UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZONE

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

"L'ELETTROMIOGRAFIA INTRAMUSCOLARE (iEMG): VANTAGGI E LIMITAZIONI NELLE APPLICAZIONI DELLA MISURAZIONE DELL'ATTIVITÀ MUSCOLARE RISPETTO ALL'ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE"

Relatore: Prof. Augusto Ferrante

Laureando: Giacomo Crosara

ANNO ACCADEMICO 2024 – 2025

Data di laurea 17/03/2025

Dedicata ai miei genitori, Fabio,
Eleonora, Nicholas e tutti gli
amici che in questi anni mi sono
stati vicini. Grazie.

Indice

INTRODUZIONE ……... 1

1. ELEMENTI ALLA BASE DEI SEGNALI NEUROMUSCOLARI ….……... 2

1.1. Generazione del Potenziale d'Azione e caratteristiche fondamentali ……..……. 2

1.2. Muscolo scheletrico ……..…….… 5

1.3. Il neurone ……..……..… 8

1.4. Motoneurone e l'unità motoria (UM) ……..……...9

2. ELETTRODI E ELETTROMIOGRAFO …… 11

2.1 Segnali bioelettrici …… 11

2.2 Elettrodi superficiali ……. 11

2.3 Elettrodi ad ago ……. 13

2.4 Elettromiografia e schema funzionale ……... 16

3. SEGNALE EMG E FASI DI ELABORAZIONE …….. 22

3.1. Segnale EMG ……... 22

3.2. Fasi di elaborazione del segnale EMG ……. 24

3.3. Cross correlazione e riconoscimento di forme d'onda ……. 27

4. DIFFERENZE TRA SEGNALE iEMG E sEMG ……..... 29

4.1. Introduzione al caso di studio ……. 29

4.2. Protocollo di misura …… 29

4.3. Strumentazione ……... 30

4.4. Analisi dei dati …… 31

4.4.1 Analisi dell'andatura ……...…….. 31

4.4.2 Analisi dell'attività EMG …….…… 32

4.4.3 Analisi statistica ……..…….. 32

4.5. Risultati ottenuti ……..... 34

4.6. Discussione dei risultati ……..…… 37

5. ESEMPIO DI APPLICAZIONE DEGLI ELETTRODI AD AGO ……41

5.1. Introduzione al caso di studio …… 41

5.2. Setup sperimentale ……..…… 42

5.3. Registrazione della forza ……44

5.4. Modalità di registrazione del segnale …… 45

5.5. Elaborazione dei segnali …… 46

5.6. Rilevamento dei potenziali d'azione delle unità motorie …….. 47

5.7. Esempio di segnali acquisiti dalla ricerca …….. 47

5.8. Verifica della validità dei segnali rilevati …….. 53
CONCLUSIONI …….. ...56
BIBLIOGRAFIA E SITOLOGIA ……... 59

INTRODUZIONE

Durante il mio percorso di studi, uno degli aspetti che ha maggiormente suscitato il mio interesse nell'analisi e nell'elaborazione dei segnali è stato il problema del rumore. Questo, infatti, introduce informazioni non rilevanti da eliminare: tuttavia, il processo di filtraggio può comportare la perdita di dati significativi, specialmente quando si analizzano segnali con pattern irregolari, in cui le componenti indesiderate non sono facilmente identificabili.

I segnali muscolari ottenuti attraverso l'esame EMG (elettromiografia), sono influenzati non solo dalle interferenze della strumentazione ma anche da diversi disturbi fisiologici. Tra questi, il cross-talk muscolare rappresenta uno dei principali problemi poiché può compromettere la corretta registrazione del segnale di interesse, rendendo più complicate operazioni come l'individuazione di patologie o la progettazione di protesi che permettano movimenti complessi.

I segnali EMG possono essere acquisiti in due modi: superficiale e intramuscolare. La modalità superficiale rileva i segnali attraverso la pelle mentre quella intramuscolare misura direttamente il segnale a contatto con il muscolo. Oltre alle differenze nell'applicazione, queste due modalità mostrano anche differenze nella qualità del segnale acquisito.

Durante l'elettromiografia intramuscolare, poiché l'elettrodo è a diretto contatto con la sorgente del segnale, si ritiene che ci sia una minore presenza di artefatti dovuti a cross-talk e ad altre interferenze fisiologiche tipicamente presenti.

L'obiettivo di questo elaborato è quindi esplorare i vantaggi e i limiti che questa procedura offre nell'acquisizione di questo tipo di segnali.

Nei capitoli successivi di questa tesi si presentano: un'introduzione all'anatomia, con particolare attenzione riguardo l'interazione tra neuroni e muscoli durante il processo di contrazione; la strumentazione utilizzata per l'esame EMG e i vari componenti e le diverse tipologie di elettrodi impiegati; un'analisi delle caratteristiche tipiche di un segnale EMG, seguita da una breve descrizione delle principali tecniche di elaborazione del segnale EMG.

