



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale/magistrale **Elettronica**

**DEFINIZIONE DI UN PROTOCOLLO SPERIMENTALE PER
LA CARATTERIZZAZIONE DEI GESTI DELLA MANO**

**Definition of an experimental protocol for
hand gestures analysis**

Relatore:

Prof. **Verdini Federica**

Correlatori:

Mengarelli Alessandro

Tesi di Laurea di:

Laura Moretti

A.A. 2019 / 2020

INDICE

Introduzione

1. Analisi della letteratura relativa alla hand gesture

2. Segnale Elettromiografico

2.1. Caratteristiche del segnale elettromiografico

2.2. Muscoli coinvolti nella caratterizzazione dei gesti della mano

2.3. Gli elettrodi e il loro posizionamento

2.4. Artefatti

3. Protocollo sperimentale

3.1. Descrizione dei task motori

3.1.1. Gesti

3.1.2. Hand writing

3.2. Set-up sperimentale

3.3. Pre-processing

4. Analisi dei dati

4.1. Caratteristiche dei segnali raccolti

4.2. Valutazione del set-up rispetto al gesto

5. Discussione

6. Bibliografia e sitografia

INTRODUZIONE

Nel corso degli anni, molti studi sono stati volti verso lo sviluppo di sistemi in grado di controllare da remoto dei dispositivi, che possano caratterizzare l'attività quotidiana. In questo caso, l'attenzione è rivolta verso sistemi per il riconoscimento automatico di determinati gesti della mano e di determinati segni grafici legati alla scrittura; attraverso il riconoscimento di questi movimenti stereotipati, il dispositivo è in grado di individuare e gestire dei comandi.

L'idea è di usare il riconoscimento per capire come un controllo più fine possa essere ottenuto partendo da un'informazione legata ai muscoli, in questo caso dell'avambraccio; nel caso dei segni grafici legati alla scrittura il coordinamento motorio è molto elevato.

Il riconoscimento automatico è un obiettivo complesso, che viene studiato in diversi campi, vista la vasta gamma di possibili applicazioni: dallo sviluppo di interfacce uomo-macchina alla caratterizzazione dei gesti, la quale risulta utile ad esempio nell'ambito riabilitativo, perché si possono ottenere dei classificatori da usare nel controllo mioelettrico. In un'ottica riabilitativa, avere dei robot assistivi in grado di supportare il paziente con deficit motori, possono agevolare il paziente stesso nel recuperare una sua capacità, perché il sistema riconosce determinati segni che il paziente svolge con la mano.

Per ottenere un riconoscimento accurato dei gesti, il punto di partenza è andare a vedere quali sono i comandi motori che portano all'esecuzione di tali gesti, quindi captare i segnali EMG dei muscoli dell'avambraccio.

Il lavoro realizzato ha come obiettivo quello di definire un protocollo sperimentale per la registrazione di segnali elettromiografici, in grado di caratterizzare i gesti della mano. Inoltre, si è interessati a sviluppare un protocollo che possa fornire dei risultati ripetibili in futuro.

In letteratura si parla di possibili set-up per posizionare i singoli elettrodi: alcune sperimentazioni hanno posto gli elettrodi intorno all'avambraccio, altre, invece, hanno utilizzato dei bracciali elastici sui quali sono fissati gli elettrodi. L'aspetto forse più strano e recentemente usato da alcuni autori è quello di posizionarli in una zona dove il segnale EMG non viene preso in considerazione, ovvero intorno al polso [12]. Solitamente, nelle sperimentazioni di elettromiografia si preoccupavano di posizionare gli elettrodi, in maniera precisa, dove l'attività muscolare è più netta. Intorno al polso non era mai stata considerata nel contesto applicativo dei segnali EMG.

Partendo da quest'idea, in questo lavoro, gli elettrodi sono stati posizionati sia sull'avambraccio sia intorno al polso. Così facendo, l'acquisizione dei segnali EMG relativi ai gesti avviene simultaneamente per ogni canale di acquisizione.

Per realizzare questo progetto, sono stati posizionati gli elettrodi su un soggetto normodotato destrorso, il quale ha svolto una serie standardizzata di gesti comuni e di hand writing. I segnali ottenuti da un set di sensori opportunamente posizionati sull'avambraccio e sul polso hanno costituito il data set su cui sono stati definiti gli algoritmi per valutare la qualità dei segnali ottenuti. I dati, provenienti da un solo soggetto sono stati ottenuti da una serie di dieci ripetizioni per ogni gesto al fine di ottenere comunque un certo numero di segnali che tenesse conto della variabilità intrinseca.

L'analisi è stata svolta utilizzando tre descrittori per verificare la qualità del segnale EMG. Questi descrittori forniscono un valore relativo a quanto il segnale può essere contaminato da rumore, disturbi ed artefatti.

I risultati ricavati sono limitati a segnali EMG raccolti da un singolo arto di un singolo soggetto, in una posizione determinata, eseguiti in un giorno; ma attraverso le caratteristiche dei tre indici, sono stati confrontati ed hanno fornito dei risultati comparabili.

Il presente lavoro è strutturato in cinque capitoli.

Nel primo capitolo si vuole fornire una panoramica su ciò che la letteratura fornisce come informazioni e sul tipo di lavori svolti in precedenza.

Nel secondo capitolo si tratta il segnale elettromiografico: si presenta un quadro generale su cosa si intende per elettromiografia, quali sono le caratteristiche del segnale elettromiografico e quali sono gli artefatti che possono influenzarlo. Inoltre, si illustrano le caratteristiche anatomiche dell'avambraccio, le caratteristiche degli elettrodi utilizzati ed il loro posizionamento.

Nel terzo capitolo, invece, si mostra la definizione effettiva del protocollo sperimentale. Nello specifico si descrivono quali gesti sono stati scelti, perché e come sono stati svolti; quali metodi di acquisizione sono stati usati ed infine quali elaborazioni sono state fatte prima dell'analisi.

Nel quarto capitolo, si analizzano i segnali registrati, sia il segnale intero che il segnale segmentato tenendo conto delle singole ripetizioni. Si illustrano inizialmente le caratteristiche del segnale grezzo, dopodiché, si passa all'analisi effettiva, calcolando gli indici specifici e mostrando i risultati ottenuti.

L'ultimo capitolo ha come fine quello di trarre le conclusioni, ovvero discutere i risultati ottenuti e verificare se l'obiettivo è stato raggiunto.

1. ANALISI DELLA LETTERATURA RELATIVA ALLA HAND GESTURE

Nella letteratura sono presenti moltissimi lavori trattanti diverse problematiche relative al prelievo ed all'elaborazione del segnale EMG.

Per questo lavoro, sono stati esaminati diversi articoli pubblicati in letteratura con l'intento di raccogliere più informazioni possibili sulle problematiche relative alla caratterizzazione del segnale EMG per descrivere i gesti della mano e poterli quindi discriminare in modo automatico.

L'idea di possibili applicazioni finali, che tuttavia non sono oggetto di questo lavoro di tesi, è quella di sviluppare dei sistemi che caratterizzino l'hand gesture in modo da migliorare le interfacce uomo-macchina, utili per la riabilitazione o come supporto alla vita quotidiana di persone amputate o con deficit motori agli arti superiori.

Nel corso degli anni la conoscenza delle caratteristiche del segnale elettromiografico, e la sua analisi, ha permesso di ottenere informazioni rilevanti ai fini della descrizione dei gesti e dell'azione muscolare ai fini di un loro utilizzo sia in ambito robotico che nello sviluppo di protesi. [9]

Nel caso delle sperimentazioni svolte dallo scienziato Phinyomark si possono notare delle evoluzioni, che sono state seguite anche da altri autori. Molti suoi lavori sono rivolti verso l'estrazione delle caratteristiche del segnale EMG, per ottenere più informazioni possibili dal segnale e per studiarne le proprietà. In base a quali caratteristiche e come queste caratteristiche vengono estratte si possono sviluppare dei classificatori migliori per il controllo mioelettrico [10][12][19]; altri suoi lavori utilizzavano algoritmi per interpretare meglio il segnale EMG e di conseguenza poter ottenere più informazioni per il riconoscimento dei gesti [6]. L'obiettivo comune nei suoi elaborati è ottenere un classificatore in grado di riconoscere i gesti della mano, attraverso l'estrazione di features, elaborazione ed algoritmi. Per questo motivo, per registrare i segnali EMG, ha posizionato gli elettrodi per l'acquisizione in corrispondenza dei muscoli dell'avambraccio, dove si ha attività muscolare più netta. Sia lui sia altri scienziati, hanno sempre pensato che gli elettrodi posti sull'avambraccio fornissero dei segnali EMG con qualità maggiore e quindi più utili per estrarre le informazioni necessarie.

In un suo recente elaborato, dal titolo "Riconoscimento gestuale basato sull'EMG: è ora di cambiare la messa a fuoco dall'avambraccio al polso?" [13] ha proposto un nuovo set-up per il posizionamento degli elettrodi: non solo intorno all'avambraccio, ma anche intorno al polso. Con questo lavoro ha voluto confrontare la qualità dei segnali raccolti dai canali e dimostrare come i segnali EMG acquisiti con gli elettrodi posti sul polso hanno una qualità migliore rispetto a quelli registrati dagli elettrodi dell'avambraccio, per un set di gesti determinato. Non solo, ha voluto dimostrare che non serve un gran numero di elettrodi per ottenere misure più soddisfacenti, ma che quattro o sei elettrodi riescono a dare dei segnali stabili e paragonabili a quelli ottenuti con dodici elettrodi [13]. In letteratura, invece, molti lavori utilizzano sistemi di acquisizione con molti canali [14].

Un'altra evoluzione si ha nei sistemi di acquisizione. Nella grande maggioranza di sperimentazioni sono presenti elettrodi collegati al computer attraverso dei fili. La presenza di questi fili, si traduce in interferenze dovute all'intralcio dei fili durante i movimenti [22].

Nella letteratura ci sono diversi scritti ([21][22][23]) che trattano il problema di migliorare la tecnologia di sensori per la caratterizzazione dei gesti della mano, ricorrendo a diverse tipologie di sensori tipici di alcune applicazioni general purpose. In un lavoro dal titolo "Confronto di sei configurazioni di acquisizione elettromiografica sulle attività di classificazione dei movimenti della mano" [22], si fornisce un confronto tra i vari sistemi di acquisizione (elettrodi di superficie con filo, wireless o indossabili come nel caso del Myo armband sempre wireless). L'obiettivo è di confrontare sei configurazioni di acquisizione su un identico set di movimenti della mano, per poter dare maggiori informazioni su quale configurazione di acquisizione scegliere per le future sperimentazioni. Da questo confronto sono risultati migliori per l'acquisizione i sensori di tipo wireless ed i bracciali economici Myo, perché forniscono risultati di classificazione comparabili.

Con i progressi nei sensori, i bracciali elettromiografici indossabili (ad esempio il Myo armband) sono disponibili in quanto più economici rispetto ad altri elettrodi. Dal punto di vista di posizionamento, i sensori del bracciale rimangono più fermi durante l'esecuzione dei movimenti, rispetto ad altri sensori; ma dal punto di vista di campionamento, i segnali EMG vengono campionati a frequenze più basse (ad esempio 200 Hz per il Myo) rispetto agli altri sensori. L'estrazione delle caratteristiche del segnale EMG si è evoluta seguendo i sistemi di acquisizione che campionano a 1000 Hz o più. Per questo motivo non è chiaro se questi metodi di estrazione siano ancora validi ed utilizzabili con questi sistemi che hanno una larghezza di banda inferiore [21]. Un lavoro ([21]) ha dimostrato come la precisione di classificazione scende in modo significativo a seconda delle caratteristiche valutate quando si utilizza una frequenza di campionamento più bassa.

Gli elettrodi di tipo wireless, ma non collegati tra loro come per il Myo, risultano essere il sistema di acquisizione da prediligere perché forniscono dei segnali più accurati per il riconoscimento dei gesti [22].

Il numero di gesti oscilla, indicativamente, tra dieci e venti tipologie diverse. In rari casi ci sono dei lavori con molti più gesti, anche intorno a cento, ma l'obiettivo era rivolto verso la misura dell'affaticamento muscolare.

I gesti più ricorrentemente studiati, presenti in letteratura ([6][10][11][12][14][24]) sono:

- Mano chiusa
- Mano aperta
- Flessione polso
- Estensione polso
- Estensione dita (solitamente indice e pollice)

- Flessione dita (solitamente pollice)
- Contatto indice-pollice
- Presa cilindrica

La scelta di questi gesti deriva dall'uso quotidiano di questi movimenti, per essere classificati ed utilizzati nel controllo mioelettrico.

Il numero di ripetizioni in letteratura non è prefissato, ma si predilige lo svolgimento di più ripetizioni perché permettono di ottenere maggiori informazioni dal segnale.

Il segnale EMG ottenuto dai sensori di superficie è un segnale grezzo per tanto necessita di elaborazione sia con opportune tecniche che vanno a ridurre artefatti e rumore, che sono presenti nel segnale e ne vanno a limitare l'interpretabilità; sia con opportuni metodi che ne evidenzino il contributo informativo. Nella letteratura la maggior parte dei lavori utilizza la pre-elaborazione per analizzare il segnale EMG [6][11][20].

Un lavoro in particolare ([11]) ha mostrato come, quando si segmenta il segnale EMG, ovvero si considerano degli intervalli del segnale, si ottengono informazioni sul segnale stesso migliori rispetto a quando si analizza il segnale senza eliminare possibili artefatti, estraendo i features in modo più efficace.

I features sono le caratteristiche del segnale, vengono calcolate perché vanno ad aumentare la densità di informazioni utili ottenibili dal segnale utilizzando delle finestre segmentate per la classificazione, piuttosto che considerare i campioni grezzi del segnale [7]. Inoltre, una buona estrazione dei features fornisce un contributo importante alle prestazioni del sistema di controllo mioelettrico [11][12].

Esiste una grande varietà di features che possono essere ricavate dal pattern EMG. Queste possono essere suddivise in tre grandi gruppi:

- Dominio del tempo
- Dominio della frequenza
- Dominio tempo-frequenza

I features nel dominio del tempo si riferiscono alle proprietà della serie temporale del segnale EMG. Sono quelle maggiormente usate, perché hanno una precisione elevata e danno informazioni intuitive sul reclutamento delle unità motorie dei muscoli [7]. Fanno parte del dominio del tempo, ad esempio, il valore assoluto medio o la radice quadrata del valore medio, queste forniscono informazioni sull'energia media del segnale [7].

