenuto a 60 °C costanti per tutta la durata della stampa per favorire una prima asciugatura.

Sono state stampate in totale tre matrici di elettrodi di dimensioni diverse: 10 mm, 8 mm e 6 mm. Al termine della stampa, i sensori sono stati sinterizzati a 200 °C (la sinterizzazione rapida è un processo termico ad alta velocità che consolida i materiali e ne rinforza le proprietà senza raggiungere la fusione completa delle particelle costituenti) e conservati in un apposito glove box per evitarne l'ossidazione fino al loro utilizzo.

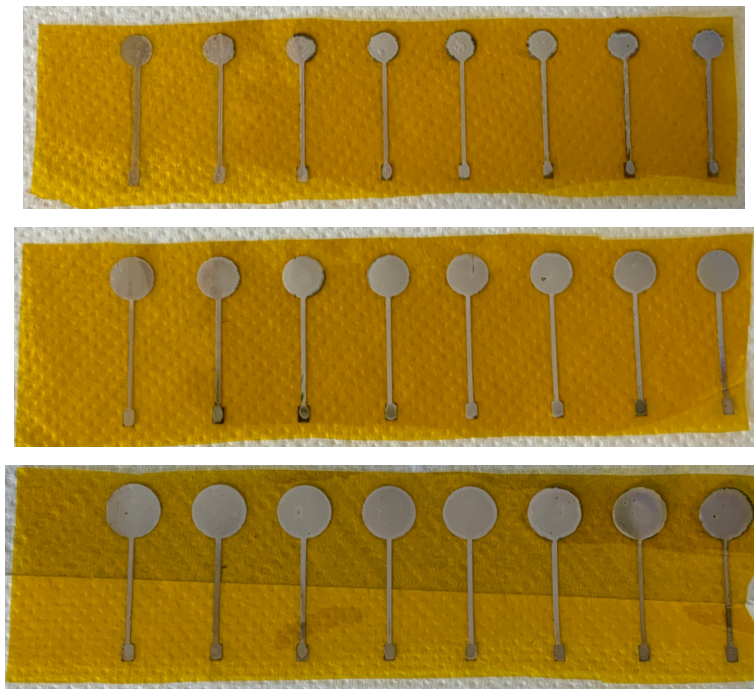


Figura 5.2

Tre matrici di elettrodi stampati di diverse dimensioni che sono stati utilizzati per il rilevamento del segnale sEMG.

Vengono utilizzati elettrodi di diverse dimensioni al fine di verificare come il segnale rilevato cambi in funzione dei sensori utilizzati e di conseguenza, quali siano i più indicati per la misurazione. La dimensione dell'elettrodo determina la tensione di rumore che viene introdotta nel segnale sEMG rilevato e l'impedenza che il sensore presenta sulla superficie.

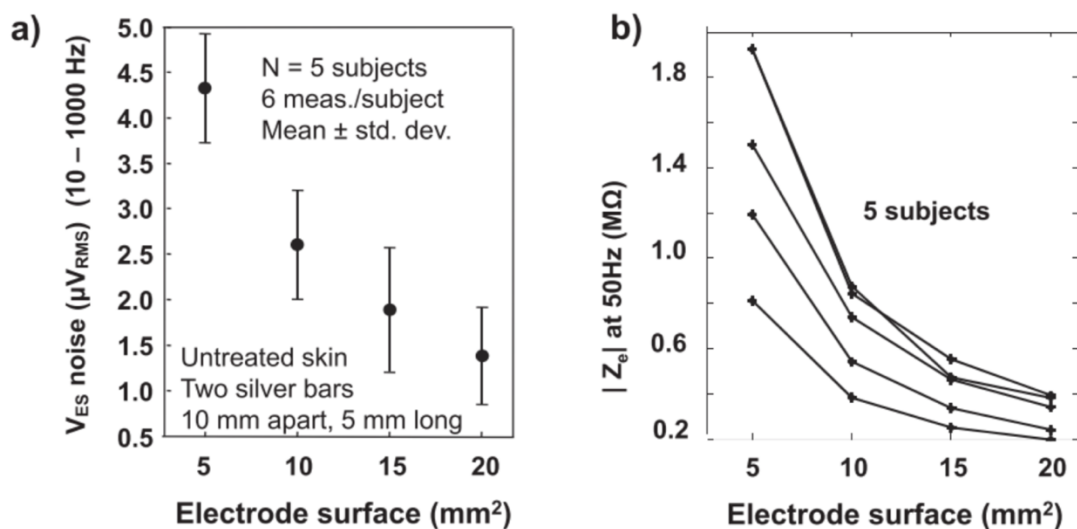


Figura 5.3

Nella figura a sinistra si può notare come la tensione di rumore rilevata diminuisca con l'aumentare della dimensione dell'elettrodo. Nella figura a destra si può notare come l'impedenza misurata, con un segnale di test a 50 Hz, sia anch'essa inversamente proporzionale alla dimensione dell'elettrodo.

Tutti gli elettrodi stampati in laboratorio presentano una resistenza intrinseca, che è misurata con l'utilizzo di un multimetro per verificare che non siano presenti ossidazioni nei punti di contatto e quindi che il segnale passi con la minor attenuazione possibile.

I dati ottenuti dalla misurazione vengono illustrati nella tabella sottostante.

<i>Dimensione elettrodi</i>	<i>Resistenza (Ohm)</i>
6 mm	1.49 ± 0.26
8 mm	1.50 ± 0.10
10 mm	2.66 ± 0.51

5.2 Architettura circuito portatile per acquisizione e trasmissione

L'architettura mostrata in *figura 5.4* è stata sviluppata per fornire 8 canali front-end con integrata la tecnologia Bluetooth Low Energy (BLE), la quale permette una comunicazione in tempo reale usando il minor numero di componenti possibili per ridurre sia l'assorbimento di energia che l'invasività del dispositivo indossabile.

È stato implementato un front-end integrato ADS1298 per segnali biopotenziali prodotto da Texas Instruments, che include un ADC a 8 canali e 24 bit con amplificatori di guadagno programmabili integrati e comunicazione seriale chip-to-chip. I compiti di controllo e comunicazione sono svolti da un microcontrollore CYBLE-222014-01 Cypress Semiconductor, il cui firmware consente una configurazione per eseguire il campionamento del segnale a 1 kHz e la sua trasmissione tramite notifiche BLE a un'unità remota. La comunicazione del sistema è stata testata ed è stato possibile raggiungere un throughput medio di 27763 B/s con una percentuale di pacchetti ricevuti correttamente superiore al 99%. Il dispositivo indossabile è stato completato con una batteria LiPo LP603450 da 1000 mAh, in grado di alimentare nominalmente il sistema per un massimo di 30 ore.

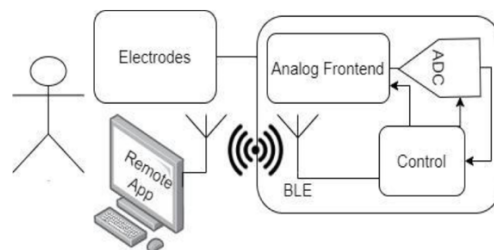


Figure 5.4

Architettura del dispositivo indossabile sviluppato.

Il dispositivo finale utilizzato per l'acquisizione del segnale è visibile in *figura 5.5*.

Si notano in alto i pin di contatto dove vengono inseriti i cavetti, collegati nell'altra estremità agli elettrodi.

Il segnale analogico viene rilevato dai sensori e giunge ai pin della scheda di acquisizione. Questa effettuerà una conversione analogico-digitale del segnale e calcolerà la differenza di potenziale rilevata su coppie di elettrodi.

Il segnale ottenuto verrà inviato in output utilizzando la tecnologia *Bluetooth Low Energy* mostrando così otto canali contenenti i valori dei vari potenziali calcolati.

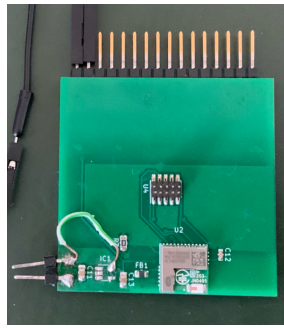


Figure 5.5

Dispositivo utilizzato per l'acquisizione del segnale.

Lo schema elettrico risultante dall'applicazione degli elettrodi sulla pelle è visibile in *figura 5.6*.

Si può notare anche la presenza di un gel, questo perché gli elettrodi superficiali possono essere *dry* (asciutti) oppure *wet* (umidi). Nel primo caso c'è una maggiore facilità e velocità nella fase di applicazione e non viene richiesto l'utilizzo di alcun gel.

I problemi maggiori per questa tipologia sono la durata limitata, poiché l'adesione alla pelle può ridursi nel tempo, la maggiore impedenza di contatto e la maggiore influenza degli artefatti dovuti a movimenti o interferenze di rete.

Gli elettrodi *wet*, d'altra parte, grazie all'utilizzo del gel elettroconduttivo, offrono una migliore conducibilità elettrica e sono adatti a registrazioni di lunga durata. In questo caso la complicità maggiore è dovuta all'utilizzo del gel poiché va applicato correttamente, in soggetti non allergici.

Gli elettrodi utilizzati in questo studio sono di tipo *dry*, nello schema di *figura 5.6* possiamo quindi considerare l'impedenza introdotta dal gel come quella introdotta da impurità presente tra pelle ed elettrodi, come sudore e sporcizia.