Infine, vengono presentati due casi di studio: il primo ha l'obiettivo di analizzare le differenze nei segnali acquisiti tramite le due modalità e quindi valutare quando una metodologia è più adatta alla misura rispetto l'altra, mentre il secondo esplora i vantaggi che i segnali ottenuti tramite elettromiografia intramuscolare possono offrire nella progettazione di protesi articolari più avanzate.

CAPITOLO 1
ELEMENTI ALLA BASE DEI SEGNALI NEUROMUSCOLARI

1.1. Generazione del potenziale d'azione e caratteristiche fondamentali.

Il potenziale d'azione è la componente fondamentale di tutti i segnali bioelettrici ed interessa cellule sia nervose che muscolari.

Per comprendere tale fenomeno, è necessario studiare il ruolo di tre specie di ioniche nel potenziale di membrana di una cellula nervosa: ione potassio (K+), sodio (Na+) e cloro (Cl-).

In prima analisi si osserva come la membrana cellulare renda la cellula impermeabile all'acqua ma semipermeabile a determinati ioni grazie alla presenza di proteine di membrana che ne consentono il passaggio (chiamate canali ionici a seguito del loro ruolo).

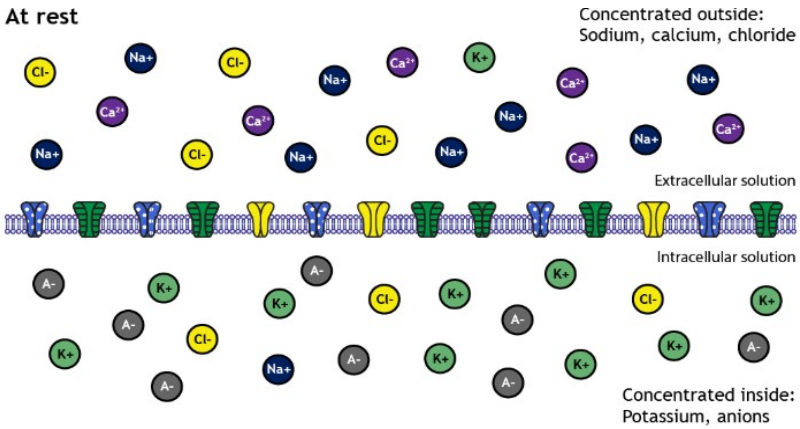


Figura 1.1: schematizzazione della membrana cellulare con varie tipologie di canale ionico e di come gli ioni sono concentrati in ambiente intra ed extra cellulare

Iniziando ad analizzare il ruolo dello ione potassio, si può vedere come all'interno della cellula vi sia un'elevata concentrazione con valori di 150 mM, e all'esterno 5/ 5.5 mM.

Lo ione sodio ha una concentrazione di 15 mM all'interno, 150 mM all'esterno

Similmente al sodio, il cloro presenta un'alta concentrazione extracellulare con valori pari a 125 mM esterno e bassi all'interno con una concentrazione di 9 mM.

Questi risultati permettono una prima osservazione fondamentale: per quanto la membrana sia semipermeabile, lo è in modo diverso per questi tre ioni; è evidente che per lo ione potassio il passaggio all'interno della cellula è semplificato rispetto a sodio e cloro.

Relativamente allo ione K+, la sua diffusione all'interno della cellula è guidata dalla concentrazione mentre il gradiente di potenziale tende a mantenerlo all'interno. Cl-, al contrario, si sposta dall'esterno verso l'interno; essendo negativo, il potenziale elettrico lo indirizza nella

direzione opposta. Per quanto riguarda Na+, sia il gradiente di concentrazione che quello elettrico lo favoriscono nel muoversi verso l'interno.

Questa differenza nelle concentrazioni nelle diverse specie atomiche, determina un valore del potenziale di membrana di -70mV.

Tale valore è determinato tramite l'equazione di Goldmann-Hodgkin-Katz:

$$E_m \cong 61.5 log_{10} \frac{P_K[K]_{est} + P_{Na}[Na]_{est} + P_{Cl}[Cl]_{int}}{P_K[K]_{int} + P_{Na}[Na]_{int} + P_{Cl}[Cl]_{est}}$$

E: potenziale di membrana [mV]

P_x: permeabilità allo ione x[cm/s]

Ipotizzando la presenza del solo ione cloro e applicando l'equazione di Nernst:

$$E_m \cong \frac{RT}{zF} ln \frac{C_{est}}{C_{int}}$$

T: temperatura [K]

R: costante dei gas [8,31 J $K^{-1}mol^{-1}$]

F: costante di Faraday [96540 C mol^{-1}]

z: valenza ione

c_i= concentrazione molale ione

si ottiene un potenziale di membrana pari a ECl = -70mV; considerando invece una cellula muscolare si otterranno risultati di -90mV.

Questo risultato porta a riflettere sul fatto che il flusso di ione cloro uscente, a causa del potenziale elettrico e quello entrante, causato dalla concentrazione, sono in equilibrio.

Considerando il sodio o il potassio (presi singolarmente), si nota come questa condizione di equilibrio non si realizzi presentando rispettivamente valori pari a 61mV e -88mV; quindi, per mantenere le concentrazioni intra ed extra cellulari descritte in precedenza sono necessari specifici processi: i fenomeni di trasporto attivo.