Per il dominio della frequenza invece, le caratteristiche vengono prelevate con la trasformata di Fourier del segnale EMG, ottenendo informazione sul reclutamento delle unità motorie e sull'affaticamento muscolare [7]. Una tra queste è la caratteristica della frequenza mediana, la quale rappresenta la frequenza che divide in due metà la potenza del segnale.

Nel dominio tempo-frequenza si trovano tutte quelle trasformazioni che danno informazioni sia sul tempo che sulla frequenza. La più impiegata è la trasformazione Wavelet (ad esempio negli scritti [6][20]) [7].

Con l'estrazione di queste caratteristiche, dai vari segnali EMG, si possono ottenere dei classificatori da utilizzare per il riconoscimento dei gesti.

2. SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO

L'Elettromiografia consente di esaminare l'attività muscolare sulla base della misura dei potenziali elettrici, scaturiti dalla contrazione del muscolo. Una definizione moderna più corretta è quella che intende l'elettromiografia come l'insieme delle tecniche di rilevazione, elaborazione ed impiego del segnale mioelettrico.[1] Tale segnale è molto complesso, in quanto dipende da proprietà anatomiche, fisiologiche dei muscoli e dallo stato del sistema nervoso.

In base a come viene registrato il segnale, si parla di elettromiografia di superficie (sEMG) o elettromiografia "ad ago". L'elettromiografia di superficie considera il segnale prelevato attraverso degli elettrodi posti sulla pelle (elettrodi superficiali), mentre per l'EMG ad ago si utilizzano degli aghi sottocutanei posti direttamente sul muscolo di interesse. Nel primo caso, i potenziali registrati evidenzieranno il comportamento di un gruppo di unità motorie poste nell'area sottostante gli elettrodi superficiali, mentre con gli elettrodi ad ago si analizzerà una singola unità motoria.

Negli ultimi anni le tecniche usate per il prelievo, la registrazione e l'elaborazione del segnale EMG hanno avuto un grande sviluppo. Nell'ultimo decennio, soprattutto, l'attenzione si è rivolta maggiormente al segnale mioelettrico di superficie, così facendo l'impiego dell'elettromiografia si è orientato verso un'ampia gamma di applicazioni quali la neurodiagnostica e la neuroriabilitazione, fino alla caratterizzazione non invasiva dell'anatomia e fisiopatologia dei muscoli superficiali e alla valutazione di efficacia di interventi riabilitativi.[2] Oggi i nuovi traguardi per l'elettromiografia sono il controllo motorio di protesi e le interfacce uomo-macchina che fungono da sostegno alla comunicazione per soggetti con disabilità motorie.

Anche se l'elettromiografia ad ago risulta essere una delle tecniche più utilizzate a livello diagnostico, nonostante la necessità di un neurologo, la sEMG risulta essere una tecnica di indagine dell'attività muscolare molto valida e di interesse per la riabilitazione grazie al fatto di essere non-invasiva. [2]

2.1. CARATTERISTICHE DEL SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO

L'unità funzionale del muscolo è detta unità motoria, che è costituita dalle fibre muscolari organizzate in gruppi e dal motoneurone. Il motoneurone è fondamentale per la contrazione di un muscolo, a cui partecipano più motoneuroni.

Le fibre muscolari (anche dette fibrocellule) sono l'elemento principale del tessuto muscolare. Hanno una forma allungata e sono in grado di accorciare la loro forma dopo uno stimolo nervoso.

Si parla di unità in quanto tutte le fibre muscolari e il motoneurone si muovono come una, durante la contrazione.

La figura 1 mostra un esempio di struttura muscolare, mentre la figura 2 fornisce un'idea dell'unità motoria.

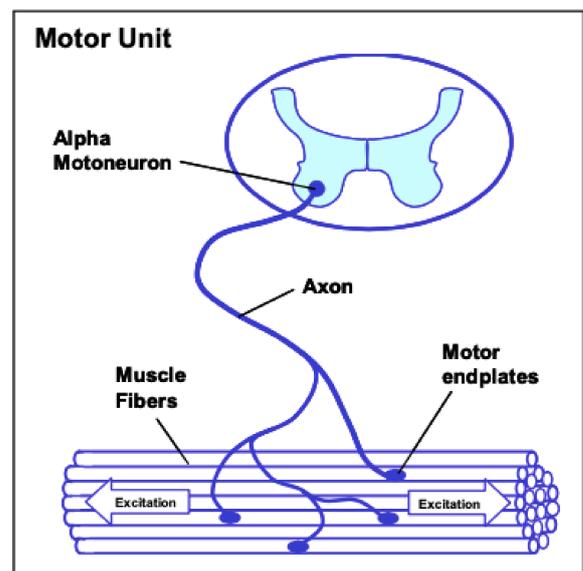
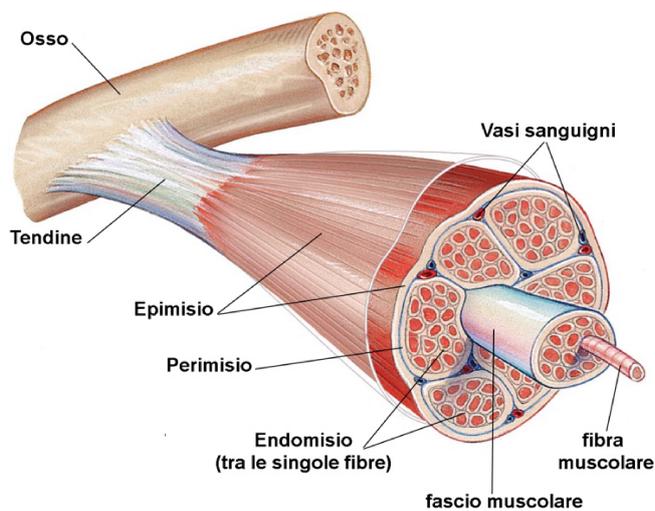


Figura 1 Struttura muscolare (da "<https://www.fitnessway.it/la-forza-muscolare/>") Figura 2 Unità motoria (da "the abc of emg" [1])

Si può distinguere la contrazione di tipo volontario e involontario, quest'ultimo tipo si ha quando il muscolo viene sollecitato elettricamente, detta anche contrazione indotta.

Nella contrazione volontaria, il sistema nervoso centrale determina quanti motoneuroni attivare e la funzione che essi debbono svolgere per garantire un'efficace contrazione del muscolo.

Per la contrazione è di fondamentale importanza il fenomeno di depolarizzazione. Dal punto in cui viene innervata ogni fibra ci saranno due punti di depolarizzazione (i quali indicano il punto dove si ha la diminuzione del potenziale elettrico), la quale si propagherà verso i due limiti della fibra, con una velocità di propagazione dell'impulso di 3-5 m/s. Questi due punti non sono allineati sia nel tempo che nello spazio, di conseguenza il segnale che arriva all'elettrodo non è un segnale sincrono; quello che effettivamente viene registrato dagli elettrodi è la somma di queste depolarizzazioni.

Il segnale ricavato viene chiamato Motor Unit Action Potential (MUAP). Un singolo MUAP viene formato dall'attivazione di più fibre.

Più unità motorie attive danno origine ad un treno di MUAP (MUAPT). La somma dei contributi di questi MUAPT fornisce il segnale mioelettrico di superficie.

Le unità motorie più vicine agli elettrodi danno un contributo maggiore al segnale rispetto a quelle più distanti. [2]

Essendo le singole unità motorie diverse per profondità, lunghezza delle fibre, localizzazione etc., rispetto agli elettrodi, i contributi che forniranno saranno diversi. Inoltre, quest'ultimi dipendono anche da:

- Caratteristiche del sistema di prelievo
- Distanza interelettrodica
- Forma e superficie degli elettrodi
- Velocità di propagazione delle sorgenti [2]

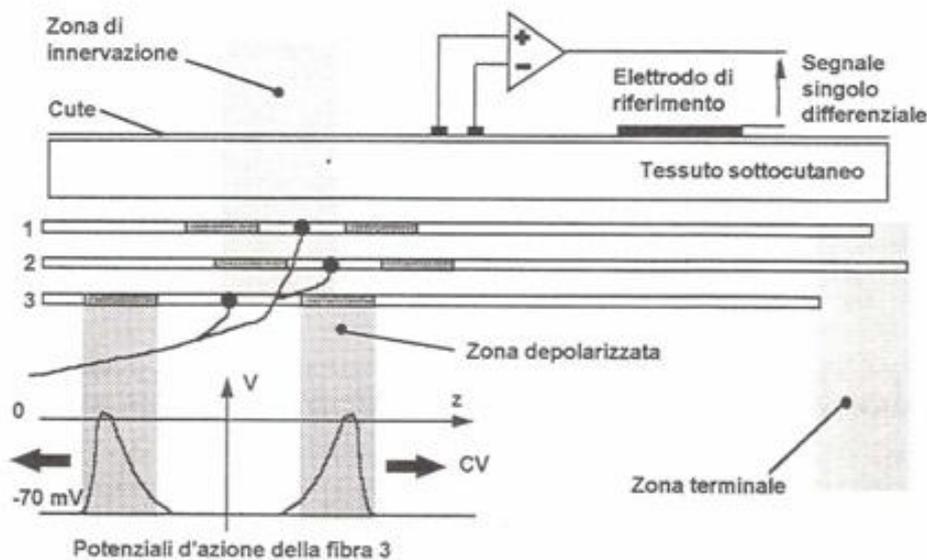


Figura 3 Generazione del segnale mioelettrico (dal libro "Elettromiografia di superficie" di Merletti R. [2])

La Figura 3 rappresenta schematicamente la generazione del segnale mioelettrico.

Ogni fibra, in questo caso 3, dopo essere stata attivata, da origine a due sorgenti di campo elettrico. Queste sorgenti si sposteranno verso le zone terminali in direzione opposta. Il segnale rilevato è dato da ogni sorgente, generando un MUAP. Le caratteristiche del potenziale di azione di unità motoria (forma, ampiezza, durata e spettro) sono condizionate da fattori di tipo geometrico, fisiologico e tecnico.[2]

Quando il muscolo si contrae, si origina un segnale elettrico, dato dalla somma di segnali, provenienti dalla scarica irregolare delle unità motorie.

Quando il muscolo, invece, è a riposo si nota la linea di base (Baseline), la quale rappresenta la condizione di riferimento del segnale EMG quando il muscolo non è attivo. Nella figura 4 si possono vedere contrazione e riposo del muscolo.

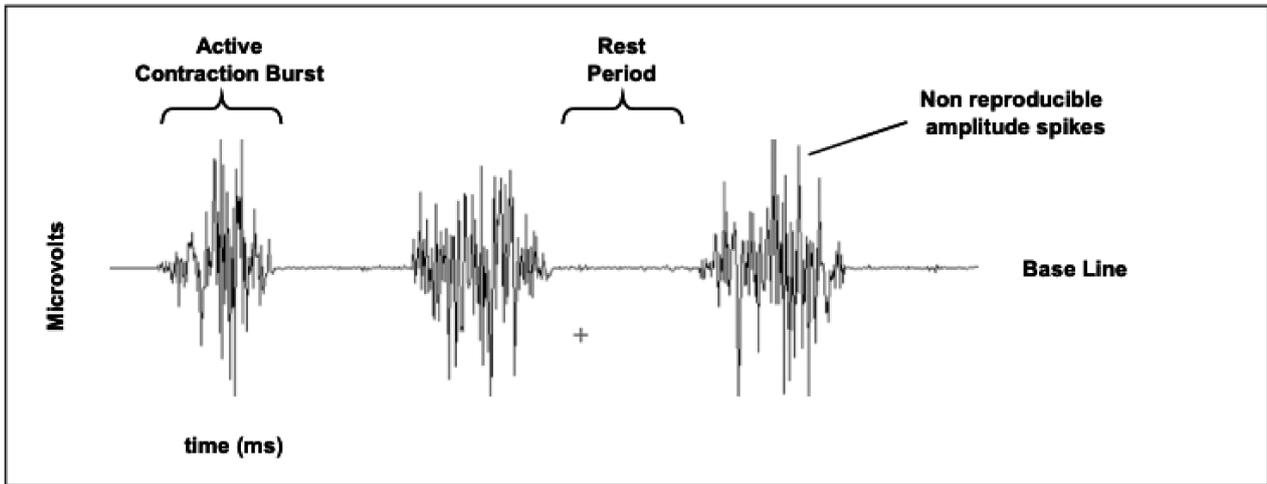


Figura 4 Registrazione di EMG grezzo di 3 contrazioni (da "The abc of EMG" di Konrad P. [1])

Secondo le direttive del SENIAM ci sono delle condizioni specifiche per garantire che il sistema di prelievo del segnale elettromiografico garantisca l'acquisizione di un segnale, che mantiene al massimo il contenuto informativo del segnale stesso che si vuole registrare. Tra queste caratteristiche una riguarda l'amplificatore che dovrebbe essere impostato con banda passante da 10 Hz passa alto fino a 500 Hz passa basso [1][3]. Infatti, lo spettro di un segnale elettromiografico di superficie è in genere fortemente centrato nel range di frequenze comprese tra 10 Hz e 250 Hz.

Attraverso l'utilizzo della trasformata di Fourier (FFT, Fast Fourier Transform) si può calcolare lo spettro di potenza: la sua forma può variare in base a come viene impostata la FFT e alle condizioni di misurazione.

Le caratteristiche più importanti dello spettro sono:

- Picco di frequenza tra i 50 e 80 Hz
- Decrescita delle curve e tendenza a zero del segnale tra 200 e 250 Hz

Lo spettro del segnale EMG è composto da due parti:

- Una dovuta alle frequenze di sparo delle unità motorie (UM) più grandi e reclutate per ultime; queste contribuiscono con picchi nello spettro, in bassa frequenza, attorno alla frequenza media di sparo delle UM, cioè sui 10-40 Hz.
- La seconda parte è dovuta alla forma dei MUAP, e va dai 50 fino a circa 100 Hz, in funzione di vari fattori, quali la forma e la disposizione degli elettrodi, la distanza delle fibre, la fatica muscolare etc.