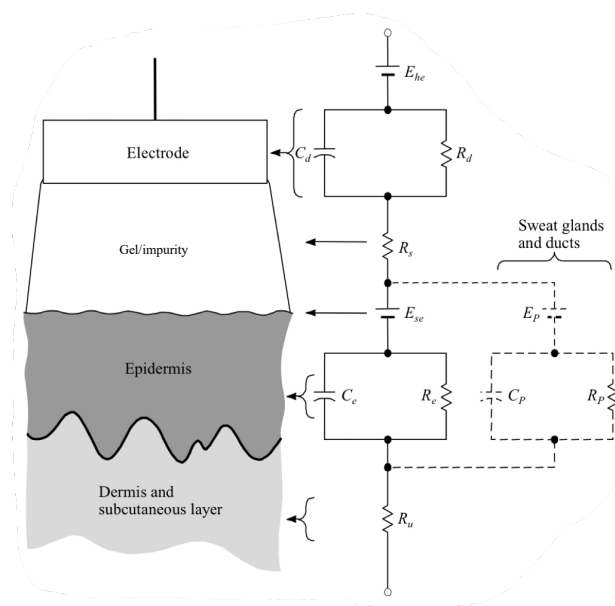


Figura 5.6

Schema elettrico equivalente ottenuto con il posizionamento degli elettrodi sulla pelle.

Le matrici di elettrodi sono cablate con cavetti in alluminio ricoperto di rame, di lunghezza circa 15 cm.

I cavetti sono stati posti in modo tale da avere una estremità a contatto con la parte conduttiva finale dell'elettrodo e l'altra estremità libera per poter essere inserita nei pin del dispositivo di acquisizione. Infine, i punti di contatto sono stati isolati tramite l'utilizzo di nastro isolante.

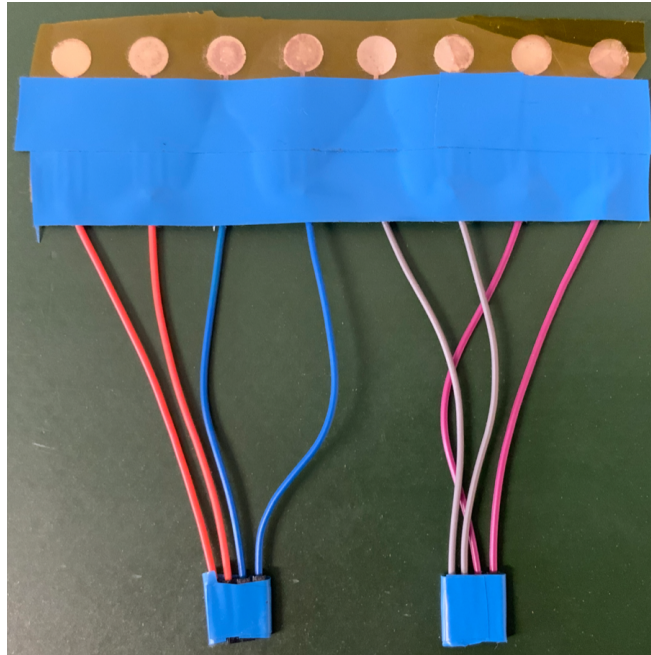


Figura 5.7

Cablaggio elettrodi per rilevazione.

Per poter ricevere i dati inviati dalla scheda di acquisizione tramite BLE, viene utilizzato l'applicativo *CySmart 1.3*. Questo software consente di instaurare una connessione Bluetooth tra il computer in cui è attivo e un altro dispositivo, nel presente caso la scheda di acquisizione.

Effettuato il collegamento, viene inserito il codice che funge da trigger di avvio per l'acquisizione del segnale, che in questo caso è 0001.

Al termine della misurazione, il file contenente i segnali misurati viene salvato con estensione .log; è necessario quindi effettuare una conversione per ottenere un file di tipo .csv che contenga tutti i valori rilevati, così che possano essere utilizzati facilmente all'interno di software come MATLAB.

5.3 Protocollo di acquisizione di segnali EMG

L'acquisizione dei segnali elettromiografici è eseguita su quattro soggetti e viene effettuata seguendo una scaletta standard, definita a priori, in modo tale che i risultati ottenuti possano essere comparati con più facilità.

I soggetti su cui viene rilevato il segnale EMG sono di età e sesso diverso, due uomini e due donne di età tra i venti e i trenta anni circa.

Il segnale che si è deciso di rilevare è quello generato dalla contrazione del bicipite brachiale.

Dopo aver spalmato uno strato sottile di crema per migliorare l'aderenza, la matrice di elettrodi è stata posizionata sul muscolo seguendo le indicazioni fornite dal progetto europeo SENIAM. In particolare, i sensori devono essere posti sulla linea immaginaria che congiunge l'acromion mediale alla fossa cubitale, a 1/3 da questa.

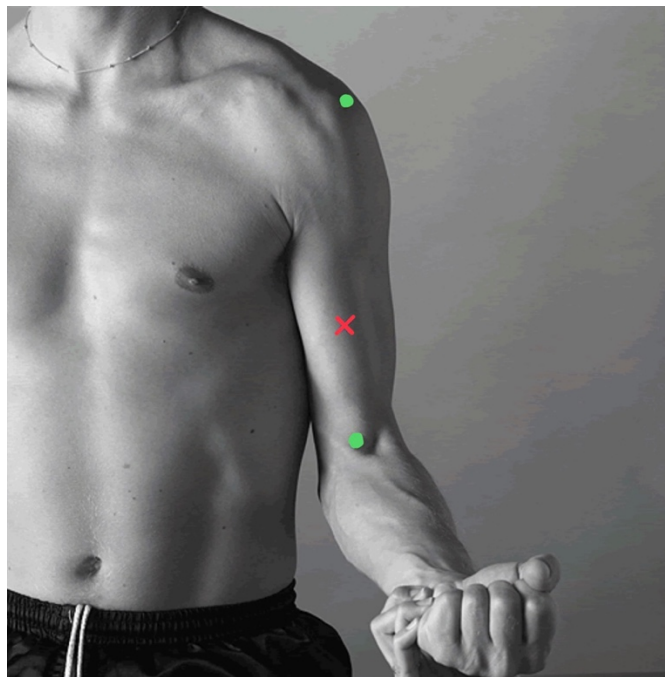


Figura 5.8

I due punti verdi indicano l'acromion mediale (in alto) e la fossa cubitale (in basso).

La crocetta in rosso identifica il punto centrale di applicazione degli elettrodi.

Una volta posizionati i sensori e averli fissati correttamente in modo tale che si muovano il meno possibile durante il test, si inizia la procedura di rilevazione.

La contrazione del bicipite è stata ottenuta tenendo il braccio piegato a 90° e spingendo con la mano come a sollevare un tavolo.

Dopo aver predisposto tutto il materiale utile per il rilevamento e aver collegato il dispositivo di acquisizione all'applicativo software, CySmart, può avere inizio la procedura di rilevazione utilizzando la prima matrice di elettrodi.

Per tutte le acquisizioni si è posta attenzione a seguire un protocollo standardizzato.

Per i primi dieci secondi il soggetto deve tenere il muscolo in uno stato di rilassamento.

A seguire, viene effettuata la prima contrazione della durata di cinque secondi, a cui segue una fase di rilassamento di trenta secondi prima della contrazione successiva, in modo tale da riacquisire la forza necessaria. Questo processo viene ripetuto per cinque volte per ognuno dei quattro soggetti in esame.

Infine, viene ripetuta tutta la procedura di acquisizione utilizzando le altre due matrici di elettrodi di diversa dimensione.

6. Problematiche ed errori relativi all'acquisizione

Nel corso dello studio sono emersi diversi ostacoli sia legati all'apparato strumentale utilizzato per il monitoraggio biologico, sia dovuti a fattori intrinseci legati all'esecuzione delle analisi di elettromiografia. L'insorgenza di errori derivanti da tali problematiche comporta l'alterazione del segnale effettivo e l'introduzione di disturbi al suo interno. Al fine di evitare l'aggiunta di componenti rumorose al segnale reale, diventa essenziale comprendere le potenziali difficoltà che potrebbero sorgere e gestirle con competenza.

6.1 Problematiche relative alla strumentazione

Gran parte dei componenti della strumentazione utilizzata nel corso di questo studio può andare a contribuire alla comparsa di errori. Tra questi, rivestono particolare importanza i sensori, poiché essi sono responsabili del rilevamento del segnale effettivo insieme alle possibili interferenze che possono manifestarsi.

6.1.1 Errori introdotti dagli elettrodi

Gli elettrodi in argento impiegati in questo studio per l'elettromiografia possono causare una serie di errori. Tra le problematiche più comuni vi è l'usura degli elettrodi stessi. Infatti, nel caso in cui i sensori siano ossidati o si verificano danni ai contatti, potrebbero presentare una maggiore resistenza al segnale in ingresso, provocandone un'attenuazione superiore. Al fine di prevenire l'insorgenza di tale questione, risulta opportuno verificare l'integrità di tutti gli elettrodi e accertarsi che non siano presenti evidenti segni di ossidazione. Inoltre, è possibile misurare la loro resistenza a vuoto per accertarsi che il valore non sia eccessivamente elevato.



Figura 6.1

A destra si può notare, dal colore più scuro in alto e nella parte centrale, come il sensore comincia ad ossidarsi.

Inoltre, dopo aver eseguito il cablaggio degli elettrodi, può essere utile controllare i valori di resistenza generata tra la parte superiore del sensore e la parte terminale del cavo al fine di verificare che il collegamento sia eseguito correttamente e che il segnale passi con meno attenuazione possibile.

6.1.2 Errori introdotti dal dispositivo di acquisizione

Attraverso la rete di distribuzione, l'energia elettrica viene trasportata utilizzando la corrente alternata (AC). Una delle sue caratteristiche fondamentali è la frequenza del suo andamento sinusoidale, che all'interno della rete elettrica mantiene un valore costante di 50 Hz. Questa informazione è di rilevanza notevole, poiché l'uso di strumentazione connessa alla rete può introdurre interferenze a questa specifica frequenza.