Questi, sono dei processi che coinvolgono le proteine di membrane, chiamate pompe sodio-potassio.

Pur essendo proteine di membrana sono differenti dai canali ionici che permettono il flusso di specie ioniche in funzione delle differenze di concentrazione e potenziale, non richiedendo energia e svolgendo un processo chiamato trasporto passivo.

La pompa sodio potassio svolge un lavoro '' più preciso '': trasporta all'esterno lo ione sodio e all'interno potassio con consumo di energia fornita dalla scissione di ATP; questo processo è detto quindi trasporto attivo [1].

Considerando sempre il caso di una cellula nervosa, il potenziale di equilibrio in esse è di 70mV.

In questa fase, detta stato di riposo, la cellula è detta polarizzata e il suo potenziale è così definito potenziale di riposo.
Sottoponendo la cellula a uno stimolo depolarizzante, abbastanza elevato da superare una certa soglia (processo di depolarizzazione, cioè si abbassa la differenza di potenziale tra interno ed esterno della cellula[1] le caratteristiche della membrana variano.
In conseguenza a tale stimolo, il canale ionico specifico per gli ioni sodio risulta aperto: grazie al gradiente di concentrazione e alla differenza di potenziale questi possono entrare senza nessuna barriera ad ostacolare tale flusso.
Si verifica quindi un ingresso di cariche positive dall'esterno verso l'interno, con un conseguente aumento di potenziale.
Al raggiungimento di una seconda soglia, tramite un meccanismo chimico, il canale del sodio si chiude riducendo gradualmente il flusso di sodio e successivamente si apre il canale ionico del potassio: il potassio, per gradienti di concentrazione e differenza di potenziale, contrariamente al caso precedente, esce causando un flusso positivo di cariche dall'interno della cellula verso l'esterno producendo ulteriore depolarizzazione, fino alla chiusura dei canali relativi con ritorno allo stato polarizzato.
È importante sottolineare come tale processo avvenga solamente quando lo stimolo supera una soglia che, generalmente, è nell'ordine dei 10-20 mV: dato il potenziale di riposo di una cellula nervosa di -70mV, per ottenere il processo descritto pocanzi è necessario portare a -60/-50 mV il potenziale di membrana.
Se tale condizione è rispettata la depolarizzazione dà quindi luogo a un potenziale d'azione.
L'esistenza di questa soglia è dovuta al fatto che nello stato di riposo la permeabilità del sodio è minore rispetto a quella del potassio; di conseguenza, se lo stimolo di depolarizzazione non è sufficiente, il flusso di ioni sodio verso l'esterno ne compensa l'ingresso causato dallo stimolo, contrastando eventuali fenomeni depolarizzanti.
Considerando la membrana assonica di una cellula neuronale e inquadrandone una porzione, si può notare che se è prodotto un potenziale in un punto, la depolarizzazione della regione circostante causa l'apertura dei canali sodio con effetto a cascata nelle zone adiacenti; ciò causa la propagazione del potenziale d'azione: ogni elemento della membrana risponde alla depolarizzazione del precedente.
È da notare come, una volta aperti i canali ionici del sodio, altri stimoli non comportino risposta alcuna e che per provocare ulteriori risposte sia necessario attendere un certo lasso di tempo chiamato periodo refrattario assoluto.

[1] *interno cellula meno negativo dell'esterno*

Si parla invece di periodo refrattario relativo il tempo in cui la cellula non è ancora tornata completamente al suo stato di equilibrio e presenta il canale sodio non completamente chiuso: per uno stimolo sufficientemente alto, superiore alla normale soglia, si ottiene un nuovo potenziale d'azione.
Questi periodi hanno l'effetto di garantire unidirezionalità nella direzione di propagazione del potenziale.
Il potenziale d'azione in una data cellula è sempre lo stesso indipendentemente dal metodo di sollecitazione o intensità dello stimolo: il potenziale d'azione è un *All-or-none phenomenon*, cioè se l'intensità nello stimolo è inferiore alla soglia non si ottengono risposte; invece se superiore alla soglia, indipendentemente da quanto esso lo sia, si ottiene una risposta.
Il potenziale d'azione per cellule diverse presenta tempi di propagazione e caratteristiche elettriche differenti, a causa di caratteristiche delle cellule come potenziali di riposo.

1.2. Muscolo scheletrico [2]

Il tessuto muscolare responsabile dei movimenti volontari è quello scheletrico.
Le cellule del tessuto muscolare sono in grado di contrarsi grazie alle strutture presenti al loro interno, strutture date da un ordinato insieme di elementi cito-scheletrici composti da filamenti di actina allineati a quelli di miosina; quest' ultima è una proteina motrice, ATP-dipendente, in grado di legarsi all'actina e effettuare trazione sui filamenti di quest'ultima.
La miosina è composta da una lunga coda peptidica (catena pesante) e da una testa globulare, connessa alla coda tramite la catena leggera.
Esiste un secondo tipo di miosina, detta 'tipo 2', che forma fasci bipolari capaci di unire più molecole di questo tipo. Ciò porta alla formazione di strutture bipolari che si legano alle catene pesanti mentre le teste sporgono all'infuori potendo così legare i filamenti di actina.
Il risultato è che le teste di miosina prendono contatto coi filamenti di actina da entrambi i lati: nel loro moto hanno una direzionalità, descritta dalla seguente figura.