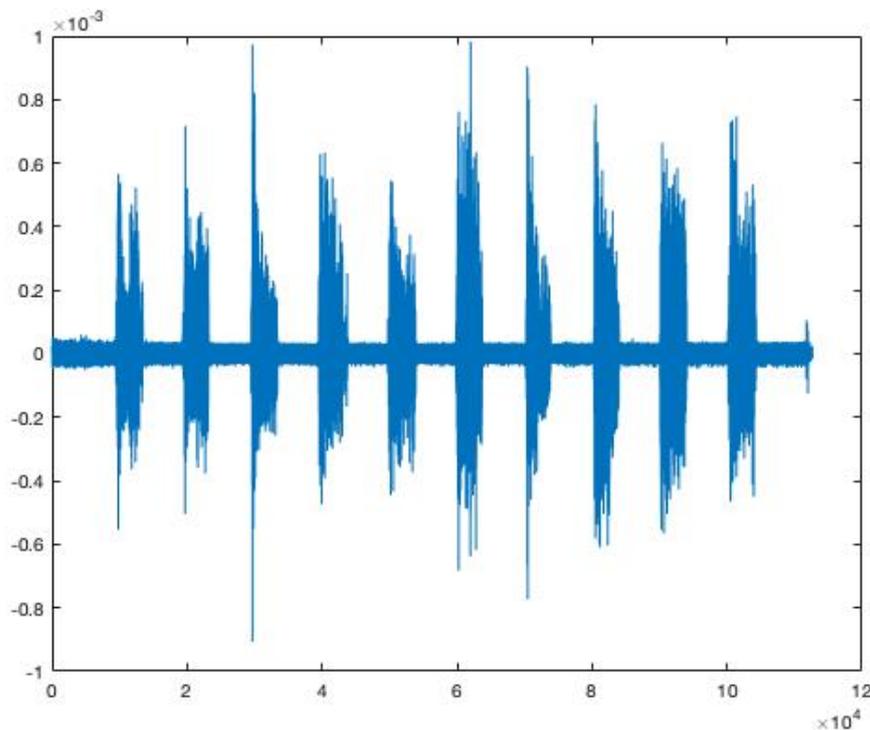


Figura 5 Spettro del segnale EMG

2.2. MUSCOLI COINVOLTI NELLA CARATTERIZZAZIONE DEI GESTI DELLA MANO

Poiché l'obiettivo del lavoro di tesi è focalizzato sulla identificazione, a partire dai segnali elettromiografici, di specifici gesti della mano, si prenderanno in considerazione muscoli del braccio e dell'avambraccio che sono direttamente coinvolti nella loro esecuzione. Infatti, in base alla scelta dei gesti motori da far svolgere al soggetto, i muscoli coinvolti nel movimento sono diversi.

Sono stati considerati alcuni gesti che riguardano il movimento del polso, della mano e delle dita. Sono state svolte due prese e l'esecuzione di cinque segni grafici.

In questo lavoro vengono considerati i muscoli dell'avambraccio, i quali hanno origine dal gomito e dall'avambraccio, attraversano il carpo e continuano sulle dita. Inoltre, la loro azione influenza il movimento sia del polso che della mano.

I muscoli considerati possono essere divisi in:

Estensori del polso che agiscono solo sul polso:

- Estensore radiale lungo del carpo: la sua azione è quella di estendere e addurre il polso, è un debole pronatore a braccio flessso e supinatore a braccio esteso;
- Estensore ulnare del carpo: la sua azione è quella di estendere e addurre il polso;

Estensori del polso che agiscono sia sul polso che sulla mano:

- Estensore comune delle dita: la sua azione è estendere le ultime quattro dita, distanziarle tra loro e collabora all'estensione del polso;

Flessori del polso che agiscono solo sul polso:

- Flessore radiale del carpo: la sua azione è flettere e abduire il polso;

Infine, è stato considerato il muscolo bicipite brachiale.

Come mostrato in figura 6.

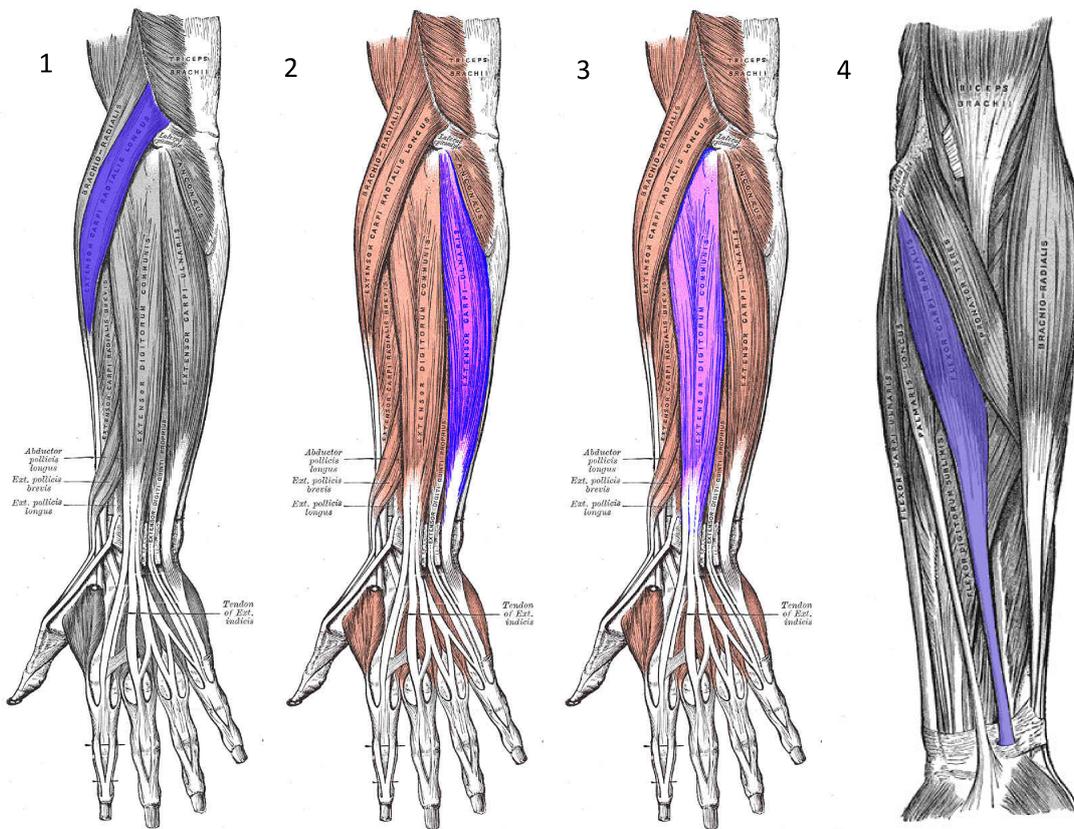


Figura 6 1: Estensore radiale lungo del carpo- 2: Estensore ulnare del carpo- 3: Estensore comune delle dita- 4: Flessore radiale del carpo (dal sito "osteolab.net")

2.3. GLI ELETTRODI E IL LORO POSIZIONAMENTO

La qualità del segnale elettromiografico dipende fortemente da molti fattori legati alle caratteristiche anatomico/fisiologiche del muscolo, dalla posizione del muscolo rispetto all'elettrodo, dalla presenza di più muscoli nelle vicinanze del sensore e dal posizionamento dei sensori stessi. In genere è buona norma, laddove possibile seguire indicazioni specifiche per il trattamento della cute e per il posizionamento degli elettrodi.

Utilizzare un sensore significa scegliere tipo, dimensione, forma e distanza interelettrodica. Esistono varie forme e varie dimensioni di elettrodi. La scelta della configurazione è molto importante e può essere di diversi tipi, quali: monopolare, bipolare, schiere di elettrodi, doppio differenziale o a due o più canali differenziali. La configurazione più comunemente utilizzata, e a cui si farà riferimento in questo studio, è differenziale bipolare: il segnale elettrico prelevato è la differenza di potenziale tra due elettrodi vicini (distanziati solitamente tra i 5 e i 20 mm) disposti sul muscolo in esame.

Nel corso degli anni sono state utilizzate diverse tipologie di elettrodi, ma secondo anche quanto comunemente noto [3] sono risultati più adeguati al prelievo del segnale EMG di superficie, gli elettrodi in Ag/AgCl.

I principali svantaggi di tali tipologie di elettrodo sono:

- il non buon contatto elettrico tra elettrodo e pelle, in quanto la resistenza di contatto è elevata ed il contatto meccanico può essere non uniforme, ragione per cui in molti sistemi commerciali, si consiglia di utilizzare anche paste saline di interfacciamento (gel altamente conduttivi);
- la rilevazione dell'attività dei soli muscoli superficiali, non dei muscoli più piccoli e più profondi;
- una ovvia possibilità di discriminare l'attività di singole unità motorie.

Essendo gli elettrodi di tipo adesivo, è sempre consigliato pulire la pelle ed eventualmente rasarla [3].

Nell'applicazione degli elettrodi devono essere tenute in conto la distanza interelettrodica, l'orientamento delle fibre muscolari, il metodo di fissaggio e la posizione dell'elettrodo di riferimento. Per distanza interelettrodica si intende la distanza fra i centri dei due elettrodi una volta posizionati sulla cute.

Il soggetto deve essere posto nella posizione di riferimento che dipende dal muscolo che si vuole esaminare. Una volta messo l'arto nella posizione di riferimento per quel muscolo si possono determinare i punti dove applicare gli elettrodi ricorrendo, se necessario, alla palpazione [3]. Come detto, tale posizione non è univoca e dipende dal ruolo del muscolo e dalla sua principale funzione.

Al fine di garantire un corretto e funzionale prelievo del segnale dagli elettrodi è consigliabile posizionare gli elettrodi orientandoli parallelamente rispetto alle fibre del muscolo e preferibilmente al centro del ventre muscolare [3][4].

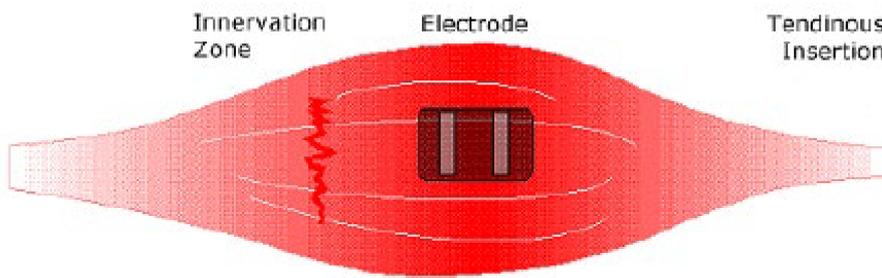


Figura 7 Posizione ideale per applicare l'elettrodo (da "Surface electromyography: Detection and recording" di De Luca C.J. [4])

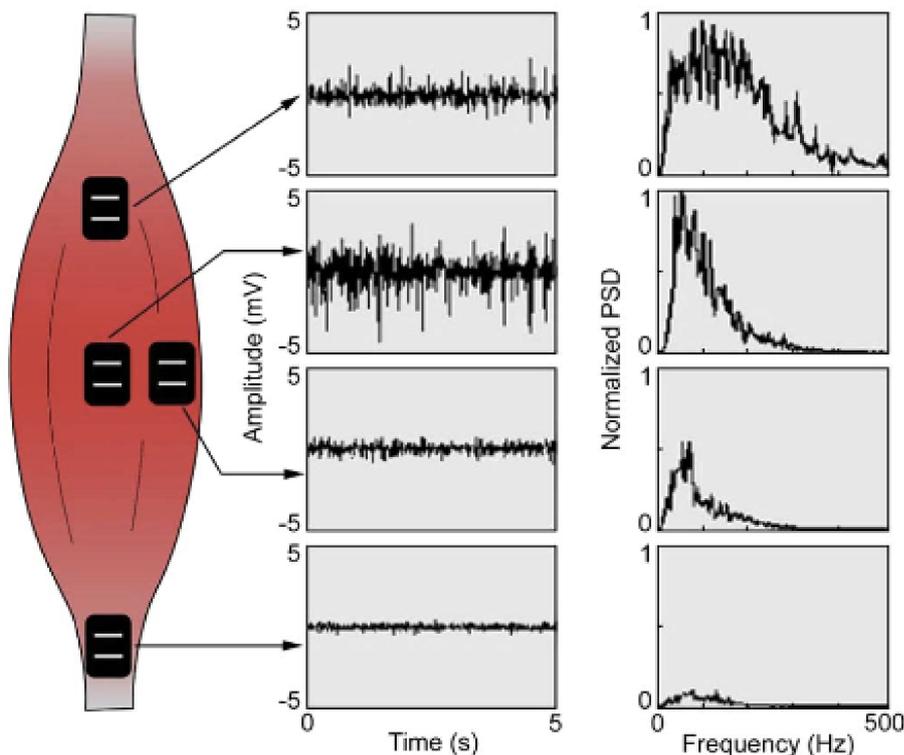


Figura 8 esempio di ampiezza e spettro del segnale EMG in funzione della posizione dell'elettrodo rispetto al muscolo (da "Control of Hand Prostheses Using Peripheral Information" [5])

È generalmente sconsigliato posizionare l'elettrodo:

- sopra o vicino al tendine del muscolo (riduzione dell'ampiezza del segnale EMG)
- sul punto motore (indica il punto in cui la fibra nervosa, incaricata a trasportare il messaggio di attivazione proveniente dal sistema nervoso, scorre più superficialmente, che rappresenta la posizione peggiore per rilevare un segnale stabile)
- ai bordi esterni del muscolo (possibile rilevazione di segnali di diafonia dai muscoli adiacenti. Per diafonia, anche chiamata crosstalk, si intende il rumore o le interferenze elettromagnetiche che si possono generare da sistemi elettrici adiacenti) [4]. [5]

In questo caso, tenuto conto dei muscoli esaminati, i sensori sono stati posizionati come indicato in figura 9 e 10 seguendo quanto riportato in [8][13]. In particolare:
 Sull' estensore radiale lungo del carpo corrispondente a C1 in figura 9,
 sull' estensore ulnare del carpo corrispondente a C2 in figura 9,
 sull' estensore digito comune C3 in figura 9,
 sul flessore radiale del carpo corrispondente a C4 in figura 9,
 sul bicipite brachiale corrispondente a C5 in figura 9;
 le terminazioni prossime al processo stiloideo ulnare sia sul lato posteriore (W1 e W2 in figura 10) che sul lato anteriore (W3 e W4 in figura 10).