Il dispositivo di acquisizione utilizzato in questo studio viene alimentato con una batteria LiPo. Nonostante non ci sia un collegamento fisico con la rete di alimentazione, la presenza di reti di cavi conduttori di distribuzione nelle vicinanze, nei quali viene trasmessa tensione alternata a 50 Hz, può andare ad accoppiarsi con gli elettrodi introducendo un disturbo nel segnale a questa specifica frequenza e alle sue armoniche.

Inoltre, anche la comunicazione Bluetooth può essere influenzata da questo errore perché, anche se la tecnologia BLE non opera direttamente a 50 Hz, potrebbe ancora essere soggetta ad altre interferenze elettromagnetiche provenienti da fonti esterne, inficiando la qualità di propagazione del segnale.

Per affrontare questo problema, si potrebbe optare per la schermatura del dispositivo per ridurre la cattura di onde elettromagnetiche dall'ambiente circostante. Tuttavia, la presenza della tecnologia BLE limita la possibilità di una schermatura completa, poiché, ad esempio, l'uso di una schermatura in alluminio potrebbe ostacolare il segnale Bluetooth e impedire la comunicazione.

Per mitigare gli errori dovuti alla rete e possibili interferenze durante l'uso della tecnologia BLE, si consiglia di effettuare le misurazioni del segnale elettromiografico in un'area con meno apparecchiature elettriche operative. Inoltre, l'ideale sarebbe una stanza con pareti schermanti per isolare il segnale dagli influssi esterni.

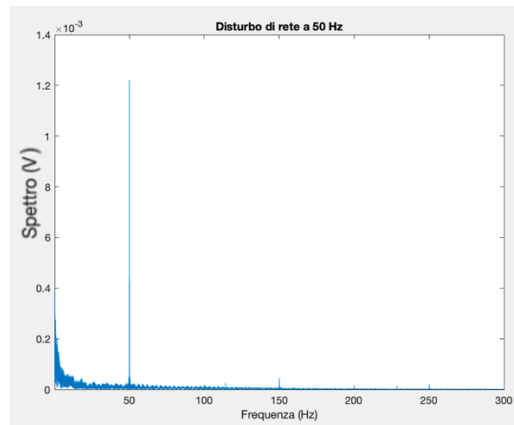


Figura 6.2

Spettro di un tipico segnale elettromiografico con il disturbo di rete a 50 Hz.

Inoltre, se all'interno della scheda di acquisizione ci sono contatti non perfettamente saldati, può succedere che il segnale subisca un'attenuazione e che si aggiunga un'interferenza. Per evitare questo problema è necessario verificare prima del rilevamento del segnale che tutti i collegamenti all'interno della scheda di acquisizione siano in buono stato.

6.2 Crosstalk

Il *crosstalk* nell'elettromiogramma di superficie (sEMG) è definito come il segnale registrato dagli elettrodi posizionati sulla pelle sopra un muscolo di interesse (definito muscolo bersaglio), ma prodotto da un altro.

Ciò avviene perché il segnale elettrico generato durante la contrazione muscolare si diffonde attraverso i tessuti corporei circostanti, tra cui la pelle, i tessuti adiposi e i vasi sanguigni. Questi tessuti agiscono da conduttori elettrici, trasmettendo il segnale da un muscolo all'altro e creando un accoppiamento elettrico tra di loro.

Il fenomeno del crosstalk può porre dei limiti a diverse applicazioni dell'sEMG in cui sono necessarie informazioni selettive su un muscolo specifico. L'effetto dannoso di questo fenomeno è stato individuato nelle seguenti applicazioni: coordinazione muscolare, controllo delle protesi, analisi dell'andatura, ergonomia per la valutazione dei compiti e dei riflessi. Sono stati identificati diversi fattori responsabili dell'aumento del fenomeno del crosstalk. Tra questi, l'incremento dello strato sottocutaneo contribuisce significativamente, insieme alla posizione relativa degli elettrodi e delle sorgenti del segnale. Un ulteriore fattore che influenza il crosstalk è la dimensione dei sensori che vengono posizionati sulla pelle: maggiore è la loro dimensione, maggiore è la superficie di contatto con la pelle e per questo motivo possono essere catturati segnali da più muscoli adiacenti.

Per ridurre l'effetto del crosstalk nell'EMG, è fondamentale selezionare degli elettrodi di dimensione corretta e posizionarli con attenzione, cercando di minimizzare l'interferenza da muscoli adiacenti. Inoltre, l'uso di filtri adeguati durante l'analisi del segnale elettromiografico può contribuire a isolare meglio l'attività di un singolo muscolo e ridurre l'effetto del crosstalk.

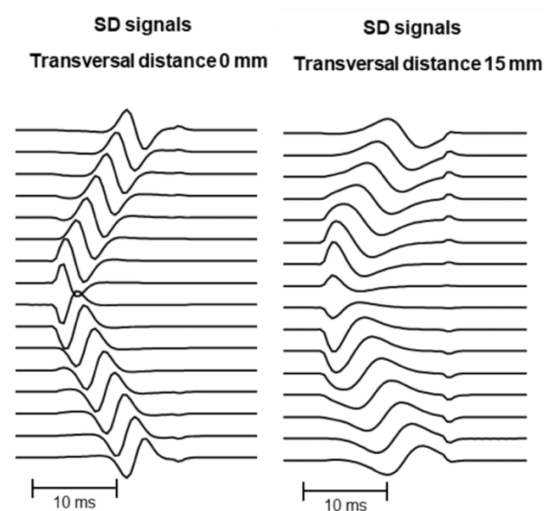


Figura 6.3

Differenza di potenziale singola (SD) rilevata a sinistra sotto l'elettrodo. A destra invece si rileva la SD di una fibra a una distanza trasversale di 15 mm dall'array di rilevamento.

6.3 Problematiche relative alla modalità di acquisizione

Oltre agli errori potenziali legati ai componenti della strumentazione di rilevamento, esistono altre fonti di errore che possono manifestarsi in modo casuale durante la registrazione dei segnali sEMG. I sensori utilizzati per il rilevamento del segnale sono appoggiati sopra al muscolo di interesse. Questo fa sì che tutti i movimenti, volontari e involontari, che un soggetto può compiere possano andare a creare delle interferenze e falsare il segnale reale misurato.

In aggiunta, l'accuratezza del posizionamento degli elettrodi gioca un ruolo cruciale nella comparsa di errori. Se i sensori vengono collocati in posizioni errate sui soggetti in esame, c'è il rischio di rilevare un segnale alterato, soprattutto a causa di fenomeni di crosstalk, come spiegato in precedenza. Da non sottovalutare è anche il rispetto delle tempistiche durante le fasi di contrazione muscolare e riposo. Se il soggetto non rispettasse i tempi previsti per queste azioni, i dati risultanti potrebbero essere difficili da confrontare con altre misurazioni.

Per mitigare queste fonti di errore, è fondamentale adottare uno schema standardizzato per il posizionamento dei sensori, i movimenti da eseguire e le tempistiche da seguire durante la registrazione. Questo approccio aiuta a garantire che i dati raccolti siano affidabili e comparabili tra diverse misurazioni.

7. Tecniche di elaborazione dei dati e filtraggio con MATLAB

Per l'elaborazione dei dati è stato utilizzato il software MATLAB. Questo è un applicativo di programmazione e analisi numerica che viene utilizzato in campi come la scienza e l'ingegneria. È noto per la sua capacità di manipolare matrici, risolvere equazioni, creare grafici e analizzare dati. MATLAB offre anche un ambiente di sviluppo completo con librerie specializzate e strumenti di visualizzazione. È una scelta popolare per la ricerca e la prototipazione rapida grazie alla sua semplicità d'uso e alle sue potenti capacità numeriche.

Inoltre, MATLAB è anche il nome del linguaggio di programmazione che viene utilizzato all'interno dell'omonimo software.

I dati delle rilevazioni ricevuti sul computer vengono salvati dall'applicativo *CySmart* con il formato .log.

Viene utilizzato un programma scritto in *python* per effettuare la conversione e ottenere un file .csv così da poter elaborare più facilmente i dati in MATLAB.

7.1 Tecniche di elaborazione

Vengono utilizzate diverse tecniche per l'elaborazione e la visualizzazione del segnale.

Innanzitutto, dopo averlo importato all'interno dell'ambiente di sviluppo MATLAB, il segnale viene tagliato per eliminare i primi dieci secondi in cui non viene effettuata la contrazione.

Successivamente, vengono impiegate le funzioni di MATLAB per presentare in una singola finestra le quattro differenze di potenziale rilevate, con i loro rispettivi *envelope* sovrapposti. Quest'ultimo rappresenta la traccia che identifica i massimi valori di ampiezza del segnale nel corso del tempo, evidenziando in tal modo il profilo generale del segnale e la dinamica della sua variazione di ampiezza nel tempo.

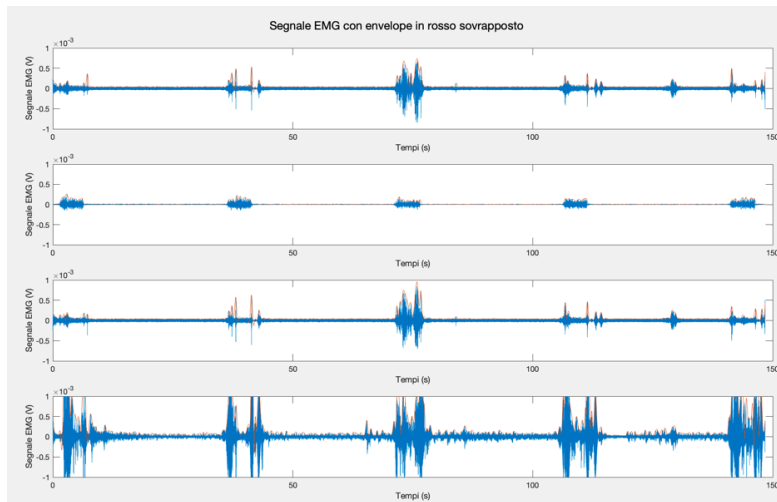


Figura 7.1

Quattro differenze di potenziale visualizzate all'interno di una finestra. In rosso si nota l'envelope dei quattro segnali sovrapposto al segnale EMG rilevato. Come si vede questa rappresentazione può risultare comoda per un confronto tra i vari segnali misurati.