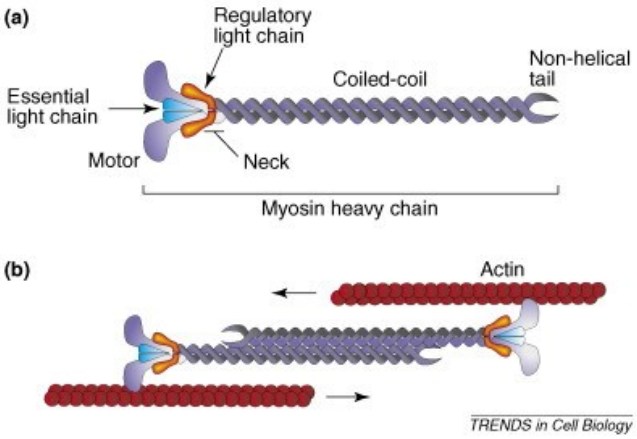


Figura 1.2: direzionalità del moto della miosina

Il filamento di miosina che scorre verso destra 'tira' il filamento di actina da destra a sinistra; similmente, nel caso della miosina che scorre da destra a sinistra porta il filamento di actina da sinistra a destra. Il risultato di questo moto è l'accorciamento della struttura che determina il fenomeno alla base della contrazione muscolare.

Il tessuto scheletrico è composto da lunghe cellule definite fibre (o miociti), costituite dalla fusione di mioblasti (cellule precursori).

Rispetto alla nomenclatura generalmente utilizzata nell'indicare le varie componenti di una generica cellula, nel caso di quelle muscolari ne è applicata una specifica: la membrana plasmatica è detta sarcolemma, il citoplasma sarcoplasma (quest'ultimo inoltre contiene un'elevata presenza di mitocondri); e il reticolo è chiamato reticolo sarcoplasmatico. Questo, come funzione principale, oltre a quella strutturale, ha quella di deposito di calcio che nel processo della contrazione svolge un ruolo fondamentale.

Il sarcolemma è caratterizzato dalla presenza di invaginazioni che si addentrano e si giustappongono tra miofibrilla e reticolo sarcoplasmatico: sono chiamate tubuli a T e permettono al segnale elettrico di essere trasmesso velocemente e efficacemente ai siti della contrazione.

La maggior parte del sarcoplasma è occupato da strutture cito scheletriche, le miofibrille, allineate alle proteine motrici; queste, assumendo una disposizione altamente ordinata, danno luogo alla caratteristica striatura di questo tipo di muscolo.

Il tessuto muscolare si presenta di conseguenza costituito in fasci, con ogni fascio costituito dalle fibre precedentemente citate e circondate da tessuto connettivo.

La miofibrilla è organizzata in elementi consecutivi ripetuti, i sarcomeri, l'unità contrattile fondamentale della cellula muscolare: ogni sarcomero è costituito dai filamenti spessi, di miosina di tipo 2 e da quelli sottili dati dai filamenti di actina tenuti assieme da altre strutture proteiche.

I filamenti sottili prevedono inoltre la presenza di proteine accessorie quali tropomiosina e troponina.[2]

Tali proteine accessorie sono dipendenti dalla concentrazione di calcio, bassa in condizioni di riposo, mentre al manifestarsi di uno stimolo che induce contrazione aumenta nell'ordine di dieci volte; questo permette a tale ione di legarsi a livello della troponina e indurre un cambio di conformazione della tropomiosina così da esporre il sito di legame per la miosina sul filamento di actina.

Riassumendo, a basse concentrazioni di calcio tropomiosina e troponina mascherano il sito di legame per l'actina; al contrario, quando la concentrazione è alta, avviene il cambiamento di conformazione e il sito di legame viene esposto.

Durante la stimolazione del muscolo aumenta la concentrazione di calcio e questo porta al generare della contrazione dove le teste di miosina prendono contatto con l'actina.

Quando ciò avviene, le teste si spostano lungo il filamento; un processo, questo, che richiede idrolisi di ATP: ovvero, a ogni ciclo, le teste di miosina si legano all'ATP e, idrolizzandolo, provocano cambiamenti di conformazione a livello della testa, spostandola verso l'estremità del filamento di actina.

Cicli ripetuti di attacco e stacco delle teste di miosina sul filamento di actina, attraverso idrolisi di ATP, spostano così avanti la catena.[3]

Perché il sarcomero si accorci, più teste di miosina si devono muovere in maniera coordinata; tutti i sarcomeri nella miofibrilla devono essere coordinati tra di loro al fine di ottenere una contrazione simultanea cosicché in tutta la struttura ci sia un solo movimento.