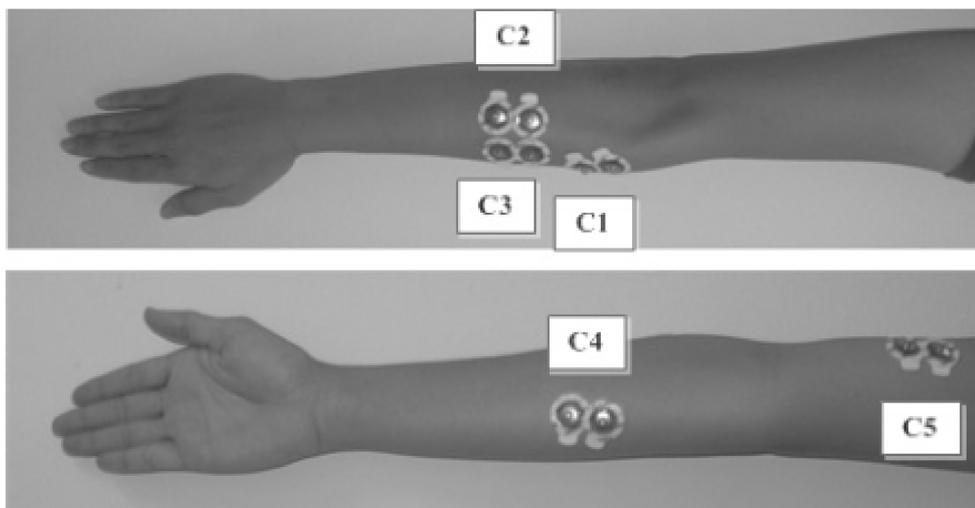


Figura 9 Posizionamento degli elettrodi sull'avambraccio (da "Electromyography signal classification based on detrended fluctuation analysis" [8])

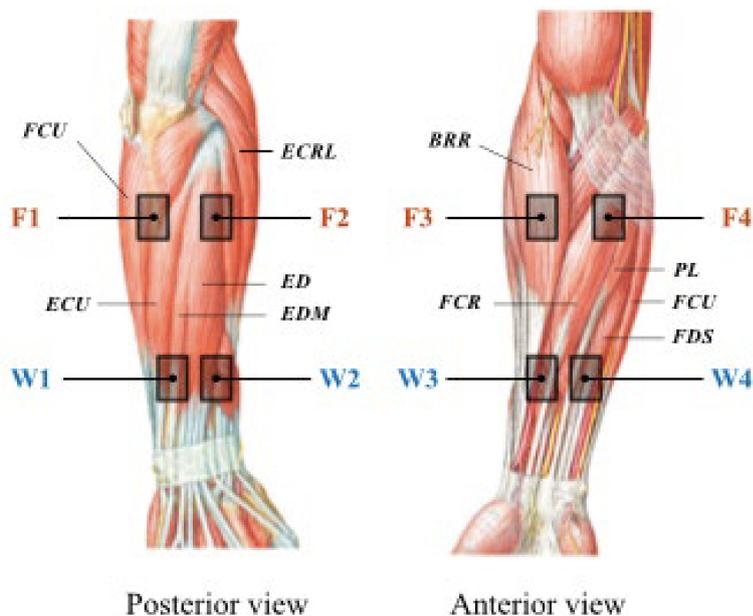


Figura 10 Posizionamento elettrodi anche sul polso (da "Electromyography-Based Gesture Recognition: Is it time to change focus from forearm to the wrist?" [13])

Dopo aver posizionato e fissato gli elettrodi abbiamo eseguito una verifica del corretto piazzamento facendo eseguire al soggetto movimenti specifici atti ad attivare selettivamente un muscolo alla volta.

2.4. ARTEFATTI

I segnali EMG sono influenzati da fattori quali:

- la posizione degli elettrodi rispetto ai punti motori (zone d'innervazione) ed alle giunzioni tendinee, che possono modificare le caratteristiche d'ampiezza e di frequenza del segnale rilevato;
- la posizione degli elettrodi sulla superficie rispetto al confine laterale del muscolo, che determina l'entità del crosstalk che l'elettrodo può rilevare;
- l'orientazione degli elettrodi rispetto alla direzione delle fibre, che influisce sulla misura della velocità di conduzione dei potenziali d'azione e, quindi, sull'ampiezza e sul contenuto frequenziale del segnale.

Può influire anche il tipo di tessuto cutaneo, in quanto il corpo umano è un buon conduttore, ma la conducibilità varia con tipo di tessuto, spessore, condizioni fisiologiche e temperatura.

Inoltre, possono esserci variazioni di tipo geometrico: durante la contrazione muscolare la posizione reciproca tra elettrodi e ventre muscolare può cambiare [1][3].

Crosstalk

Con il termine *crosstalk* si fa riferimento ad un segnale mioelettrico registrato attraverso un elettrodo posto sulla superficie sopra un muscolo, ma che è stato generato da un altro muscolo, posto in prossimità a quello che si stava considerando.

L'entità di tale fenomeno dipende da:

- Entità della sorgente
- Distanza tra i due muscoli (quello in esame e quello che dà cross-talk)
- Dalla natura del tessuto interposto tra la fonte di segnale ed elettrodi
- Dalla configurazione di prelievo.

La configurazione doppio differenziale risulta essere meno sensibile per via di una maggiore selettività spaziale [2].

Nelle contrazioni volontarie, quantificare questo fenomeno è molto difficile, perché non vi sono delle tecniche per poter separare i contributi dei singoli muscoli in modo affidabile, cosa che risulta più semplice con la stimolazione elettrica dove si ha l'attivazione selettiva dei muscoli [2].

Il segnale EMG è quasi sempre affetto da rumore o interferenze. Si possono considerare quattro tipi di rumore:

- Rumore ambientale
- Artefatti da movimento
- Instabilità del segnale EMG
- Interferenze elettroniche nei componenti usati per la rilevazione e l'acquisizione

I contributi delle prime tre sorgenti possono essere contenuti andando ad utilizzare in modo opportuno filtri di tipo passa-banda o elimina-banda, in quando si vanno a posizionare in quelle bande di frequenza che non interessano la banda di energia del segnale [6].

L'ultimo, invece, risulta essere il più ostico, in quanto è conseguente alle apparecchiature elettroniche che vengono utilizzate ed ha frequenze di natura causale. Per ridurre questo rumore causale solitamente si usano dei filtri digitali avanzati [1][5][6].

3. PROTOCOLLO SPERIMENTALE

La definizione di un protocollo sperimentale serve per dare delle linee guida da seguire durante l'esecuzione di acquisizione dati e preelaborazione dati raccolti.

Il soggetto scelto per l'esecuzione della sperimentazione è normodotato e abile con la mano destra. Gli è stato richiesto di svolgere in totale 14 gesti di cui: sette movimenti di polso e dita, due prese e cinque lettere maiuscole.

Prima di applicare gli elettrodi, la pelle dell'avambraccio è stata pulita.

La manica della maglia è stata sollevata e messa in modo tale da non stringere troppo la circonferenza del braccio.

Gli elettrodi, in tutto nove, sono stati posizionati attraverso la palpazione e la struttura anatomica. Visibile in figura 11.

I muscoli esaminati sono:

- Estensore radiale lungo del carpo
- Estensore ulnare del carpo
- Estensore digito comune
- Flessore radiale del carpo
- Bicipite brachiale
- Muscoli in prossimità del processo stiloideo ulnare (posteriore e anteriore)

Il sistema di acquisizione utilizzato è di tipo wireless ed ha una frequenza di acquisizione pari a 1kHz.

I gesti sono stati ripetuti più volte e sono stati scanditi da un timer.

La prova è stata svolta da un singolo soggetto ed in un solo giorno.

I segnali grezzi registrati verranno poi pre-elaborati, attraverso la segmentazione. Successivamente saranno filtrati per poter calcolare tre indici utili per la caratterizzazione dei segnali e per ottenere un confronto tra i canali di acquisizione.



Figura 11 Posizionamento elettrodi

3.1. DESCRIZIONE DEL TASK MOTORIO

Per questo lavoro i tasks motori scelti sono stati selezionati sulla base di un set di gesti della mano ricorrenti in molte attività della vita quotidiana oltre ad un ristretto numero di gesti grafici legati alla scrittura.

I gesti di uso comune possono essere divisi in movimenti semplici e prese.

Per quanto riguarda i gesti di scrittura si è deciso di ripetere secondo le regole del pregrafismo alcune lettere maiuscole frequentemente utilizzate nella scrittura in italiano

Il braccio durante l'esecuzione del movimento è stato appoggiato con il gomito sul tavolo e con l'avambraccio appoggiato ad una struttura verticale, in modo da rimanere fermo durante l'esecuzione di tutti i gesti, come in figura 12. Per l'esecuzione dell'hand writing il soggetto ha appoggiato avambraccio e gomito sul tavolo.

Per mantenere una posizione più stabile, il soggetto ha appoggiato anche l'altro braccio sul tavolo ed ha mantenuto il resto del corpo il più fermo possibile, per evitare possibili interferenze durante la registrazione.

Il gesto è stato ripetuto per 10 volte con un intervallo di 6 secondi tra una ripetizione e l'altra. La scelta del numero di ripetizioni è stata fatta sulla base di quanto riportato in letteratura ([9]) e con l'intento di avere a disposizione per ciascun soggetto un numero adeguato di prove dello stesso gesto.

La singola ripetizione viene scandita da un suono, ogni 4 secondi, in questo modo il soggetto ha la possibilità di eseguire tutto il gesto senza possibile perdita di informazione. Dopo il tempo scandito per ciascuna ripetizione il soggetto restava in posizione di riposo per 6 secondi.

Finita l'esecuzione di una ripetizione, il soggetto doveva assumere la posizione di riposo statica in altezza, come in figura 13, con le dita e i muscoli il più rilassati possibili.

Tra un gesto e l'altro era prevista una pausa di circa 1 minuto, per consentire al soggetto di defaticare leggermente i muscoli.

La sequenza di gesti da svolgere è stata standardizzata.

L'esecuzione dei gesti/lettere e le relative pause sono state scandite da un software di tipo "Tabata" che presenta sia suoni che rappresentazione visiva sullo schermo.

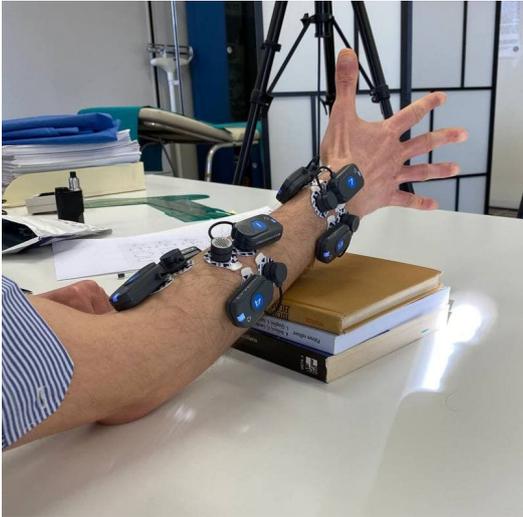


Figura 12 Posizione assunta durante lo svolgimento dei gesti



Figura 13 Posizione di riposo

3.1.1. GESTI

Di seguito vengono riportate le descrizioni dei singoli gesti nell'ordine con cui erano svolti

- I. **MANO CHIUSA:** il soggetto, dalla posizione di riposo, deve svolgere il gesto di chiusura della mano, cercando di mantenere il braccio ed il polso più fermi possibili. Per una corretta esecuzione si pensi di stringere una pallina. il pollice durante l'esecuzione del movimento deve seguire l'andamento delle altre dita.
- II. **MANO APERTA:** il soggetto, dalla posizione di riposo, deve stendere le dita della mano cercando di mantenerle il più possibile parallele al braccio.
- III. **MOVIMENTO POLSO FLESSIONE:** il soggetto dalla posizione di riposo, deve svolgere il movimento di flessione del polso portando la mano ad assumere una posizione perpendicolare rispetto al braccio.
- IV. **MOVIMENTO POLSO ESTENSIONE:** il soggetto, dalla posizione di riposo, deve svolgere il movimento estensione del polso verso l'esterno, portando la mano il più possibile perpendicolare al braccio. Cercare di svolgere il movimento in maniera fluida.
- V. **CONTATTO INDICE- POLLICE:** il soggetto, dalla posizione di riposo, deve svolgere il gesto di congiungere l'indice con il pollice.
- VI. **PRESA CILINDRICA:** il soggetto, dalla posizione di riposo, deve svolgere il gesto presa cilindrica avvolgendo le dita intorno all'oggetto cilindrico facendo una piccola forza.
- VII. **ESTENSIONE INDICE:** il soggetto, dalla posizione di riposo, deve estendere l'indice, portando il dito parallelo alla posizione del braccio. Si consiglia di mantenere le altre dita il più ferme possibile durante lo svolgimento delle ripetizioni.

- VIII. FLESSIONE POLLICE: il soggetto, dalla posizione di riposo, deve flettere il pollice. Si consiglia di mantenere le altre dita il più ferme possibile.
- IX. ESTENSIONE POLLICE: il soggetto dalla posizione di riposo, deve estendere il pollice, cercando di mantenere le altre dita il più ferme possibili.
- Come in figura 14.



Figura 14 Gestii svolti e ordine in cui sono stati svolti dalla prima in alto a sx: mano chiusa, mano aperta, flessione polso, estensione polso, flessione pollice, estensione pollice, estensione indice, presa indice-pollice, presa cilindrica, rest

3.1.2. HAND WRITING

Ad oggi nella letteratura si predilige l'esame dei gesti della mano, mentre poca attenzione è stata ancora dedicata all'analisi del segnale EMG durante la scrittura. Più precisamente, si vuole vedere se per l'hand writing si può ottenere un'analisi consistente e coerente come per i gesti comuni.

Per eseguire l'hand writing: il soggetto, dalla posizione di riposo, deve, attraverso l'uso di una penna, scrivere le lettere A, E, M, R, X prestampate seguendo le regole del pregrafismo che consentono, quindi, una sorta di standardizzazione nell'esecuzione della scrittura che altrimenti potrebbe essere troppo soggetta a variabilità intra-soggetto. Il tempo scelto per poter tracciare ciascuna lettera è 5 secondi con una pausa di 6 secondi. Queste scelte garantiscono al soggetto un tempo adeguato a tracciare la lettera e sufficiente tempo per riposare tra un tracciamento e l'altro, evitando affaticamenti.

3.2. SET-UP SPERIMENTALE

Il sistema di acquisizione scelto per questo lavoro è il FREEEMG prodotto da BTS Bioengineering.

Questo sistema è un elettromiografo che utilizza sonde di tipo wireless per il prelievo dell'attività muscolare.

È una tecnologia molto avanzata nell'ambito dell'analisi elettromiografica di superficie.