Un'altra tecnica di elaborazione che viene utilizzata nel corso di questo studio consiste nella visualizzazione dello *spettro di ampiezza*.

Nel campo dell'elaborazione del segnale, lo spettro di ampiezza è una rappresentazione delle diverse componenti di frequenza presenti in un segnale e può fornire informazioni preziose sulla sua composizione e sulle caratteristiche spettrali mostrando le frequenze dominanti all'interno di un segnale. Questa tecnica coinvolge l'applicazione della trasformata di Fourier (FFT) al segnale, seguita dalla normalizzazione per la lunghezza del segnale utilizzato.

Viene utilizzato solo metà del segnale ottenuto per le proprietà di simmetria della FFT.

Viene quindi visualizzato il grafico dello spettro di ampiezza dei segnali all'interno della stessa finestra. Questo tipo di visualizzazione permette di identificare facilmente disturbi dovuti alla rete elettrica o a componenti che causano interferenze fisse a una determinata frequenza, come il respiro o il battito cardiaco.

In seguito, si vede la sequenza di codice utilizzata per eseguire la tecnica discussa in MATLAB.

```

N = length(tempi);
figure(3);
f_FN = [0:N/2-1]*Fs/N; %frequenze
for i=1:4
    emgCanaliFourier(:,i) = fft(emgCanali(:,i));
    s = 2*abs(emgCanaliFourier(:,i))/N;
    subplot(4,1,i);
    plot(f_FN, s(1:N/2));
    xlabel("Frequenza (Hz)");
    ylabel("Spettro (V)");
end
sgtitle("Spettri di ampiezze");

```

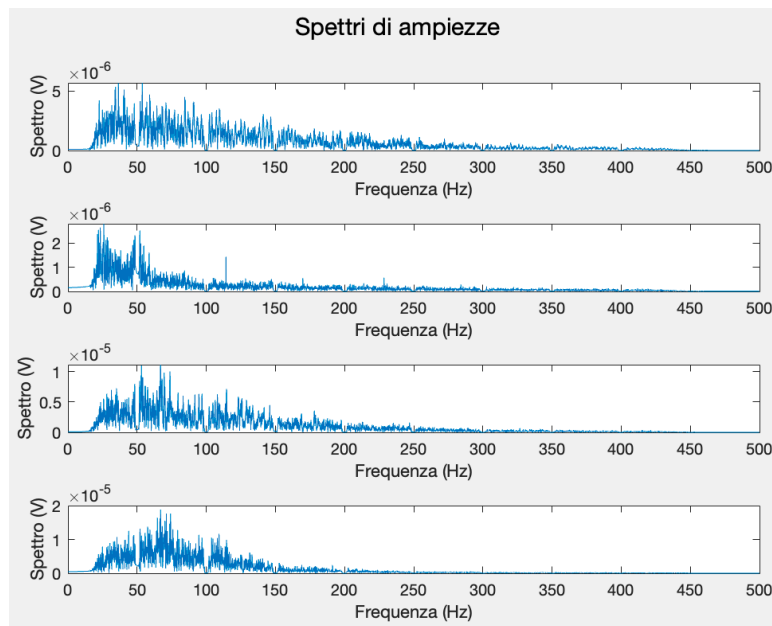


Figura 7.2

Codice MATLAB e spettro di ampiezza ottenuto dei quattro segnali rilevati come differenza di potenziale. Si nota che il secondo canale ha una componente dello spettro intorno a 50 Hz, che è il disturbo introdotto dalla rete elettrica di cui si è parlato ampiamente nel paragrafo in precedenza.

7.1.1 Parametri utili

Oltre all'*envelope* e allo *spettro di ampiezza* visti precedentemente, ci sono altre caratteristiche significative che possono essere ricavate nel dominio del tempo e della frequenza.

Nel dominio del tempo un altro parametro importante è il *root mean square (RMS)*.

Il valore RMS viene calcolato per una funzione continua con la formula:

$$x_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T [x(t)]^2 dt}.$$

I segnali che salviamo e utilizziamo in MATLAB sono segnali discreti; quindi, in questo caso per calcolare il valore RMS viene utilizzata la formula:

$$x_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2}$$

All'interno di MATLAB per effettuare il calcolo è sufficiente utilizzare la funzione built-in *rms(x)*. Il calcolo del valore RMS dell'EMG consente di ottenere una stima dell'ampiezza media del segnale EMG, che può riflettere l'intensità dell'attività muscolare durante un periodo di tempo specifico.

Questo parametro viene spesso utilizzato per effettuare un'analisi dell'attività muscolare e una diagnosi clinica in caso di patologie, valutare la fatica muscolare e regolare l'output durante il controllo di protesi e dispositivi medici.

Un altro parametro importante nel dominio del tempo è la *varianza*, che misura quanto i valori si allontanano dalla loro media. Essa offre un'indicazione della variabilità dell'attività muscolare nel tempo. Una varianza più elevata indica una maggiore fluttuazione nell'attività muscolare, mentre una varianza più bassa suggerisce una maggiore stabilità. Questo parametro è utile poiché permette di valutare differenze nell'attività delle unità motorie a seconda del contesto.

Nel dominio delle frequenze, un parametro importante è la frequenza media. Questa viene calcolata moltiplicando ciascun valore dello spettro EMG per la corrispondente frequenza, e poi dividendo la somma di questi prodotti per la somma totale della potenza spettrale. La media delle frequenze nell'EMG offre un'idea generale delle frequenze predominanti nell'attività muscolare. È utile per valutare la velocità dell'attività muscolare, rilevare anomalie, monitorare la fatica, studiare l'adattamento muscolare e supportare diagnosi mediche.

La *mediana* (MDF) è la frequenza alla quale la potenza spettrale dell'EMG viene divisa in due regioni di uguale ampiezza. La mediana è anche definita come metà della potenza totale:

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j$$

Questo parametro può essere usato come alternativa alla media aritmetica poiché è meno influenzato dai valori anomali. È utile per valutare l'attività muscolare predominante, monitorare la fatica, individuare condizioni patologiche e studiare l'adattamento muscolare.

7.2 Tecniche di filtraggio del segnale

Nel campo dell'elaborazione del segnale è di fondamentale importanza l'utilizzo di tecniche di filtraggio. Un filtro è un sistema, algoritmo o metodo per il processamento dei segnali, realizzato con hardware (analogico) o software (digitale) usato per modificare un segnale in una particolare maniera. Spesso vengono utilizzati per rimuovere o ridurre componenti di un segnale non desiderate, come rumore o artefatti.

7.2.1 Filtraggio con filtri digitali

In base a cosa si vuole eliminare o modificare all'interno del segnale di interesse, esistono diverse tipologie di filtri:

- *Filtro passa basso*: consente il passaggio delle componenti a bassa frequenza di un segnale, mentre attenua o blocca le componenti a frequenza superiore alla soglia desiderata, chiamata frequenza di taglio.
- *Filtro passa alto*: consente il passaggio delle componenti ad alta frequenza di un segnale, mentre attenua o blocca le componenti a frequenza inferiore alla soglia desiderata, detta frequenza di taglio.
- *Filtro passa banda*: permette il passaggio delle frequenze che rientrano nell'intervallo specificato e riduce gradualmente l'ampiezza delle frequenze sia al di sotto che al di sopra di tale intervallo.
- *Filtro elimina banda (notch filter)*: riduce l'ampiezza delle frequenze all'interno della banda che vogliamo eliminare e mantiene invariata o attenua solo leggermente l'ampiezza delle frequenze al di fuori di tale banda.

Le principali caratteristiche dei filtri sono:

- *Banda passante*: intervallo di frequenze per cui vale la condizione di non distorsione, quindi dove il guadagno è costante.
- *Banda di attenuazione*: è il range di frequenze nelle quali il segnale viene attenuato.
- *Banda di transizione*: è la regione tra la banda passante e la banda di attenuazione. In questa regione, l'ampiezza delle frequenze dei segnali subisce una transizione graduale tra le frequenze che il filtro lascia passare e quelle che attenua.
- *Ordine del filtro*: indica quanti componenti di risposta all'impulso sono coinvolti nel determinare il comportamento del filtro. Un ordine più alto può significare una transizione più ripida tra le diverse regioni di frequenza, ma può anche aumentare la complessità del filtro.

Ci sono diverse modalità per poter creare e applicare questi filtri. Una di queste consiste nell'utilizzo dei *filtri Butterworth*.

Un filtro Butterworth è progettato per avere una risposta in frequenza il più piatta possibile nella banda passante. Ciò significa che l'ampiezza delle frequenze all'interno della banda passante è il più uniforme possibile, senza oscillazioni o picchi. I filtri Butterworth appartengono alla categoria dei filtri di risposta in frequenza costante, il che significa che la risposta in frequenza è indipendente dal guadagno del filtro.

Un filtro Butterworth è caratterizzato da una transizione graduale tra la *banda passante* e la *banda di attenuazione*. Questo implica che la pendenza di attenuazione è meno ripida rispetto ad altri tipi di filtri, ma offre il vantaggio di una risposta in frequenza piatta all'interno della banda passante.