Tutto ciò è regolato dal ruolo giocato dal calcio: le variazioni di calcio nel sarcoplasma, infatti, avvengono se il muscolo è stimolato; questa stimolazione proviene dal motoneurone, il quale induce un segnale che, propagandosi a livello della membrana sarcoplasmatica, permette la variazione della concentrazione di calcio. Il risultato, come detto in precedenza, è la contrazione dei sarcomeri a livello della miofibrilla.

Il muscolo scheletrico è caratterizzato da un aspetto striato, dovuto dall'alternanza di fibre scure e chiare ripetute lungo la lunghezza della miofibrilla: tale ordinamento è dovuto alla differente densità dei filamenti spessi e sottili.

Ogni ripetizione di queste bande forma il sarcomero, a sua volta composto dai seguenti elementi:

---

[2]Tropomiosina e troponina sono rispettivamente: una proteina fibrosa avvolta attorno il filamento di actina, la seconda una proteina globulare.

[3] giustificando inoltre il ruolo dell'elevata concentrazione di mitocondri nel sarcoplasma

- Dischi Z: un sarcomero è dato dai filamenti compresi nella zona delimitata da 2 dischi, Z, successivi: questi ultimi sono composti da proteine che fungono da zona di attacco per i filamenti sottili.
- Bande I: date solo dai filamenti sottili, sono le bande chiare all'estremità del sarcomero: un disco Z le attraversa a metà e per questo le 2 metà di queste bande appartengono a 2 sarcomeri diversi.
- Bande A: le bande scure del sarcomero, coprono tutta la lunghezza del filamento spesso: all'estremità della banda A, filamenti spessi e sottili sono sovrapposti, al centro vi sono solo quelli spessi.
- Zona H: regione al centro della banda A, occupata solo dai filamenti di miosina.
- Linea M: banda costituita dalle proteine a cui si attaccano i filamenti spessi.

1.3. Il neurone

Il neurone è l'unità fondamentale del sistema nervoso ed è specializzato nella ricezione e trasmissione dei segnali biologici.

Le cellule nervose esistono in tipi diversi ma, in generale, si può notare come siano costituite da tre componenti principali:

- Corpo cellulare, detto soma, al cui interno è contenuto il nucleo.[4]
- I dendriti, che costituiscono diramazioni ramificate del soma e sono specializzati nella ricezione di informazioni da parte di altri neuroni e di convogliarle dalla loro diramazione al soma.
- L'assone: una lunga fibra sottile che permette invece la trasmissione di informazioni a cellule bersaglio.

Per migliorare la conduzione dei potenziali d'azione lungo l'assone, questo è ricoperto da membrane ad elevata resistenza che garantiscono una minor dispersione della corrente, chiamate: guaine mieliniche.

Negli assoni che non presentano tale membrana, direttamente a contatto col liquido extracellulare, è facilitata la fuoriuscita di corrente dai canali ionici.

I neuroni sono cellule eccitabili, ovvero cellule che se stimolate da uno stimolo depolarizzante, in specifiche zone cosiddette *trigger*, sono in grado generare un potenziale d'azione e di propagarlo lungo la membrana assonica.

[4]Da esso si originano 2 tipi di diramazioni: i dendriti e l'assone.

Questa conduzione di segnale è permessa fintanto che il potenziale ha disposizione membrana su cui continuare a propagarsi: al termine dell'assone termina anche la propagazione.
È chiamato sinapsi quel punto tra terminazione assonica e la superficie di un'altra cellula.
A seconda della tipologia di cellule connesse le sinapsi possono essere distinte in tipi diversi:

- citoneurale: tra cellula eccitabile (non neurone) e neurone.
- inter-neuroniche: sinapsi tra due neuroni dove ogni neurone è connesso a molti altri consentendo in questo modo la propagazione del segnale proveniente da un primo neurone ad un secondo.

Nella maggior parte dei casi la membrana assonica e quella della cellula bersaglio sono sovrapposte e, per quanto vicine, il segnale non è traferito: è quindi necessario trasformare il segnale da elettrico a chimico tramite un neurotrasmettitore. Questo processo forma una sostanza che riesce a trasmettersi attraverso la discontinuità dette sinapsi chimiche.
[5]Dal momento che esistono diversi tipi di neurotrasmettitori, per garantire univocità nel segnale da trasmettere esistono specifici recettori.
Ne è un esempio l'acetilcolina, neurotrasmettitore con ruolo eccitatorio e inibitorio in base al recettore a cui si lega: se legata a recettori nicotinici, il segnale prodotto è di depolarizzazione; se muscarinici, il segnale è inibitorio.

1.4. Motoneurone e l'unità motoria (UM)

I muscoli sono influenzati dall'attività elettrica neuronale: sono costituiti anch'essi da cellule eccitabili, attivate dal sistema nervoso, che se sollecitate da segnali elettrici, danno il via alla contrazione.
Dal momento che, solitamente, si ha una sola sinapsi neuronale tra diverse fibrocellule muscolari, il terminale assonico non è precisamente uno ma si dirama e ognuna di queste diramazioni prende contatto con fibre diverse per facilitare la risposta muscolare: questi neuroni collegati alla muscolatura prendono il nome di motoneurone.
Placca motrice è il nome del punto di contatto tra neurone e membrana della fibrocellula: il neurone, grazie all'assone e al relativo terminale sinaptico, prende contatto con una sinapsi di tipo chimico con la membrana della fibrocellula muscolare in cui (generalmente), avviene la produzione di acetilcolina.