Le caratteristiche principali sono:

- Accuratezza del segnale
- Assenza completa di cavi
- Leggerezza
- Dimensioni ridotte delle sonde

Grazie a queste caratteristiche si possono acquisire e di conseguenza analizzare segnali derivanti da qualsiasi tipo di movimento; specialmente l'assenza di cavi non influenza l'esecuzione di un movimento, senza alterare il segnale ottenuto.

La tecnologia con cui sono realizzate le sonde permette di acquisire segnali anche deboli; inoltre sono dotate di memoria, in questo modo la registrazione non viene interrotta, anche se dovesse venire a mancare la connessione.

In più, queste sonde sono progettate per essere attaccate direttamente agli elettrodi pre-gellati. Quest'ultimi devono essere di superficie e con connessione a clip.



Figura 15 Elettrodi [17]

Dati tecnici:

- Risoluzione: 16 bit
- Frequenza di acquisizione: 1kHz
- Trasmissione dati: wireless IEEE 802.15.4
- Batteria: Li-Po ricaricabile con caricatore apposito (come in figura)
- Autonomia: 6 ore
- Memoria: a stato solido fino a due ore
- Peso singola sonda: 13 gr.

[17]

Secondo il protocollo sperimentale e il numero degli elettrodi, il segnale acquisito sarà dato da nove segnali, uno per ogni canale di acquisizione (uno per ogni elettrodo) per ogni gesto.

Una volta registrati tutti i gesti, l'elaborazione e l'analisi è stata svolta utilizzando Matlab e le sue funzioni.

3.3. PRE-PROCESSING

Il segnale acquisito, considerando un solo canale, secondo il protocollo sperimentale, è formato dalle ripetizioni (dieci) e le rispettive pause tra una ripetizione e l'altra.

Per considerare un segmento temporale del segnale si è svolta una procedura di segmentazione. In questo modo si sono isolate le porzioni di segnale dove è avvenuto effettivamente il gesto rispetto a quelle dove il muscolo era a riposo.

Si è considerato, per ogni gesto, il segnale proveniente dal canale in cui le ripetizioni erano più nette rispetto alla fase di non attivazione. In questo modo, sono stati scelti i campioni corrispondenti alle attivazioni.

Per ottenere una segmentazione del segnale contenente effettivamente i campioni interessati all'attivazione si è scelto di effettuare una frammentazione di tipo numerico, ovvero: considerando il primo campione utile per l'attivazione, si è sommato 500 (campioni), tenendo conto che il gesto durava 4 secondi e che il sistema acquisisce a 1kHz, la finestra temporale scelta è di 3000 campioni.

Poiché tutti i canali erano acquisiti simultaneamente, la segmentazione fatta su un singolo canale può essere applicata anche a tutti gli altri.

Ottenuti tutti gli intervalli di attività per ciascun canale e per ogni gesto, sono stati salvati in una struttura formata da celle e sotto celle.

La struttura è organizzata nel seguente modo: esternamente si ha una cella di dimensione 1x14 (dove 14 indica il numero di gesti eseguiti dal soggetto); all'interno di ogni colonna è presente una sotto cella di dimensione 9x10 (dove 9 indica il numero di canali e 10 le ripetizioni).

All'interno di ogni sotto cella così individuata è stata salvata la porzione di segnale corrispondente a ciascuna ripetizione ottenuta dalla segmentazione precedentemente descritta. Così facendo si hanno tutti i dati salvati in un'unica struttura.

4. ANALISI DEI DATI

In questo capitolo verrà presentata l'analisi dei segnali raccolti, soprattutto verranno messe in luce le differenze tra i vari canali, tra i vari gesti e verranno calcolati degli indici specifici per valutare le condizioni sperimentali che meglio garantiscono un'elevata qualità del segnale per l'hand gesture recognition.

Infatti, l'obiettivo di questa analisi è quello di andare a valutare quali canali forniscono un segnale più stabile, ovvero con caratteristiche più apprezzabili per il riconoscimento di un gesto. In particolare, si focalizza l'attenzione su canali dell'avambraccio e canali del polso. Si vuole verificare se, effettivamente, gli elettrodi posizionati sul polso forniscono segnali con maggiore qualità rispetto a quelli rilevati dagli elettrodi dell'avambraccio, come visto anche in letteratura ([13]). [18]

4.1. CARATTERISTICHE DEL SEGNALE RILEVATO

Il segnale rilevato dagli elettrodi è un segnale grezzo può presentare contributi legati a disturbi e a rumore, magari dovuto all'attivazione di muscoli vicini.

Le figure che seguono rappresentano i grafici dei segnali raccolti durante l'esecuzione del gesto "Mano Chiusa", uno per ogni canale di acquisizione.

Le figure 16, 17, 18, 19 e 20 rappresentano i grafici degli elettrodi posizionati sull'avambraccio; mentre le figure 21 e 22 quelli posizionati sul polso.

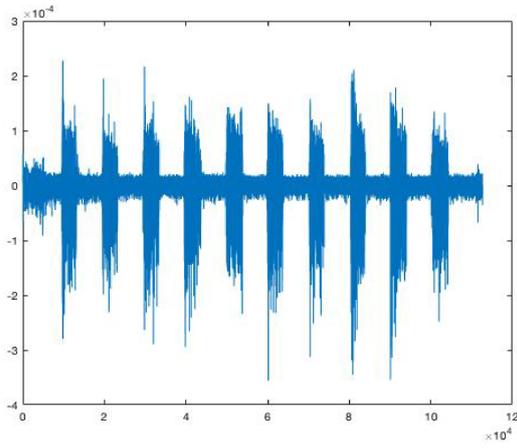


Figura 16 Canale C1: Estensore radiale lungo del carpo

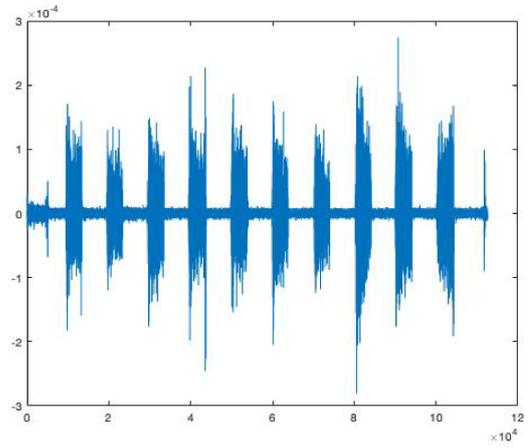


Figura 17 Canale C2: Estensore ulnare del carpo

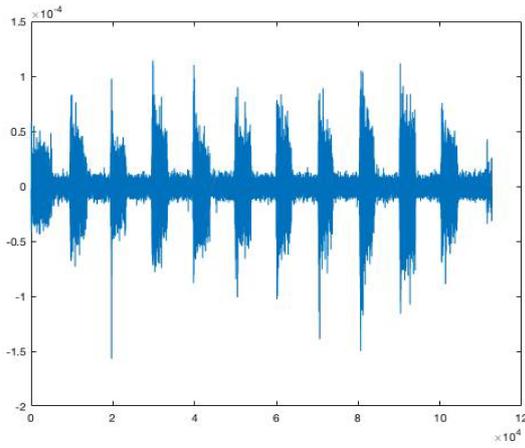


Figura 18 Canale C3: Estensore digito comune

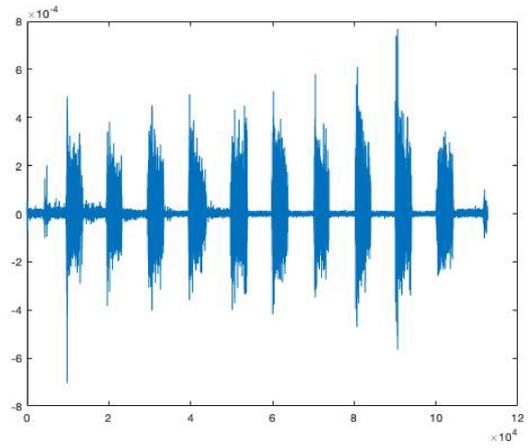


Figura 19 Canale C4: Flessore radiale carpo

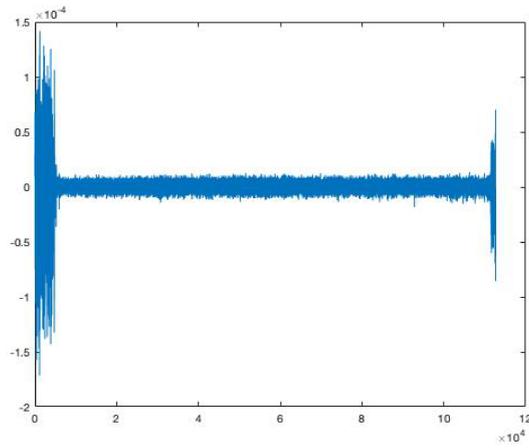


Figura 20 Canale C5: Bicipite brachiale

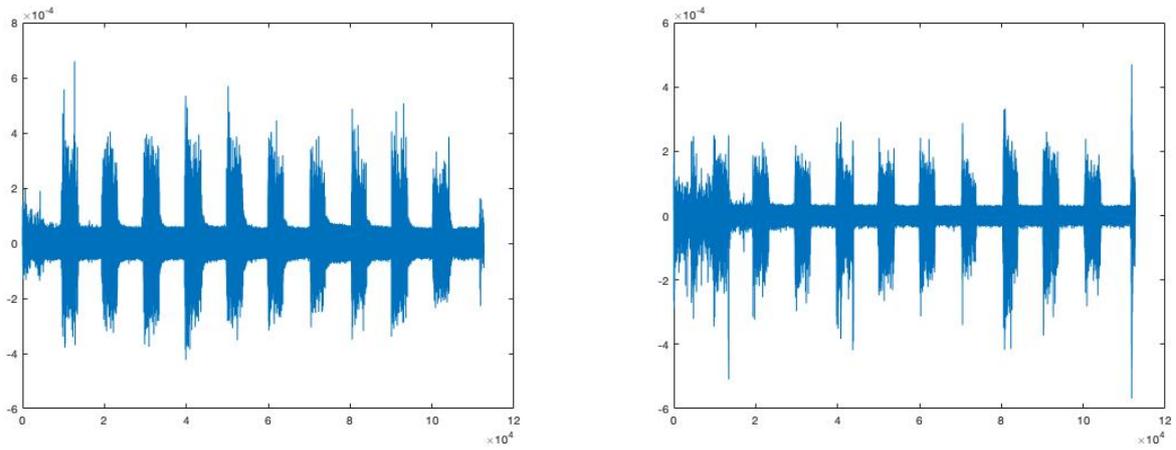


Figura 21 Canali W1 e W2: in prossimità del processo stiloideo ulnare posteriore

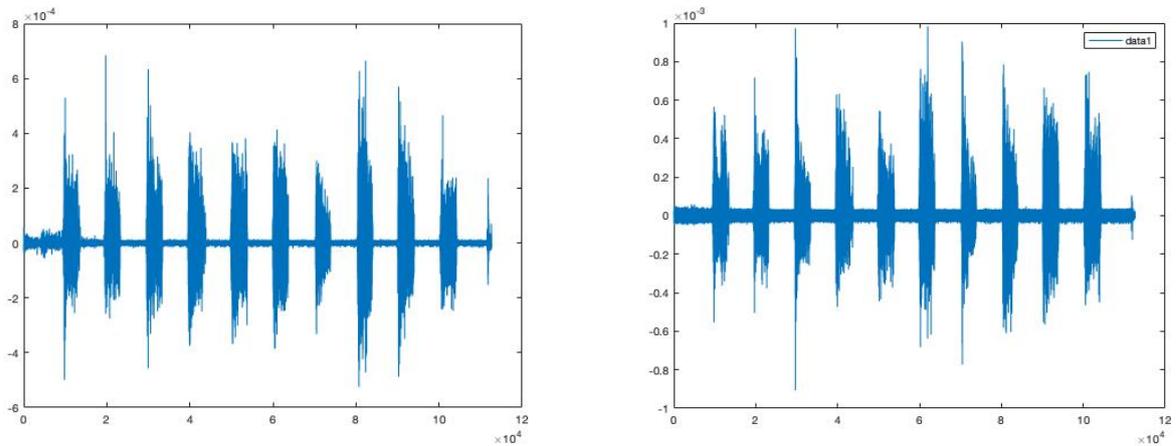


Figura 22 Canali W3 e W4: in prossimità del processo stiloideo ulnare anteriore

Osservando i grafici si possono individuare degli intervalli dove si ha attivazione, cioè dove l'ampiezza del segnale è alta, ed intervalli dove il muscolo è a riposo, cioè dove l'ampiezza del segnale è bassa/piatta. Nel dettaglio si può vedere nella figura 23.

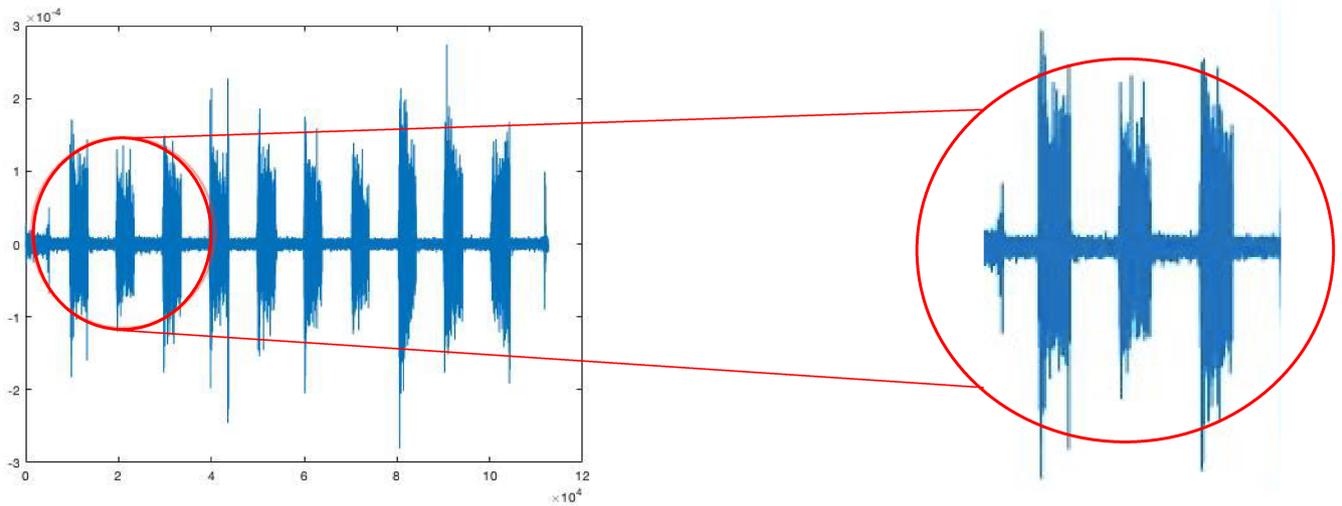


Figura 23 Zoom su baseline e attivazione

La presenza di rumore nella zona piatta del segnale ostacola il riconoscimento dell'inizio della zona di attivazione.