L'ordine di un filtro Butterworth influisce sulla pendenza di attenuazione della sua banda di transizione. Un filtro di ordine superiore avrà una transizione più rapida tra la banda passante e la banda di attenuazione, mentre un filtro di ordine inferiore avrà una transizione più graduale. La scelta dell'ordine dipende dalle esigenze specifiche dell'applicazione.

I filtri Butterworth richiedono una complessità maggiore rispetto ad altri per la realizzazione e un numero più alto di componenti. Sono spesso utilizzati in applicazioni in cui è importante avere una risposta in frequenza piatta, come la misurazione e la diagnostica. Sono anche utilizzati in applicazioni in cui è importante avere una risposta in frequenza costante, come il controllo di processo e la trasmissione di dati.

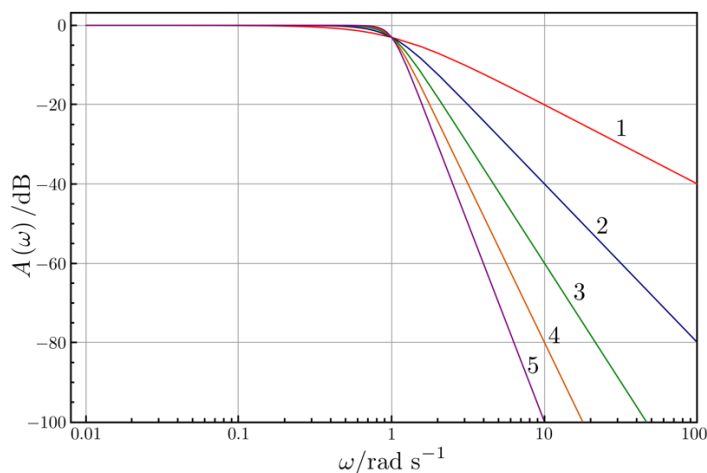


Figura 7.3

Il numero indica l'ordine del filtro passa basso preso in considerazione. Si può notare graficamente che maggiore è l'ordine del filtro e maggiore sarà la pendenza di attenuazione.

Nel corso di questo studio vengono utilizzati filtri Butterworth per l'implementazione di un filtro *passa alto*, *passa basso* e *notch*.

Quest'ultimo viene utilizzato per eliminare tutte le armoniche a 50 Hz per limitare l'interferenza dovuta alla rete.

```

%%Filtraggio a 50 Hz
Fn = Fs/2; % Frequenza di Nyquist (Hz)
Wp = [48.5 51.5]/Fn; %Banda di attenuazione normalizzata
Ws = [47 53]/Fn; %Fine banda di transizione

Rp = 3; % Ripple in banda passante
Rs = 20; % Ripple in banda attenuata
[n,Wn] = buttord(Wp, Ws, Rp, Rs); %calcolo ordine n e frequenza di cutoff Wn (in rad)
[b,a] = butter(n,Wn,'stop'); % calcolo poli e zeri per applicare il filtro
segnaleFiltrato = filtfilt(b, a, segnaleFiltrato); %applico il filtro

%%Filtraggio di tutte le armoniche di 50 Hz fino ai 450 Hz
for i=2:9
    Wp = [48.5+(50*(i-1)) 51.5+(50*(i-1))]/Fn;
    Ws = [47+(50*(i-1)) 53+(50*(i-1))]/Fn;
    Rp = 3;
    Rs = 20;
    [n,Wn] = buttord(Wp, Ws, Rp, Rs);
    [b,a] = butter(n,Wn,'stop');
    segnaleFiltrato = filtfilt(b, a, segnaleFiltrato);
end

```

Figura 7.4

Codice commentato scritto in MATLAB per la creazione del filtro notch per le armoniche a 50 Hz.

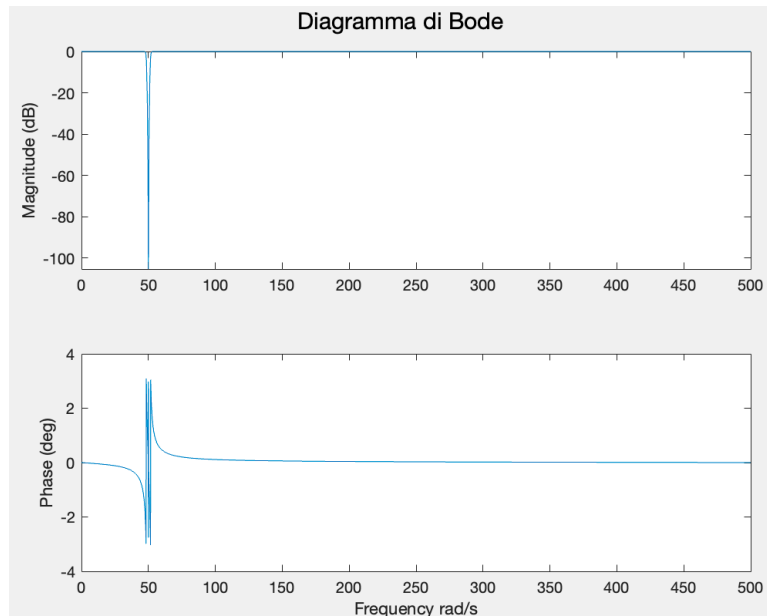


Figura 7.5

Diagramma di Bode del filtro notch a 50 Hz. Si può notare quindi in alto il modulo (dB) e in basso la fase (deg) del filtro.

Per creare i filtri passa basso e passa alto, si utilizza lo stesso codice visibile in *figura 7.4* cambiando le frequenze e specificando *low* e *high* al posto di *stop* nella funzione *butter*.

Nel caso del filtro passa alto, viene utilizzata come frequenza di taglio 20 Hz. La banda tra 0 Hz e questa frequenza viene definita come *intrinsecamente instabile* perché la maggior parte delle componenti che si trovano in questa banda sono dovute ad artefatti di movimento e ad interferenze dell'attivazione neurale.

```

Fn = Fs/2; % Frequenza di Nyquist
Wp = 20/Fn; % Banda passante normalizzata
Ws = 15/Fn; % Banda di attenuazione normalizzata
Rp = 3; % Ripple in banda passante
Rs = 20; % Ripple in banda di attenuazione
[n,Wn] = buttord(Wp, Ws, Rp, Rs);
[b,a] = butter(n,Wn,'high');
segnaleFiltrato = filtfilt(b, a, segnaleOriginaleEMG);

```

Figura 7.6

Codice MATLAB per eseguire il filtro passa alto.

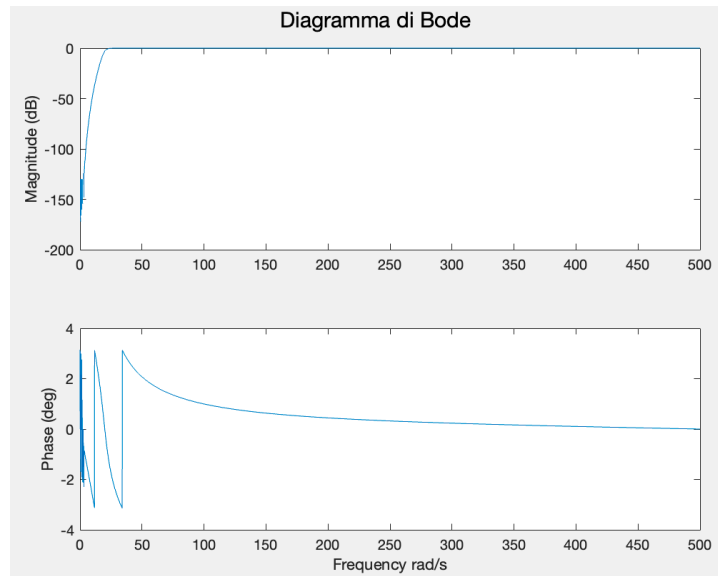


Figura 7.7

Diagramma di Bode del filtro passa alto. In alto si nota il modulo (dB) e in basso la fase (deg) del filtro.

```

%% Filtro passa-basso a 400 Hz

```

```

Wp = 450/Fn;
Ws = 400/Fn;
Rp = 3;
Rs = 20;
[n,Wn] = buttord(Wp, Ws, Rp, Rs);
[b,a] = butter(n,Wn,'low');
segnaleFiltrato = filtfilt(b, a, segnaleFiltrato);

```

Figura 7.8

Codice MATLAB per eseguire il filtro passa basso.

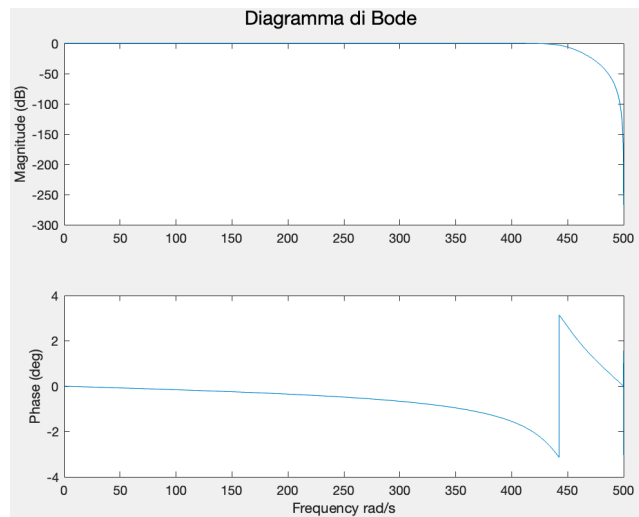


Figura 7.9

Diagramma di Bode del filtro passa basso. In alto si nota il modulo (dB) e in basso la fase (deg) del filtro.

I tre filtri di Butterworth utilizzati nel corso di questo studio vengono raggruppati all'interno di una singola funzione MATLAB ed applicati ai segnali EMG dei quattro soggetti allo stesso modo.

Così facendo il filtraggio che viene eseguito è comparabile ed oggettivo.