[5]Il neurotrasmettitore è quindi un segnale chimico che permette il proseguo della via di segnalazione.

Questa viene liberata a livello pre-sinaptico attraverso una variazione dello ione calcio e, una volta raggiunta la membrana post sinaptica, apre i canali sodio: tali canali, (proteine canali), con ruolo di recettore e la loro apertura avviene tramite il loro legame con acetilcolina.
In questo modo, l'entrata di sodio causa uno stimolo depolarizzante che se supera una certa soglia genera un potenziale d'azione che si genera e propaga in una determinata porzione della cellula muscolare, i tubuli a T che contengono canali calcio-dipendenti e che si aprono in conseguenza al potenziale d'azione.
Con l'attivazione, i canali calcio producono un'apertura che, oltre a generare ulteriori potenziali d'azione, ha il ruolo di aumentarne la concentrazione all'interno del sarcoplasma; questo provoca un'interazione con le rianodine, delle proteine recettrici presenti nelle cisterne di calcio reticolo sarcoplasmatico.
Nel momento in cui la concentrazione di calcio aumenta nel sarcoplasma attraverso i canali ionici, aumenta anche la probabilità che si leghino alla rianodina; qualora ciò accadesse, le cisterne relative al recettore si aprirebbero aumentano notevolmente la concentrazione di calcio.
[6]A conseguenza di ciò, si ha che il calcio si lega alla troponina, il primo step della contrazione, per poi dare il via allo scorrimento di actina e miosina descritti in precedenza.
L'insieme di motoneurone e di fibre muscolari innervate è chiamata unità motoria: fibre muscolari innervate da uno stesso motoneurone si contraggono e rilassano simultaneamente.
Le unità motorie possono essere distinte in tre tipologie: rapide, lente o intermedie, in base a caratteristiche metaboliche e funzionali delle fibre innervate.
Essendo la contrazione dell'unità motoria un *All-none phenomenmon* (si contraggono totalmente o per nulla) si ha che la forza esercitata è regolata da due parametri: reclutamento delle unità motorie e frequenza delle unità motorie (*firing rate*, la frequenza di stimoli elettici nell'unità di tempo).
Entrambi questi meccanismi avvengono allo stesso modo ma a diverse intensità: per bassi livelli di contrazione, vengono aumentate le unità motorie, ed è aumentato il *firing rate* delle unità motorie inizialmente reclutate.
Una volta che tutte le unità motorie disponibili sono reclutate, aumentare la frequenza diventa il meccanismo predominante per aumentare la forza.

[6]Ciò è necessario perché la quantità di calcio che entra attraverso il sarcoplasma è piccola e per attivare il processo di contrazione è richiesta un'ampia variazione di questo ione.

CAPITOLO 2
ELETTRODI E ELETTROMIOGRAFO

2.1 Segnali bioelettrici

Si parla di segnali bioelettrici per indicare quei segnali generati all'attività elettrica di nervi e muscoli e che sono ampiamente utilizzati in ambiti diagnostici e ricerca, come la progettazione e il controllo prostetico.

Dall'acquisizione e le successive fasi di elaborazione e analisi di questi segnali è possibile tramite opportune tipologie di analisi individuare eventuali patologie che incidono sul normale funzionamento del sistema in analisi; questo permette la distinzione tra stato patologico e di salute e da, inoltre, la possibilità di effettuare ricerche in ambito medico e eventuali progettazioni di protesi.

Ad esempio, l'elettromiografia (EMG) è una tecnica diagnostica che permette, tramite prelievo e analisi dei segnali generati dall'unità motoria attraverso elettrodi, di verificare lo stato di salute del muscolo, individuando patologie muscolari o a carico dei nervi responsabili del controllo della muscolatura.

L'elettroneurografia fa anch'essa uso di segnali bioelettrici e fornisce informazioni che completano quelle ricavate dall'EMG; per esempio, permette di ottenere la misura della velocità di conduzione nervosa: per un nervo motorio in condizioni di salute, tale velocità è di circa 50 m/s.

Altre tecniche basate sull'acquisizione di questi segnali sono l'elettrocardiogramma (che permette di studiare l'attività elettrica cardiaca) e l'elettroencefalogramma (attività elettrica celebrale).

Oltre alla natura elettrica di questi segnali, ciò che li accumuna è l'acquisizione che avviene tramite l'impiego degli elettrodi.

Gli elettrodi sono dispositivi che hanno il ruolo di convertire un flusso di ioni in uno di elettroni: 'trasformano' un segnale elettrico da conduzione ionica a elettronica, passaggio essenziale nello studio dell'attività elettrica che avviene nel corpo.

2.2 Elettrodi superficiali

Gli elettrodi superficiali sono la tipologia di elettrodo che viene applicata sulla cute.