Da una prima osservazione si possono notare delle differenze tra i vari segnali: i canali C1, C3, W1 e W2 presentano maggior rumore nella zona piatta, quando il muscolo era in fase di riposo, di conseguenza non sono ben evidenti le effettive attivazioni.

Per quanto riguarda il canale C5, relativo al muscolo bicipite brachiale, non presenta attivazioni. Anche negli altri gesti, il canale C5 ha due tendenze: pressoché piatto lineare o molto rumoroso dove risulta difficile distinguere le attivazioni. Per alcuni tasks non presenta ampiezze nelle attivazioni rilevati rispetto al momento di riposo, per altri invece sembra mostrare delle differenze tra attivazione e momento di riposo. Non ha un ruolo determinante, anche dagli indici calcolati non fornisce informazioni utili per poter essere ripetibile. Per questo motivo, non saranno presi in considerazione i risultati ottenuti da questo canale.

I canali C2, C4, W3 e W4, a differenza, mostrano un minor disturbo e quindi una chiara distinzione tra attivazioni e muscolo a riposo.

Procedendo analogamente per gli altri gesti svolti, si può fare una distinzione tra movimenti, prese e hand writing in base ai singoli canali.

Dall'indagine visiva dei segnali grezzi ci si è accorti che le attivazioni per quei muscoli e di conseguenza per quei canali erano più nette rispetto alle zone di non attivazione. Questo sta ad indicare che, per un determinato task, i seguenti canali forniscono un miglior rapporto segnale-rumore, dove la baseline fornisce un riferimento per la non attivazione, mentre le attivazioni indicano proprio il segnale utile. È una valutazione prettamente qualitativa basata sull'osservazione di una prima indagine visiva ottenuta dai canali.

Per i gesti risultano quindi i seguenti canali:

- Mano Aperta: C2, W2, W3, W4;

- Flessione polso: C2, C3, W3, W4;
- Estensione polso: C2, C4, W1;
- Estensione indice: C2, W1, W3, W4;
- Flessione pollice: C2;
- Estensione pollice: W2, W3, W4;

Per le prese, invece:

- Presa cilindrica: C2;
- Contatto indice pollice: C2, W4;

Per l'hand writing, i segnali sono molto rumorosi quasi in tutti i canali.

Nonostante questo, si possono notare meglio le attivazioni in questi canali:

- A: C2;
- E: C1, W1, W2, W3;
- M: C1, W1, W2, W3;
- R: C1, C4, W1, W2, W3;
- X: W1, W2, W3;

4.2. VALUTAZIONE DEL SET-UP RISPETTO AL GESTO

Viene confrontata la qualità dei segnali EMG del polso con quella dei segnali dell'avambraccio.

I risultati sono limitati a segnali EMG raccolti da un solo arto di un singolo soggetto, in una posizione fissa, stabilizzata e statica durante l'esecuzione delle varie prove, con il gomito messo in modo da evitare movimenti di flesso estensione dell'avambraccio; sono stati eseguiti nello stesso giorno.

Sono stati considerati tre indici di qualità, questi ultimi indicano quanto i campioni del segnale nel dominio della frequenza sono influenzati dal rumore.

Questi indici, descritti in [13], sono:

- Signal-to-Motion Artifact Ratio (SMR);
- Power Spectrum Deformation Ratio(Ω);
- The Spectrum Maximum-to-Minimum Drop in Power Density (DP);

SMR

Gli artefatti da movimento possono caratterizzare e limitare la qualità del segnale EMG introducendo dei contributi indesiderati alle basse frequenze e possono essere dovuti a movimenti dei fili o delle unità di amplificazione degli elettrodi, ad esempio, o da movimenti dell'elettrodo a contatto con la cute. [13]

L'SMR si basa su due ipotesi:

- 1) Frequenza degli artefatti indotti dal movimento respiratorio dei segnali si colloca al di sotto di 20Hz;
- 2) La forma dello spettro di potenza EMG non contaminato risulta abbastanza lineare tra 0 e 20Hz (o fino al punto dove si ha il picco di potenza media [13]) [18].

Di conseguenza, questi artefatti sono stimati come somma delle potenze inferiori a 20Hz con PSD (Power Spectrum Density) media superiore alla linea retta che collega lo zero con il picco della PSD media [13].

Sulla base di quanto descritto in [13], l'SMR si può calcolare come rapporto tra la potenza totale del segnale filtrato e l'artefatto di movimento del segnale, ovvero la PSD del segnale filtrato diviso PSD del segnale grezzo, secondo la formula:

$$SMR = 10 \log \left[\frac{\sum_{f=0}^{500} PSD_{filtered}}{\sum_{f=0}^{20} PSD_{AboveLine_{raw}}} \right]$$

Dalla formula si nota che il segnale, per poter calcolare questo indice, deve essere filtrato.

Essendo un rapporto tra potenza totale segnale filtrato e artefatto di movimento del segnale, ci aspettiamo un valore di SMR alto, perché significa che l'artefatto sarà un valore piccolo, che non influenza di molto il segnale.

Ω

Ω è un indice di deformazione dello spettro. [18]

Nella PSD dei segnali EMG potrebbero comparire picchi di rumore isolati e artefatti aggiunti nell'intervallo di frequenza 20-50 Hz, che non vengono rilevati dall'SMR e sono dovuti ad altre sorgenti di rumore [13].

Questo indice è sensibile alla simmetria e ai picchi nello spettro di potenza, inoltre, è anche sensibile ai disturbi additivi nelle bande di bassa e alta frequenza.

Per i movimenti degli elettrodi e gli artefatti da rumore che si hanno ad alta frequenza, risulta essere meno sensibile rispetto a SM e DP.

Questo indice viene utilizzato per rilevare i principali disturbi dello spettro.

Ω viene calcolato [13] andando ad utilizzare i segnali grezzi prima di essere filtrati, con la seguente formula:

$$\Omega = 10 \log \left[\frac{(M_2/M_0)^{\frac{1}{2}}}{M_1/M_0} \right]$$

dove M_i rappresenta il momento spettrale e viene calcolato come:

$$M_i = \sum_{f=0}^{500} PSD \cdot f^i$$

DP

Si ottiene dividendo la densità di potenza media più alta dello spettro per la densità di potenza media più bassa.

Lo scopo principale di questo indice è quello di mostrare se lo spettro di potenza presenta un picco adeguato nell'intervallo di frequenza dove si trova lo spettro di potenza.

Questo indice è sensibile all'ampiezza del segnale EMG ed è capace di rilevare anche se vi è inattività nel segnale.

Non è invece sensibile a potenze inferiori a 35 Hz, di conseguenza non arriverà ad avere valori alti a causa della potenza indotta dagli artefatti da movimento.

L'indice DP viene calcolato andando a fare il rapporto picco-picco sul segnale.

SMR e DP dipendono dalla determinazione corretta della densità di potenza media più alta, per questo il filtro passa-basso deve impedire la presenza di picchi nello

spettro di potenza indotti da disturbi della rete o aliasing di segnali che presentano disturbi ad alta frequenza.

Questi due indici vengono espressi solitamente in decibel, mentre Ω viene fornito in unità relative [18].

Per calcolare gli indici, si ha bisogno di definire e calcolare la PSD.

In questo lavoro la PSD è stata stimata tramite la FFT.

Per avere un quadro chiaro di come i valori ottenuti con gli indici caratterizzano la qualità del segnale registrato dai canali, si sono realizzati, tramite Matlab, dei boxplot.

Nei grafici, in ascissa ci sono i canali, mentre in ordinata i valori dell'indice calcolato.

Rispettivamente i canali sono:

- Canale 1 = Elettrodo C1 (Estensore radiale lungo del carpo)
 - Canale 2 = Elettrodo C2 (Estensore ulnare del carpo)
 - Canale 3 = Elettrodo C3 (Estensore digito comune)
 - Canale 4 = Elettrodo C4 (Flessore radiale del carpo)
 - Canale 6 = Elettrodo W1
 - Canale 7 = Elettrodo W2
 - Canale 8 = Elettrodo W3
 - Canale 9 = Elettrodo W4
- } In prossimità del processo stiloideo ulnare posteriore
- } In prossimità del processo stiloideo ulnare anteriore

Considerando tutto il segnale, gli indici sono stati calcolati unendo le informazioni gesto-canale, ovvero, si è ottenuta una matrice di dimensione 14x9, contenente un valore per ogni gesto per ogni canale. Il primo canale, ad esempio, tiene conto di tutti i valori dell'indice considerato, ottenuti per tutti i gesti.

Nel caso, invece, di segnale segmentato, si hanno dieci segmenti per ogni gesto per ogni canale, quindi per ogni indice si avrà un valore per ogni gesto, per ogni canale, per ogni ripetizione.

Si sono scelte due mediazioni, una media rispetto alle ripetizioni e l'altra rispetto ai gesti.

La prima mediazione considera un valore dell'indice per ogni gesto per ogni canale. Ogni gesto è stato rappresentato, in questo caso, dalla media delle dieci ripetizioni. Tutti i gesti sono stati rappresentati nel boxplot suddividendoli per canali, in modo da verificare l'effetto del canale relativo.

La seconda mediazione considera, invece, un valore dell'indice per ogni canale per ogni ripetizione. I valori ottenuti sono così indipendenti dal gesto svolto ed una volta messi nel boxplot, si potrà verificare l'effetto del canale relativo.

Una caratteristica importante del boxplot è il range interquartile, l'ampiezza del box, perché contiene il 50% dei valori tra il 25 e il 75 percentile, ma in più indica quando sono variabili i valori misurati. Un'ampiezza grande indica maggiore variabilità, rispetto ad un box piccolo.

La linea rossa serve a separare la posizione degli elettrodi, i boxplot presenti a sinistra della linea indicano quelli posizionati sull'avambraccio, mentre quelli a destra si trovano sul polso.

La prima analisi viene fatta considerando tutto il segnale, senza la segmentazione. Nell'asse delle ordinate ci sono i valori dell'indice calcolato su tutto il segnale considerando i gesti per i canali. La mediana del boxplot è calcolata su questi valori.

La figura 24 indica il boxplot relativo all'indice SMR considerando tutto il segnale.

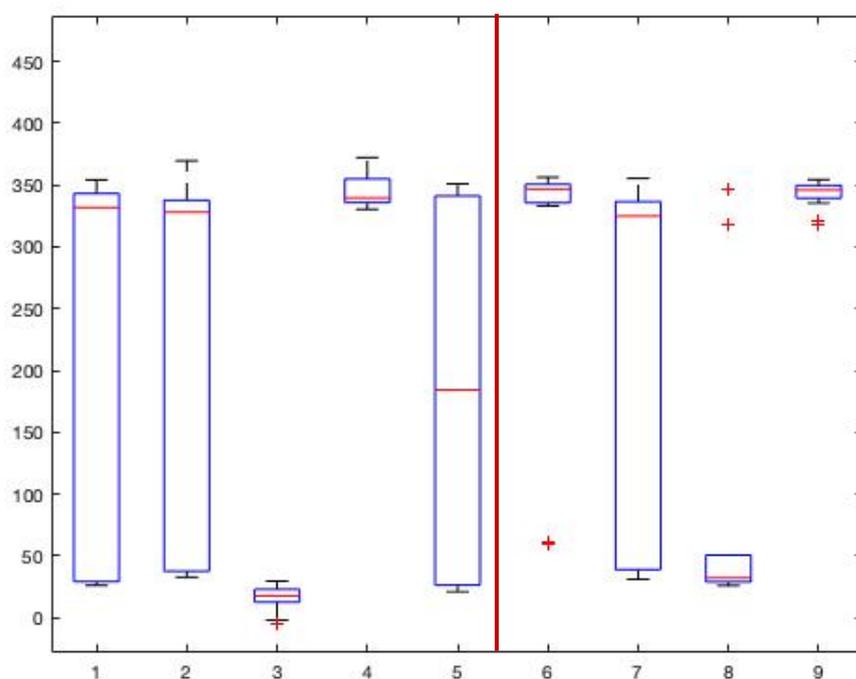


Figura 24 Boxplot indice SMR considerando tutto il segnale

Per l'indice SMR ci aspettiamo dei valori alti, perché più il valore mediano sarà alto, migliore sarà la bontà del segnale del relativo canale.

Dai boxplot si può notare come i canali 1, 2 e 4 per l'avambraccio, 6, 7 e 9 per il polso, diano un valore mediano dell'SMR più alto. L'informazione di massima su questi canali è legata ad una buona qualità. Tuttavia, però, i canali 1, 2, 4 e 7 hanno una variabilità molto alta. Questo può significare, avendo messo tutti i gesti insieme, che per un gesto questo parametro ha una caratteristica stabile ed ha un buon valore, mentre per un altro gesto è meno buono, ampliando così la variabilità.

Non per tutti i gesti questa configurazione è ottima, anzi per quattro canali su nove, pur avendo dei valori mediани buoni per questo parametro, presentano ampia variabilità.

La figura 25 indica il boxplot relativo all'indice Ω , considerando tutto il segnale.