7.2.2 Tecniche di filtraggio alternative: PCA, ICA e EMD

Esistono tecniche di elaborazione più avanzate per poter filtrare il segnale.

La *Principal Component Analysis* (PCA) è una tecnica classica nell'ambito dell'analisi dei dati.

Il suo obiettivo principale è quello di identificare le direzioni ortogonali di massima varianza all'interno di uno spazio multidimensionale definito dalle variabili originali. In altre parole, la PCA cerca di catturare la massima quantità di informazioni possibili da un set di dati complesso, proiettandolo su un nuovo sistema di coordinate definito da queste direzioni.

Questa tecnica si basa sul concetto che la variazione nei dati riflette la struttura sottostante e può essere misurata attraverso la matrice di varianza-covarianza. La PCA sfrutta queste statistiche di secondo ordine per calcolare i vettori di caricamento (loadings), che definiscono le direzioni dei nuovi assi nel nuovo sistema di coordinate. Questi vettori rappresentano le combinazioni lineari delle variabili originali che massimizzano la varianza dei dati proiettati su di essi.

Inoltre, la PCA calcola anche le coordinate degli individui del dataset su queste nuove direzioni, note come *scores*. Queste coordinate rappresentano la posizione di ciascun individuo nel nuovo spazio delle componenti principali, permettendo di ridurre la dimensionalità del dataset originale e mantenendo al contempo le informazioni più significative.

L'*Independent Component Analysis* (ICA) è un metodo probabilistico, il cui obiettivo è estrarre segnali componenti sottostanti, massimamente indipendenti e non gaussiani, da segnali osservati misti. A differenza di altri metodi di analisi, l'ICA si basa sulla nozione che le sorgenti sottostanti possano essere recuperate attraverso la loro indipendenza statistica, piuttosto che attraverso la semplice varianza o covarianza. Questo rende l'ICA particolarmente utile quando si tratta di separare sorgenti complesse che possono essere sovrapposte in modo intricato all'interno dei segnali osservati. Nel processo di estrazione, l'ICA cerca di scomporre i segnali osservati in modo da ottenere una rappresentazione delle sorgenti originali, riducendo al minimo l'effetto del rumore e delle interferenze presenti nei dati.

La *Empirical Mode Decomposition* (EMD), è un metodo di analisi dei segnali che mira a scomporre un segnale complesso in componenti più semplici chiamate *funzioni intrinseche di modalità* (IMF). Queste IMF rappresentano diverse scale di variazione presenti nel segnale, catturando dettagli a diverse frequenze.

L'EMD è particolarmente adatto per segnali non stazionari, che cambiano nel tempo o nello spazio. Funziona attraverso un processo iterativo in cui si estraggono le IMF dal segnale originale. Questa estrazione avviene attraverso un criterio basato sulla località e sulla frequenza, consentendo di isolare le diverse componenti del segnale. Le IMF risultanti rappresentano componenti oscillanti o transitorie che riflettono le variazioni del segnale a diverse scale.

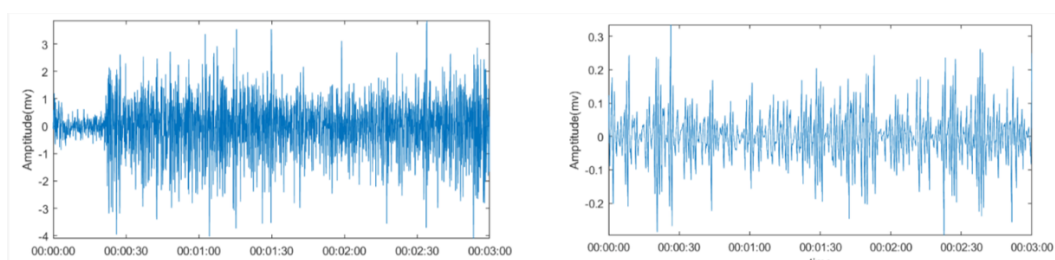


Figura 7.10

Esempio di filtraggio effettuato con PCA. A sinistra si nota il segnale elettromiografico contenente il rumore, a destra il segnale risultante dal filtraggio.

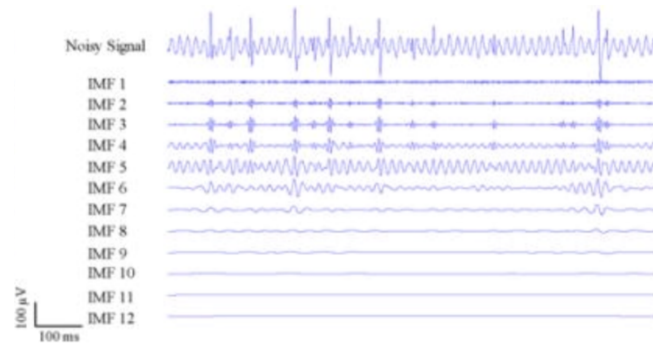


Figura 7.11

Decomposizione del segnale utilizzando la EMD. Si possono notare le varie funzioni intrinseche di modalità ottenute.

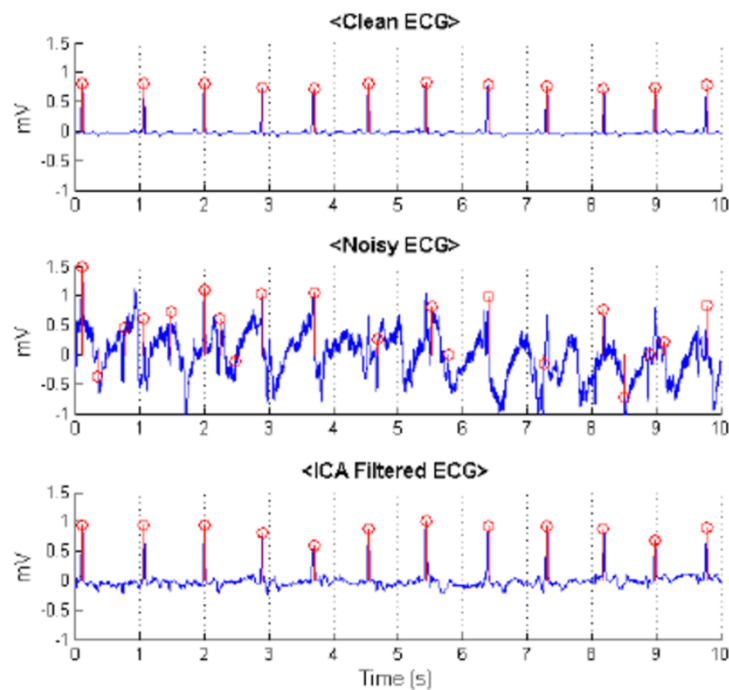


Figura 7.12

In questa figura si può notare l'utilizzo della tecnica di Independent Component Analysis per effettuare il filtraggio di un segnale elettrocardiografico.

7.3 Descrizione dei risultati ottenuti

Lo studio eseguito ha come obiettivo quello di verificare se gli elettrodi utilizzati siano efficaci nel rilevamento del segnale superficiale elettromiografico e quale sia la geometria migliore di sensori stampati per rilevare il segnale EMG in corrispondenza del muscolo *bicipite brachiale*.

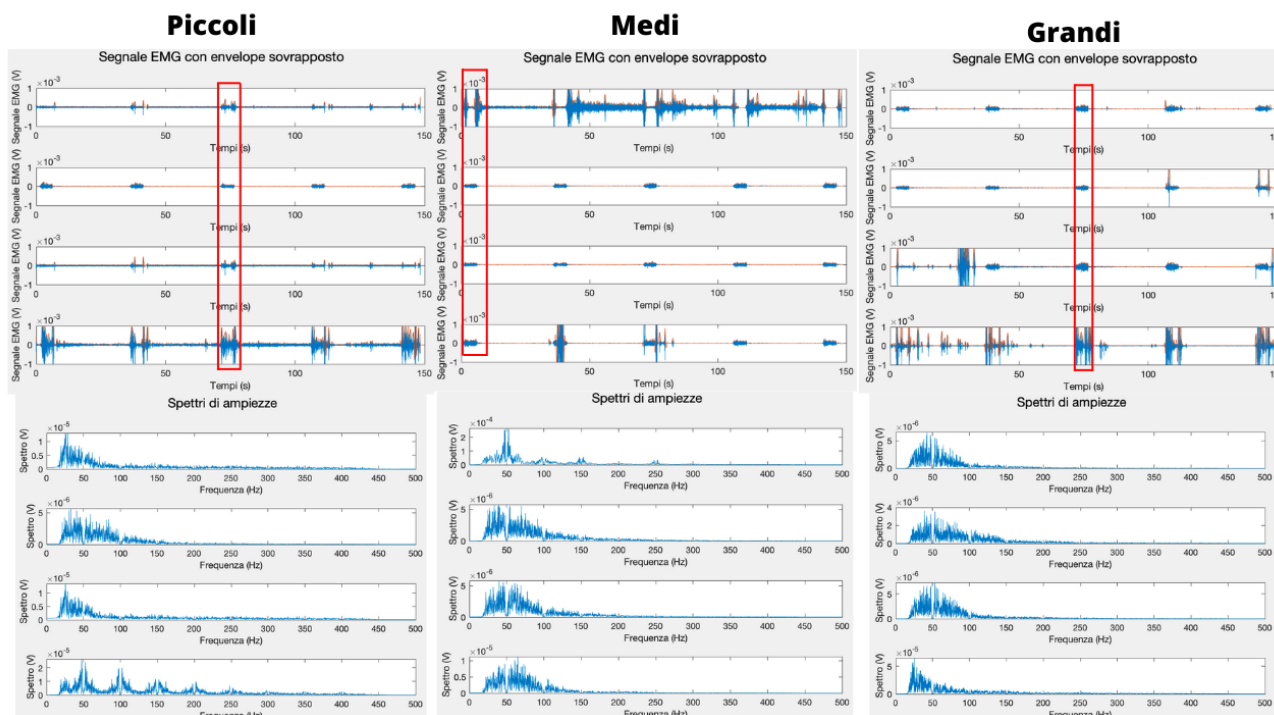
In seguito ad aver elencato nel paragrafo precedente le problematiche che possono presentarsi nel corso di questo studio, ci si aspetta che, nel caso di rilevamento sul bicipite brachiale, gli elettrodi più adatti alla misurazione siano quelli di dimensione minore. Questo perché il diametro è direttamente proporzionale alla superficie che verrà occupata e alla presenza del fenomeno di *crosstalk*.