Sono dati da un bottone tipicamente ricoperto da Ag/Ag-Cl e, tra essi e la pelle, viene applicato un gel che favorisce il passaggio di corrente, racchiuso da un adesivo; si ha quindi una doppia interfaccia: piastra-gel e gel-pelle.

Questi elettrodi vengono tipicamente posizionati in direzione delle fibre al fine di ottenere un segnale di buona intensità.

Vi sono due configurazioni:

1. Monopolare: un singolo elettrodo è applicato in corrispondenza del muscolo e a sua volta collegato alla strumentazione e a una messa a terra; tale configurazione ha però le seguenti problematiche:
   - registra tutti i segnali elettrici nella zona cui è applicato l'elettrodo, e di conseguenza, registra il segnale corrotto da interferenza fisiologica e strumentale.
   - risulta inadeguato se è interessata una piccola porzione da analizzare.
2. Bipolare: usa due elettrodi che, grazie all'amplificazione differenziale, effettuano la differenza tra i due segnali rilevati, amplificando il segnale di interesse e riducendo eventuali disturbi.

Il segnale acquisito tramite elettrodi superficiali è comunque, in qualche forma, afflitto da rumore; ad esempio, lo spostamento di un elettrodo sulla pelle può generare potenziali elettrici sovrapposti al segnale di interesse.

Un altro errore che mina la precisione del segnale di interesse è il *cross-talk fisiologico*: ovvero muscoli vicini, che si attivano nello stesso istante e generano un segnale con una componente non di interesse.

Lo strato corneo della pelle ostacola il passaggio della corrente e di conseguenza agisce da condensatore, mentre i follicoli, permettono il passaggio del segnale elettrico e fanno da resistenza. L'epidermide, al contrario, è uno strato più conduttivo. La pelle agisce quindi da impedenza che diminuisce l'ampiezza del segnale acquisito.

Di seguito, un'immagine schematica di un generico elettrodo di superficie:

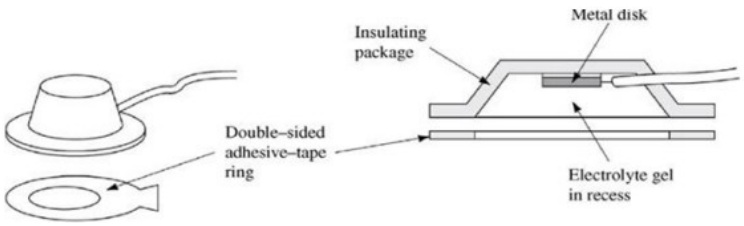


Figura 2.2: schematizzazione di un elettrodo superficiale

2.3 Elettrodi ad ago

Nell'analisi dei segnali generati dall'unità motoria sono spesso impiegati degli elettrodi intramuscolari.

Venendo inseriti nella muscolatura, permettono di registrare il campo elettrico associato al potenziale d'azione delle fibre vicine, registrando quindi un segnale molto preciso [3].

[4] È necessario un riferimento: un elettrodo di terra preferibilmente applicato nella zona di interesse, usando come messa a terra un elettrodo a piastra, oppure possono essere utilizzati per tale scopo degli elettrodi di superficie.

Questi, sono classificati in monopolari, ad anelli concentrici e a singola fibra:

1. Monopolari/fine-wire: impiegati per stimolazione e acquisizione di segnali EMG e potenziali nervosi. Costituiti in acciaio inossidabile, l'elettrodo che acquisisce il segnale è tutto l'ago; ma per limitare l'acquisizione di segnali indesiderati e per ridurre il rumore, sono rivestiti di materiale isolante – spesso Teflon – eccetto per la punta che resta scoperta per 0.5mm; come elettrodo di riferimento, viene utilizzato uno superficiale.

   I maggiori vantaggi riguardo questa tipologia riguardano il diametro ridotto che rende possibile un'applicazione meno dolorosa, mentre rivestimento e affilatura ne facilitano l'inserimento.

   Come principale svantaggio si ha che, in applicazioni ripetute, la punta perde l'affilatura e il rivestimento viene logorato rendendo necessario, per motivi di sicurezza e a causa del fatto che ne viene minata l'affidabilità la loro sostituzione, limitando drasticamente il numero di utilizzi.

   Di seguito un'immagine schematica rappresentativa di un elettrodo monopolare e successivamente le specifiche di un set di elettrodi monopolari prodotte dall'azienda Friendhip Europe:

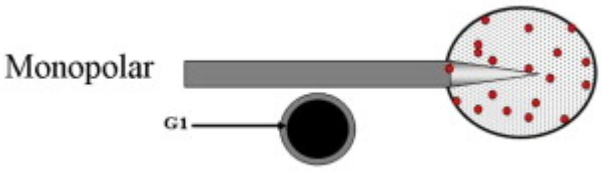


Figura 2.3: schematizzazione di un elettrodo fine-wire

Disposable Monopolar Needle Electrodes

Order No	Part No	Needle Diameter	Gauge	Needle Length	Hub Color	Recording Area	Packing pr Box
1097	NEM2530	0.30 mm	30 G	25 mm	Green	0.07mm²	25 pcs
1093	NEM3040	0.40 mm	27 G	30 mm	Blue	0.29mm²	25 pcs
1094	NEM3845	0.45 mm	26 G	38 mm	Red	0.45mm²	25 pcs
1095	NEM5050	0.50 mm	25 G	50 mm	Yellow	0.64mm²	25 pcs

Figura 2.3.1: specifiche di un set di elettrodi monopolari monouso

2. Anelli concentrici: questi sono utilizzati sempre nella stimolazione e acquisizione di segnali EMG e potenziali nervosi.