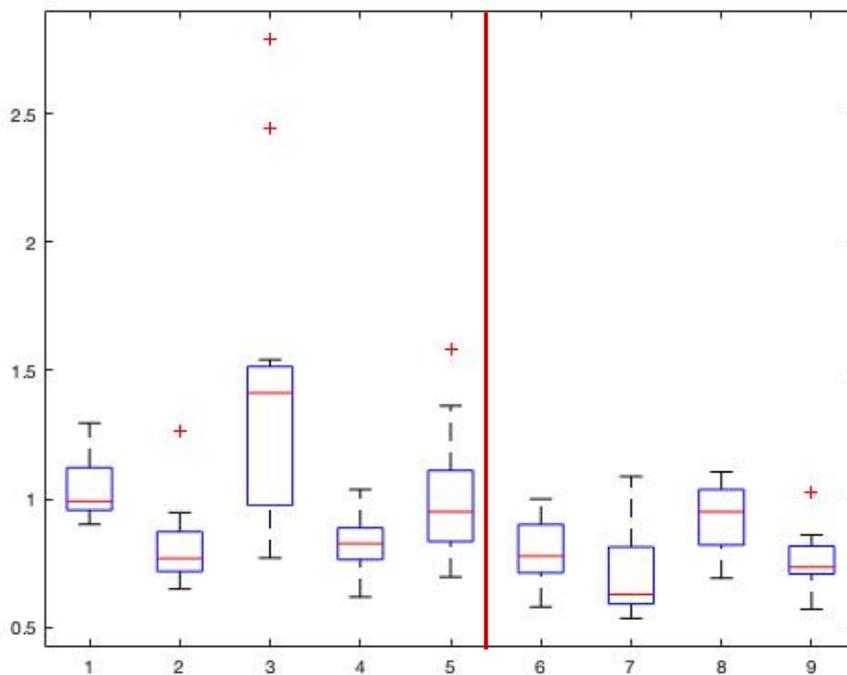


Figura 25 Boxplot indice Ω considerando tutto il segnale

Per l'indice Ω ci aspettiamo dei valori bassi perché più il valore mediano sarà basso, migliore sarà la bontà del segnale del relativo canale.

Analizzando i boxplot, si può notare che sono 2, 4, 6, 7 e 9 i canali a presentare un indice più basso. Di conseguenza, sono i canali che forniscono un segnale più stabile, in quanto l'indice Ω rappresenta la deformazione dello spettro di potenza.

In particolare, gli elettrodi posizionati sul polso forniscono valori più piccoli rispetto a quelli dell'avambraccio.

Per quanto riguarda la variabilità dei valori, eccetto il canale 3, gli altri canali presentano valori vicini al valore mediano.

Per quasi tutti i gesti questa configurazione risulta ottima.

La figura 26 indica il boxplot relativo all'indice DP, considerando tutto il segnale.

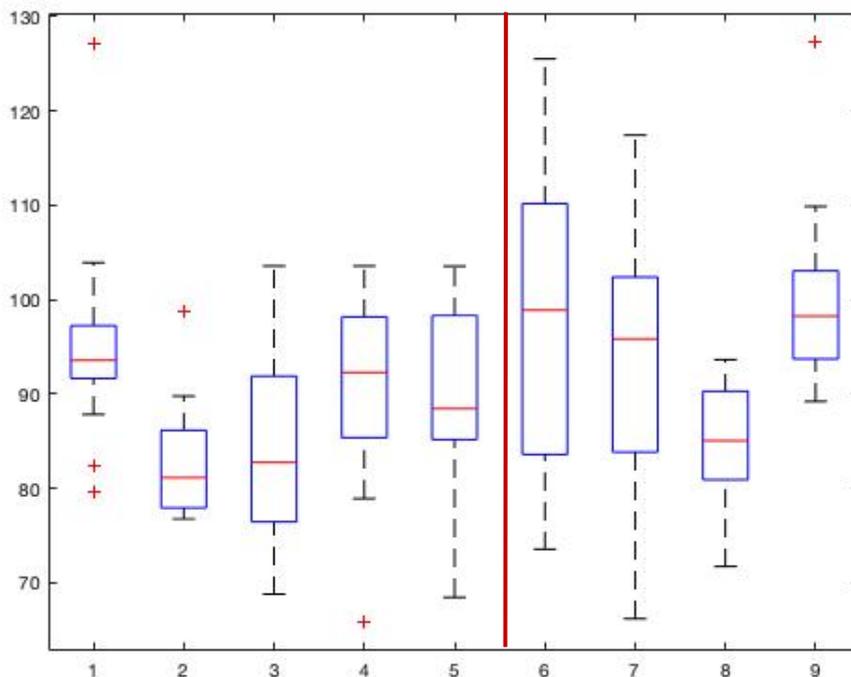


Figura 26 Boxplot indice DP considerando tutto il segnale

Per quanto riguarda, invece, l'indice DP, ci aspettiamo un valore alto; anche qui, maggiore sarà il valore mediano, maggiore sarà la bontà del segnale acquisito dal relativo canale.

Risulta, subito, visibile che i canali migliori sono 6, 7 e 9 perché presentano un indice DP più alto rispetto a tutti gli altri elettrodi. In questo caso gli elettrodi posizionati sul polso sono i migliori. Il canale 6, però, presenta una maggiore variabilità rispetto a tutti gli altri canali, nonostante il suo valore mediano sia il più alto.

In linea generale la variabilità dei valori è ampia per quasi tutti i canali, in quanto si discostano dal valore mediano.

Ora, viene fatta la seconda analisi, considerando il segnale segmentato.

Come prima cosa, si considerano i valori ottenuti degli indici dopo aver mediato rispetto alle ripetizioni. Si avrà un valore per ogni gesto per ogni canale.

Sull'asse delle ordinate ci sono i valori su cui viene fatta l'analisi, mentre in ascissa i rispettivi canali.

La figura 27 indica il boxplot relativo all'indice SMR, considerando il segnale segmentato e mediato rispetto alle ripetizioni.

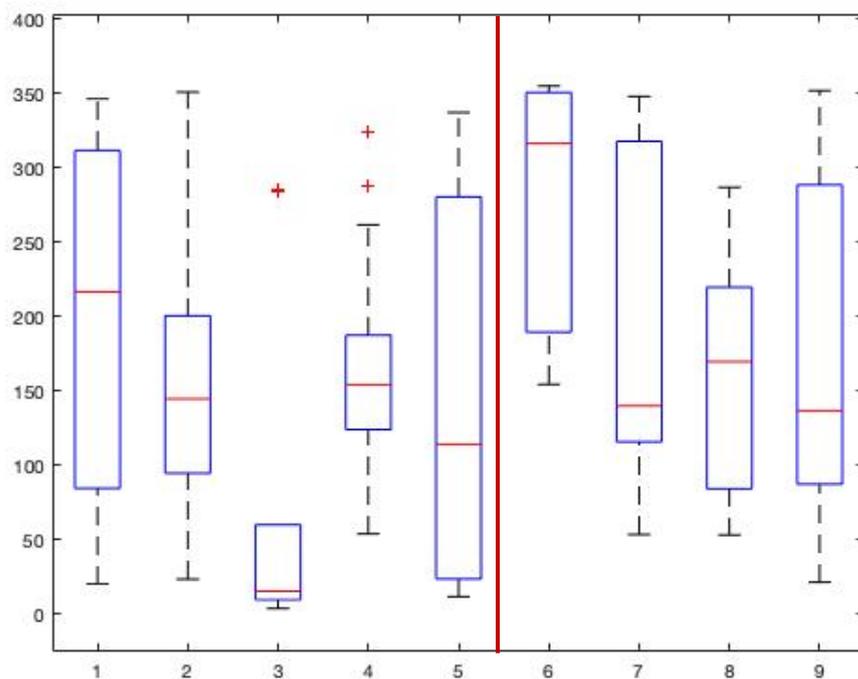


Figura 27 Boxplot indice SMR considerando il segnale segmentato mediato rispetto alle ripetizioni

Secondo le considerazioni fatte precedentemente, risulta migliore il canale 6, perché fornisce il valore più alto di SMR, rispetto a tutti i canali. Non solo, le differenze sono molto evidenti a differenza del caso “tutto il segnale”: si nota come il valore mediano per tutti i canali, eccetto il 6, assume un valore più basso rispetto a tutto il segnale; non solo, l'ampiezza dei boxplot è molto ampia in sette canali su nove, sinonimo di alta variabilità tra i valori.

Per questa mediazione, l'indice SMR non risulta essere molto valido per la verifica della qualità.

La figura 28 indica il boxplot relativo all'indice Ω , considerando il segnale segmentato e mediato rispetto alle ripetizioni.

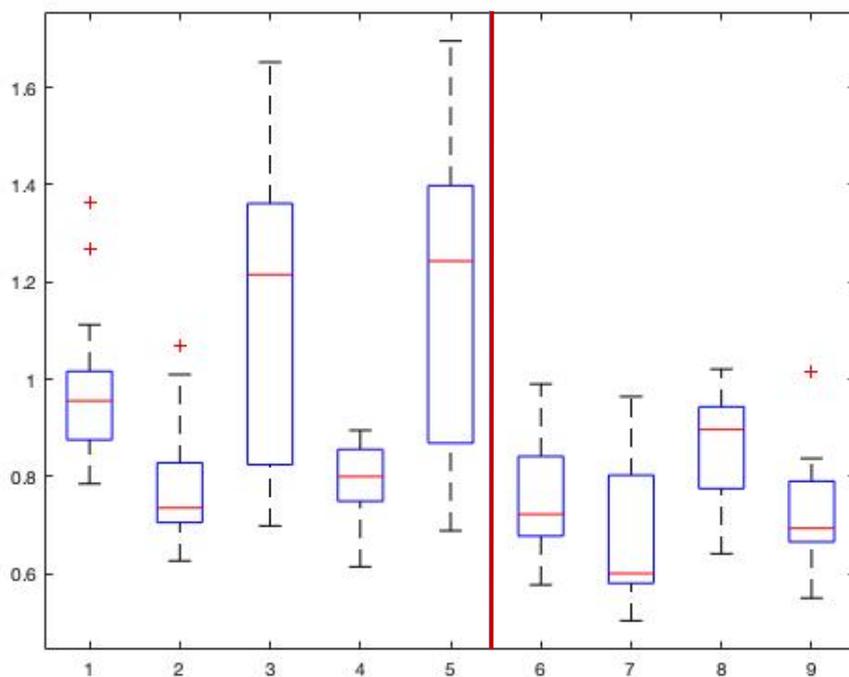


Figura 28 Boxplot indice Ω considerando il segnale segmentato mediato rispetto alle ripetizioni

In questo caso, si può notare come i canali 2, 4, 6, 7 e 9 risultino migliori. Tra questi il migliore è il canale 7 perché fornisce un valore di Ω più piccolo rispetto a tutti, nonostante abbia maggiore variabilità dei valori tra i canali, eccetto per il canale 3, dove i valori sono i più variabili.

Per questa analisi l'indice Ω fornisce dei risultati ragionevoli per la verifica della qualità.

La figura 29 indica il boxplot relativo all'indice DP, considerando il segnale segmentato e mediato rispetto alle ripetizioni.

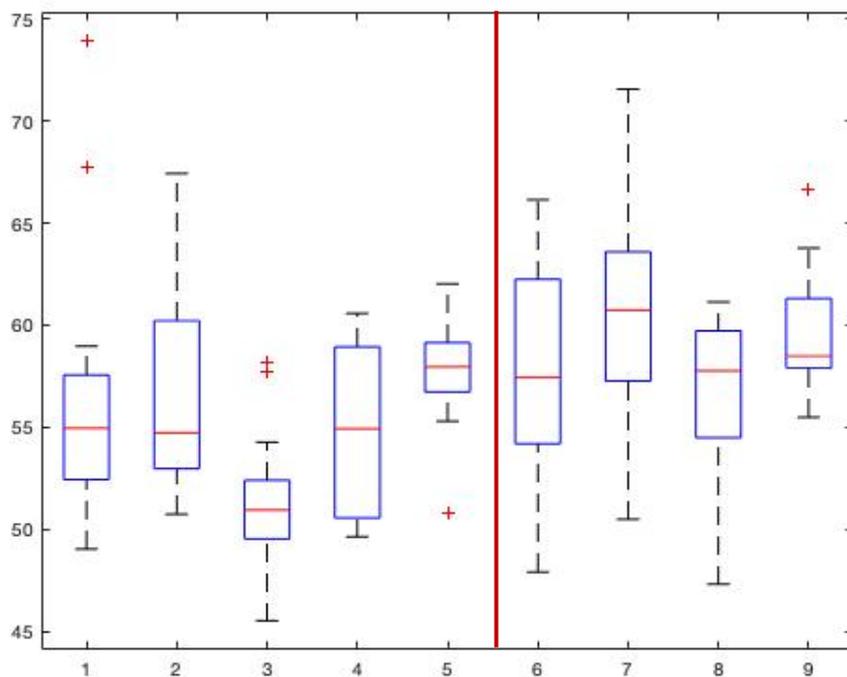


Figura 29 Boxplot indice DP considerando il segnale segmentato mediato rispetto alle ripetizioni

I canali migliori risultano 6, 7, 8 e 9, dove il 7 risulta essere il migliore dei quattro, fornendo un valore DP più alto. Tra questi, il canale 6 presenta un'ampia variabilità dei valori. In generale, la variabilità è abbastanza ampia, per questa configurazione l'indice DP non risulta essere buono per la verifica della qualità.

Si analizza ora, la seconda mediazione, fatta sempre sul segnale segmentato, ma questa volta vengono i valori vengono mediati rispetto ai gesti, un valore per ogni ripetizione per ogni canale. Si ottengono, così, dei valori indipendenti dal gesto effettuato.

In ordinata, si avranno i valori calcolati rispetto al canale, per le dieci ripetizioni.

La figura 30 indica il boxplot relativo all'indice SMR, considerando il segnale segmentato e mediato rispetto ai gesti.

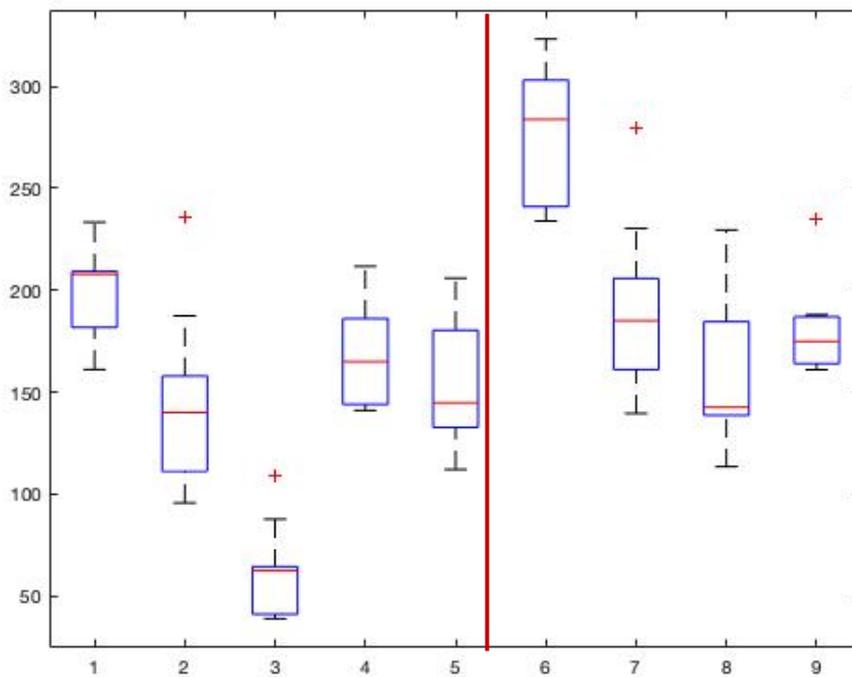


Figura 30 Boxplot indice SMR considerando il segnale segmentato mediato rispetto ai gesti

Il canale 6 è il migliore tra tutti i canali di acquisizione, perché presenta un valore mediano maggiore rispetto agli altri, ma è anche quello a mostrare una maggiore variabilità tra i valori calcolati.