I dati che verranno presentati in questo paragrafo dimostrano come sia stata validata l'ipotesi formulata precedentemente. Tale conferma si ha evidenziando un segnale contenente minor rumore e contrazioni ben distinguibili nel caso in cui il rilevamento sia effettuato con l'utilizzo degli elettrodi di dimensione piccola e media.

In questo paragrafo vengono presentati i risultati ottenuti dalle rilevazioni, raggruppati per soggetto. Per ognuno viene visualizzata l'immagine in cui si mostra l'elettromiogramma rilevato con le varie matrici di dimensioni diverse. Viene scelta una contrazione in modo arbitrario (quella più definita) e ne viene effettuato il grafico dello *spettro di ampiezza*.

Successivamente, per ogni canale, viene mostrata la tabella contenente i valori RMS e la media delle frequenze della contrazione scelta in precedenza.

Soggetto #1:



RMS (V)	Media Frequenze (Hz)	RMS (V)	Media Frequenze (Hz)	RMS (V)	Media Frequenze (Hz)
$5.70 \cdot 10^{-5}$	126.10	$8.75 \cdot 10^{-4}$	103.95	$3.96 \cdot 10^{-5}$	81.72
$2.96 \cdot 10^{-5}$	88.76	$3.36 \cdot 10^{-5}$	90.48	$2.54 \cdot 10^{-5}$	104.00
$5.58 \cdot 10^{-5}$	126.99	$3.24 \cdot 10^{-5}$	88.75	$4.95 \cdot 10^{-5}$	85.48
$1.28 \cdot 10^{-4}$	146.21	$5.52 \cdot 10^{-5}$	84.17	$3.28 \cdot 10^{-4}$	104.17

Figura 7.13

Dati relativi al primo soggetto.

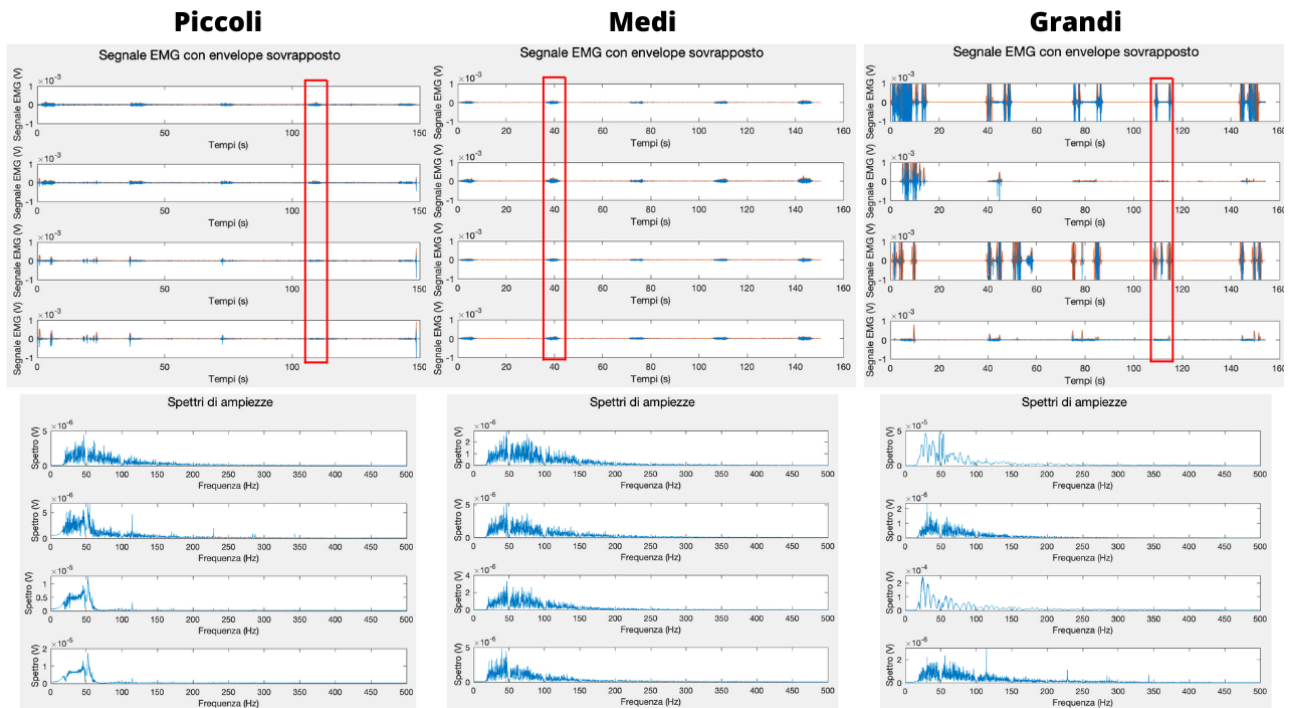
Nella figura 7.13 sono presenti i dati relativi alle misurazioni effettuate sul primo soggetto.

L'analisi del grafico del segnale EMG rivela chiaramente che il tracciato ottenuto mediante l'uso di elettrodi più piccoli mostra una minore presenza di valori anomali (outliers), rispetto al tracciato ottenuto con elettrodi di dimensioni maggiori. Questi outliers sono evidenti nel primo canale del grafico ottenuto con i sensori di dimensioni medie, così come nel terzo e quarto canale per quanto riguarda i sensori di dimensioni più grandi.

Nel quarto canale degli elettrodi di dimensioni minori, si osserva che la contrazione presenta una frequenza molto vicina alle armoniche di 50 Hz. Questo potrebbe essere causato dall'interferenza di rete menzionata in precedenza.

I valori RMS presentati nella tabella mostrano come i segnali che sembrano più disturbati abbiano un valore maggiore in questo campo. Questo è attribuibile alla presenza del rumore che incrementa l'ampiezza del segnale.

Soggetto #2:



RMS (V)	Media Frequenze (Hz)	RMS (V)	Media Frequenze (Hz)	RMS (V)	Media Frequenze (Hz)
$2.20 \cdot 10^{-5}$	99.01	$1.91 \cdot 10^{-5}$	103.45	$3.12 \cdot 10^{-4}$	86.70
$3.54 \cdot 10^{-5}$	100.02	$2.86 \cdot 10^{-5}$	100.96	$9.05 \cdot 10^{-6}$	93.66
$5.92 \cdot 10^{-5}$	104.85	$1.87 \cdot 10^{-5}$	94.63	$1.34 \cdot 10^{-3}$	98.83
$7.93 \cdot 10^{-5}$	105.61	$2.36 \cdot 10^{-5}$	97.39	$1.41 \cdot 10^{-5}$	117.00

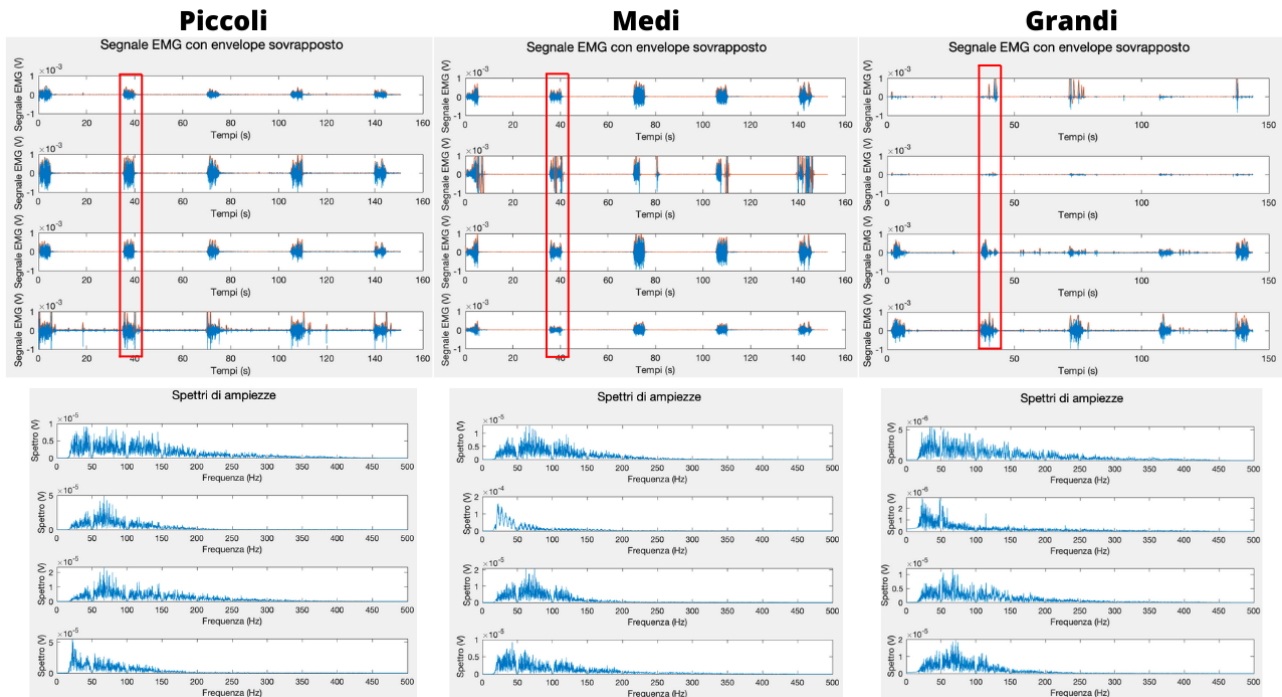
Figura 7.14

Dati relativi al secondo soggetto.

Nella figura 7.14 sono presenti i dati relativi alle misurazioni effettuate sul secondo soggetto. Si osserva che le misurazioni effettuate con l'uso di elettrodi di dimensione maggiore mostrano dei grafici con una significativa presenza di rumore. Questa interpretazione è confermata dai valori RMS che, nei canali più affetti da rumore, presentano valori più elevati come visto precedentemente.

Nel secondo canale degli elettrodi di dimensioni piccole, notiamo che la contrazione presenta dei picchi in frequenza intorno ai 114 Hz, verosimilmente dovuti ad artefatti di movimento.

Soggetto #3:



RMS (V)	Media Frequenze (Hz)	RMS (V)	Media Frequenze (Hz)	RMS (V)	Media Frequenze (Hz)
$6.93 \cdot 10^{-5}$	133.51	$7.65 \cdot 10^{-5}$	108.95	$4.69 \cdot 10^{-5}$	132.39
$2.15 \cdot 10^{-4}$	96.57	$7.36 \cdot 10^{-4}$	78.78	$1.58 \cdot 10^{-5}$	110.50
$1.18 \cdot 10^{-4}$	136.13	$1.05 \cdot 10^{-4}$	90.86	$7.77 \cdot 10^{-5}$	118.25
$2.26 \cdot 10^{-4}$	90.84	$5.16 \cdot 10^{-5}$	108.81	$1.23 \cdot 10^{-4}$	95.23

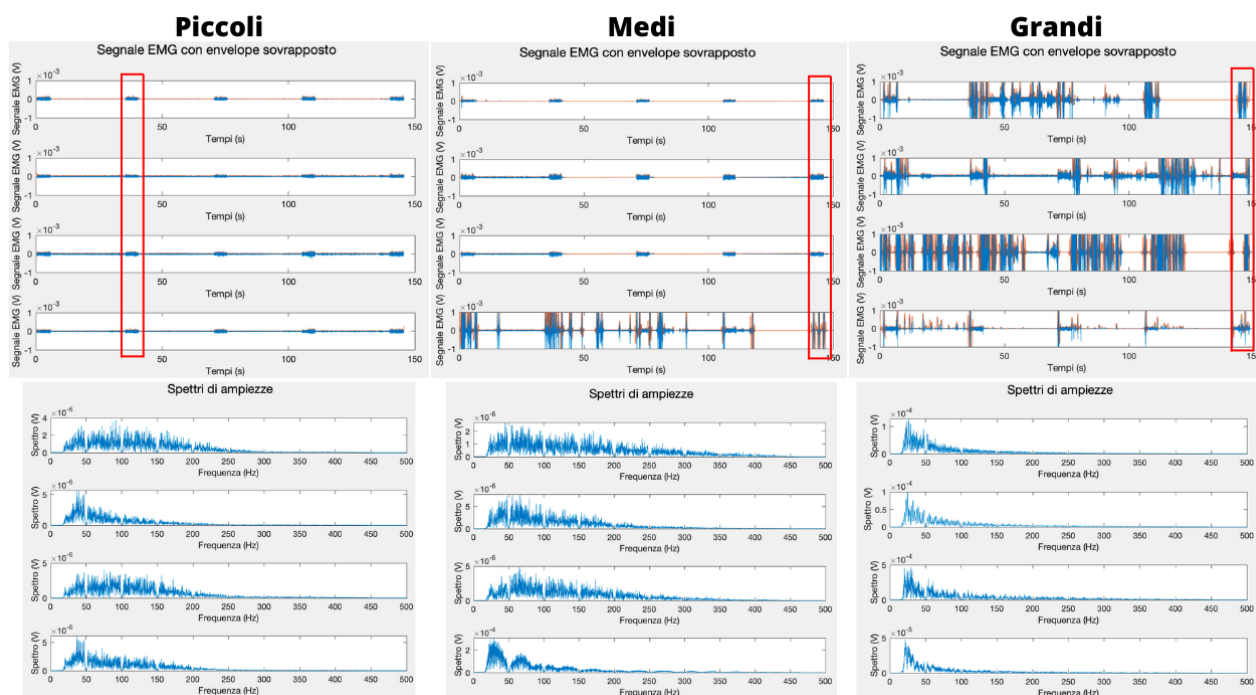
Figura 7.15

Dati relativi al terzo soggetto.

Nella figura 7.15 sono presenti i dati relativi alle misurazioni effettuate sul terzo soggetto.

È evidente la presenza di un numero maggiore di valori anomali nel primo canale degli elettrodi di dimensione maggiore. Questa osservazione è rafforzata dalla media delle frequenze associata alla contrazione in questo canale, la quale è significativamente superiore rispetto alle altre.

Soggetto #4:



RMS (V)	Media Frequenze (Hz)	RMS (V)	Media Frequenze (Hz)	RMS (V)	Media Frequenze (Hz)
$2.74 \cdot 10^{-5}$	129.18	$2.26 \cdot 10^{-5}$	154.83	$6.49 \cdot 10^{-4}$	96.60
$2.69 \cdot 10^{-5}$	98.21	$5.10 \cdot 10^{-5}$	117.73	$5.00 \cdot 10^{-4}$	96.40
$3.23 \cdot 10^{-5}$	127.01	$3.49 \cdot 10^{-5}$	140.00	$2.56 \cdot 10^{-3}$	117.38
$3.24 \cdot 10^{-5}$	104.52	$1.73 \cdot 10^{-3}$	101.36	$2.11 \cdot 10^{-4}$	95.84

Figura 7.16

Dati relativi al quarto soggetto.

Nella figura 7.16 sono riportati i dati delle misurazioni effettuate sul quarto soggetto.

È evidente che tutti i canali in cui sono stati utilizzati elettrodi di dimensioni maggiori presentano una notevole presenza di rumore. Questa constatazione trova conferma sia nel grafico che nei valori RMS associati alle contrazioni in questi canali.

Questa situazione è altrettanto rilevante anche nel quarto canale degli elettrodi di dimensioni medie.

8. Conclusioni

Nella presentazione, è stato delineato il processo di rilevamento e analisi del segnale elettromiografico attraverso l'utilizzo di elettrodi di argento di diverse dimensioni, stampati in laboratorio. L'analisi dei dati ha chiaramente evidenziato la presenza di rumore, artefatti di movimento e interferenze esterne nel segnale EMG.

I risultati ottenuti durante questo studio sottolineano l'importanza di scegliere la geometria degli elettrodi in modo accurato per migliorare la qualità del segnale rilevato. Si è dimostrato che i sensori con diametro maggiore non sono adeguati a rilevare il segnale EMG nel muscolo bicipite brachiale, mentre gli elettrodi di dimensioni piccole e medie si sono dimostrati più idonei e precisi.

Questa ricerca mette in luce che la tecnologia impiegata per il rilevamento del segnale EMG è ancora in fase di studio e richiede ulteriori sviluppi e miglioramenti. Gli esiti ottenuti offrono importanti spunti per avanzare nell'ottimizzazione dei dispositivi elettromiografici, allo scopo di rendere più efficace e affidabile la loro applicazione nella pratica clinica e nella ricerca scientifica.

Bibliografia e sitografia

U.K. Dhand, Motor Unit Potential, Editor(s): Michael J. Aminoff, Robert B. Daroff, Encyclopedia of the Neurological Sciences (Second Edition), Academic Press, 2014, Pages 117-119, ISBN 9780123851581

Rodriguez-Carreno I, Gila-Useros L, Malanda-Trigueros A. Motor Unit Action Potential Duration: Measurement and Significance [Internet]. Advances in Clinical Neurophysiology. InTech; 2012.

R. Merletti, G.L. Cerone 'Tutorial. Surface EMG detection, conditioning and pre-processing: Best practices'. LISiN - Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System, Department of Electronics and Telecommunications - Politecnico di Torino, Turin, Italy.

E. Cantù *et al.*, "Printed Multi-EMG Electrodes on the 3D Surface of an Orthosis for Rehabilitation: A Feasibility Study," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 13, pp. 14407-14417, 1 July 2021

R. Merletti, S. Muceli, Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 49, 2019, 102363, ISSN 1050-6411

Zhang X, Zhou P. Filtering of surface EMG using ensemble empirical mode decomposition. Med Eng Phys. 2013 Apr;35(4):537-42. Epub 2012 Dec 11. PMID: 23245684; PMCID: PMC3769943.

Phinyomark A, Thongpanja S, Hu H, Phukpattaranont P, Limsakul C. The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis [Internet]. Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges. InTech; 2012.

Zhang, C.; Sun, T. Discussion of the Influence of Multiscale PCA Denoising Methods with Three Different Features. *Sensors* 2022, 22, 1604.

Yulia B. Monakhova, Douglas N. Rutledge, Independent components analysis (ICA) at the "cocktail-party" in analytical chemistry, *Talanta*, Volume 208, 2020, 120451, ISSN 0039-9140,

Mesin, L. Crosstalk in surface electromyogram: literature review and some insights. *Phys Eng Sci Med* 43, 481–492 (2020).

Boyer, M.; Bouyer, L.; Roy, J.-S.; Campeau-Lecours, A. Reducing Noise, Artifacts and Interference in Single-Channel EMG Signals: A Review. *Sensors* 2023, 23, 2927

<http://www.seniam.org>

<https://innovate.ee.ucla.edu/wp-content/uploads/2010/03/Ozcan-Group-Annurev-Anchem-Wearable-Implant-2018.pdf>