Si nota già una differenza rispetto ai valori SMR del segnale segmentato mediato rispetto le ripetizioni, la distribuzione dei valori è meno ampia, i singoli boxplot sono più "piccoli", quindi hanno meno variabilità tra i valori. Inoltre, si nota maggiormente la differenza tra la qualità dei canali: l'indice calcolato mediando rispetto ai gesti fornisce una buona verifica della bontà del segnale, rispetto allo stesso gesto calcolato, però, rispetto alle ripetizioni.

La figura 31 indica il boxplot relativo all'indice Ω , considerando il segnale segmentato e mediato rispetto ai gesti.

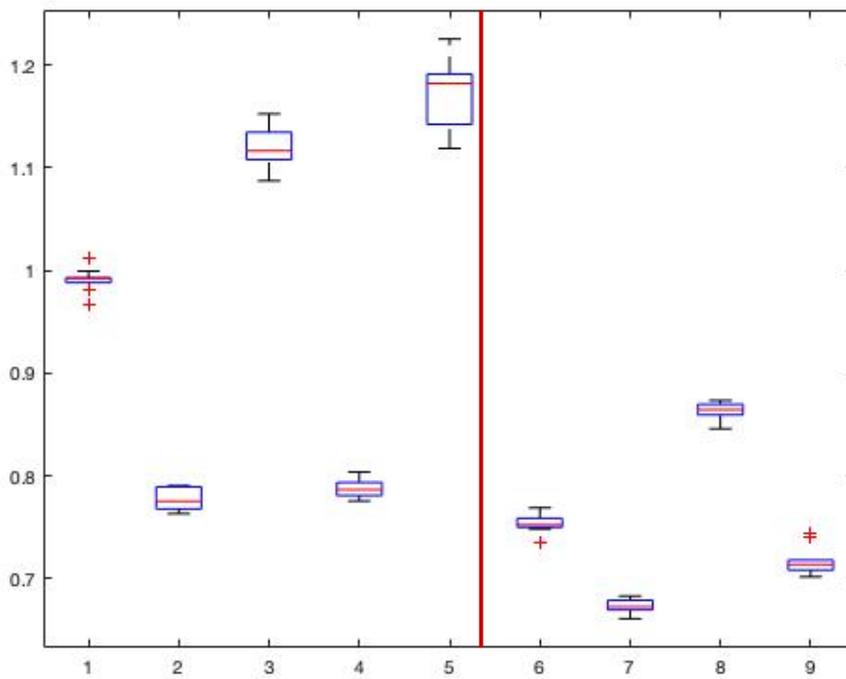


Figura 31 Boxplot indice Ω considerando il segnale segmentato mediato rispetto ai gesti

Da questo grafico si nota che i canali migliori sono 2, 4, 6, 7 e 9, dove il canale 7 è il migliore di tutti quanti. In più, i valori non sono sparpagliati, anzi sono molto vicini alla mediana. Questo indice, per questa configurazione, fornisce un'ottima verifica della qualità del segnale registrato.

La figura 32 indica il boxplot relativo all'indice DP, considerando il segnale segmentato e mediato rispetto ai gesti.

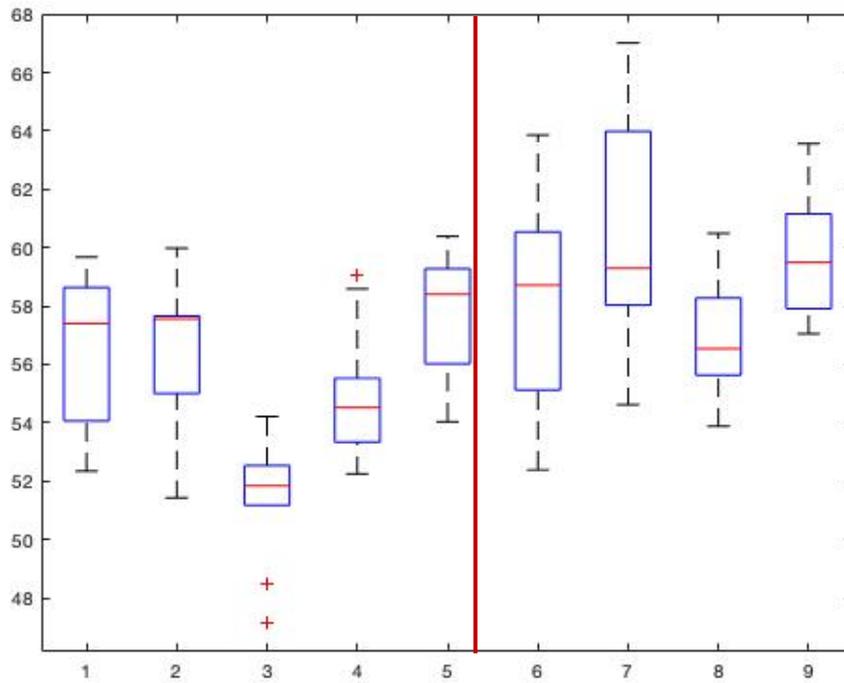


Figura 32 Boxplot indice DP considerando il segnale segmentato mediato rispetto ai gesti

Anche in quest'ultimo caso risultano migliori i canali 6, 7 e 9 per il valore mediano. Se si considera la variabilità dei valori, i canali 6 e 7 sono i peggiori, perché hanno un'ampiezza dei box più grande rispetto a tutti gli altri.

5. DISCUSSIONE

Dalla letteratura si evince che i tre indici hanno delle caratteristiche e significati specifici: il parametro SMR tiene conto di quanto un artefatto influenza il segnale EMG registrato attraverso un rapporto tra la densità spettrale di potenza del segnale filtrato e l'artefatto di movimento nei segnali; ci aspettiamo un valore alto perché si traduce in un valore piccolo dell'artefatto. In letteratura indicativamente l'SMR deve essere maggiore di 12 dB [18].

Il parametro Ω indica la deformazione spettrale del segnale EMG, ci aspettiamo un valore basso perché si traduce in una bassa deformazione spettrale. In letteratura questo valore deve essere almeno inferiore a 1,4 [18].

Infine, per il parametro DP indica la potenza di picco all'interno di un intervallo in cui si trova il segnale EMG, attraverso un rapporto picco-picco sul segnale, ci aspettiamo quindi un valore alto. In letteratura questo parametro risulta essere almeno maggiore di 30 dB [18].

Nel caso di SMR alto, si può constatare che il segnale rilevato non viene influenzato dall'artefatto di movimento.

Per l'indice Ω , il valore basso indica un basso livello di deformazione dello spettro di potenza, di conseguenza la qualità del segnale è maggiore.

Infine, per il DP, essere un valore alto, indica che lo spettro di potenza ha effettivamente un picco elevato nell'intervallo di frequenza.

Da queste conoscenze, si confrontano i boxplot ed i risultati ottenuti, tra tutto il segnale ed i segnali segmentati (uno mediato rispetto alle ripetizioni ed uno rispetto ai gesti).

I risultati ottenuti nel presente lavoro evidenziano che: se si considera l'intero segnale, il valore mediano dell'indice SMR risulta essere più alto rispetto al segnale segmentato mediato rispetto alle ripetizioni, ma presenta un'alta variabilità dei valori, non può essere utilizzato per una verifica della qualità del segnale; mentre nel caso del segnale segmentato l'indice SMR migliore è quello ottenuto dopo aver mediato rispetto ai gesti, perché non solo ha un valore mediano più alto, ma la variabilità dei valori è più contenuta. Tra i tre indici SMR, la configurazione migliore risulta essere il segnale segmentato mediato rispetto ai gesti.

Considerando l'indice Ω , il valore ottimo è dato dal segnale segmentato mediato rispetto ai gesti, perché fornisce il valore mediano più basso e la variabilità dei valori è quasi nulla in quasi tutti i canali, rispetto agli altri due indici calcolati. Al secondo posto, nonostante la variabilità, vi è l'indice Ω calcolato su tutto il segnale, perché fornisce un valore mediano più alto e meno variabilità rispetto al segnale segmentato mediato rispetto le ripetizioni.

Infine, l'indice DP in linea generale non presenta ottime prestazioni, perché tolto il valore mediano, la variabilità dei valori è alta in tutte e tre le configurazioni. Facendo un confronto, però, risulta migliore tra i tre quello ottenuto dalla configurazione segnale segmentato mediato rispetto ai gesti.

Possiamo concludere che la configurazione migliore, che preserva meglio la qualità dei segnali è sicuramente quella di segmentare il segnale e poi mediare rispetto ai gesti, quindi valutare i valori indipendentemente dal gesto svolto, mantenendo le ripetizioni ed i canali.

Tra i tre indici, l'indice Ω è quello che risulta preservare meglio le informazioni del segnale al variare dei gesti.

Dalla conoscenza in letteratura e avendo confrontato i singoli canali all'interno dei boxplot, risulta evidente che i segnali EMG migliori sono quelli registrati dagli elettrodi posizionati sul polso. Ciò significa che questi ultimi elettrodi riescono a registrare e fornire informazioni utili relative ai gesti comuni.

La qualità dei segnali EMG raccolti dagli elettrodi del polso si preserva o risulta in alcuni casi migliore anche in set-up differenti, rispetto alla qualità dei segnali prelevati dagli elettrodi posti sull'avambraccio. Questi segnali possono essere considerati affidabili per il riconoscimento dei gesti della mano.

In conclusione, i segnali EMG ottenuti con gli elettrodi del polso hanno alta e migliore qualità, soffrendo meno degli artefatti rispetto agli elettrodi dell'avambraccio.

BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA

- [1] Konrad, Peter. "The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography." (2005): 30-35.
- [2] Merletti, Roberto, Bruno Rossi, and Carlo Cisari. Elettromiografia di superficie: dieci anni di collaborazione tra il Dipartimento di elettronica del Politecnico di Torino e il Neuromuscular research center della Boston university. CLUT, 1995.
- [3] Hermens, Hermie J., et al. "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures." *Journal of electromyography and Kinesiology* 10.5 (2000): 361-374.
- [4] De Luca, Carlo J. "Surface electromyography: Detection and recording." *DelSys Incorporated* 10.2 (2002): 1-10.
- [5] Micera, Silvestro, Jacopo Carpaneto, and Stanisa Raspopovic. "Control of hand prostheses using peripheral information." *IEEE reviews in biomedical engineering* 3 (2010): 48-68
- [6] Phinyomark, Angkoon, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul. "Wavelet-based denoising algorithm for robust EMG pattern recognition." *Fluctuation and Noise Letters* 10.02 (2011): 157-167.
- [7] Campbell, Evan, Angkoon Phinyomark, and Erik Scheme. "Current trends and confounding factors in myoelectric control: Limb position and contraction intensity." *Sensors* 20.6 (2020): 1613.
- [8] Phinyomark, Angkoon, et al. "Electromyography (EMG) signal classification based on detrended fluctuation analysis." *Fluctuation and Noise Letters* 10.03 (2011): 281-301.
- [9] Emayavaramban, G., and A. Amudha. "Identifying hand gestures using sEMG for human machine interaction." (2006).
- [10] Phinyomark, Angkoon, et al. "Critical exponent analysis applied to surface EMG signals for gesture recognition." *Metrology and Measurement Systems* (2011): 645-658.

- [11] Ullah, Asad, et al. "Effect of analysis window and feature selection on classification of hand movements using emg signal." Proceedings of SAI Intelligent Systems Conference. Springer, Cham, 2020.
- [12] Phinyomark, Angkoon, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul. "Feature reduction and selection for EMG signal classification." Expert systems with applications 39.8 (2012): 7420-7431.
- [13] Botros, Fady, Angkoon Phinyomark, and Erik Scheme. "EMG-Based Gesture Recognition: Is It Time to Change Focus from the Forearm to the Wrist?" IEEE Transactions on Industrial Informatics (2020).
- [14] Fajardo, Jose Manuel, Orlando Gomez, and Flavio Prieto. "EMG hand gesture classification using handcrafted and deep features." Biomedical Signal Processing and Control 63 (2021): 102210.
- [15] Bronzino, Joseph D. Biomedical Engineering Handbook 2. Vol. 2. Springer Science & Business Media, 2000.
- [16] Webster, John G., ed. Medical instrumentation: application and design. John Wiley & Sons, 2009.
- [17] sistema acquisizione:
<https://www.btsbioengineering.com/it/prodotti/freeemg/#1487583696279-869e583c-4565>
- [18] Sinderby, C., L. Lindstrom, and A. E. Grassino. "Automatic assessment of electromyogram quality." Journal of Applied Physiology 79.5 (1995): 1803-1815.
- [19] Phinyomark, Angkoon, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul. "Investigating long-term effects of feature extraction methods for continuous EMG pattern classification." Fluctuation and Noise Letters 11.04 (2012): 1250028.
- [20] Englehart, Kevin, B. Hudgin, and Philip A. Parker. "A wavelet-based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control." IEEE Transactions on Biomedical Engineering 48.3 (2001): 302-311.
- [21] Phinyomark, Angkoon, Rami N Khushaba, and Erik Scheme. "Feature extraction and selection for myoelectric control based on wearable EMG sensors." Sensors 18.5 (2018): 1615.
- [22] Pizzolato, Stefano, et al. "Comparison of six electromyography acquisition setups on hand movement classification tasks." PloS one 12.10 (2017): e0186132.

[23] Côté-Allard, Ulysse, et al. "Deep learning for electromyographic hand gesture signal classification using transfer learning." *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 27.4 (2019): 760-771.

[24] Mesa, Iker, et al. "Channel and feature selection for a surface electromyographic pattern recognition task." *Expert Systems with Applications* 41.11 (2014): 5190-5200.