Sono composti da una cannula al cui centro sono posizionati da uno a due fili conduttori.

Nel caso di singolo filo, si parla di elettrodi ad anelli concentrici monopolari: l'elettrodo responsabile del prelievo segnale è la punta del filo mentre quello di riferimento è situato all'esterno della cannula.

Nella configurazione bipolare, i fili conduttori sono situati entrambi al centro della cannula; in questo caso, gli elettrodi per il prelievo e di riferimento sono sulla punta mentre l'esterno della cannula funge da messa a terra.

Grazie alla vicinanza tra l'elettrodo di riferimento e quello per l'acquisizione si ottiene una notevole riduzione del rumore; inoltre, poiché l'elettrodo di riferimento è incorporato, non è reso necessario l'impiego di un elettrodo di superficie.

Questi elettrodi, a causa della loro struttura, hanno tendenzialmente un diametro maggiore rispetto agli elettrodi monopolari descritti in precedenza che rende l'applicazione più dolorosa; sono anch'essi soggetti a usura ma in certi modelli è possibile il riutilizzo sottoponendoli a periodica manutenzione (anche se resta consigliabile l'uso singolo).

Di seguito, vengono riportati uno schema rappresentativo di elettrodi ad anello concentrico monopolare e bipolare e un loro set (sempre prodotto dall'azienda Friendhip Europe).

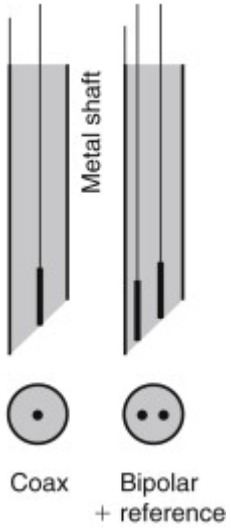


Figura 2.3.2: schematizzazione di un elettrodo ad anelli concentrici

Disposable Concentric Needle Electrodes

Order No	Part No	Needle Diameter	Gauge	Needle Length	Hub Color	Recording Area	Packing pr Box
1070	NEC2530	0.30 mm	30 G	25 mm	Orange	0.03mm²	25 pcs
1071	NEC2535	0.35 mm	28 G	25 mm	Green	0.03mm²	25 pcs
1073	NEC3845	0.45 mm	26 G	38 mm	Blue	0.05mm²	25 pcs
1074	NEC5050	0.50 mm	25 G	50 mm	Red	0.05mm²	25 pcs
1075	NEC7565	0.65 mm	23 G	75 mm	Yellow	0.05mm²	25 pcs

Figura 2.3.3: specifiche di un set di elettrodi ad anelli concentrici

3. A singola fibra: utilizzati per lo studio di segnali EMG di fibre singole; sono composti da una cannula con diametro di 0.5/0.6mm in acciaio inossidabile al cui interno è inserito un filamento di platino di circa 25 um, con un'esposizione di 3mm dalla punta.
   La ridotta area di registrazione permette una maggiore discriminazione dai campi generati delle fibre motorie vicine a quella di interesse rispetto agli elettrodi visti in precedenza e quindi garantiscono un'elevata precisione del segnale [5].
   Di seguito, un'immagine rappresentativa di questa tipologia di elettrodi e le specifiche di un set prodotto dall'azienda Spes Medica.

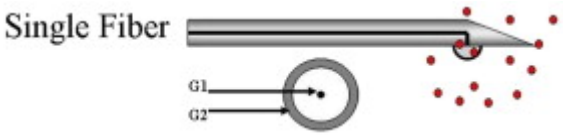


Figura 2.3.4: schematizzazione di un elettrodo a singola fibra.

Single Fiber Needle Electrode

· Recording area on a small side opposite to the cutting edge and close from the tip.
· The Macro version is made with the insulated cannula.

Code	Length	Diameter	Model	Rec area mm?	Pack
DSFN380452506	25 mm	0,45 mm	Single Fiber	0,0005	5 pcs
DSFN380453707	37 mm	0,45 mm	Single Fiber	0,0005	5 pcs
DSFN380453705	37 mm	0,45 mm	Macro	20	5 pcs

Figura 2.3.5: specifiche di un set di elettrodi a singola fibra

2.4 Elettromiografia e schema funzionale.

L'elettromiografia (EMG) tratta dell'acquisizione dei potenziali elettrici generati durante la contrazione muscolare volontaria e il riposo.
Durante tale analisi vengono registrati i potenziali d'azione delle unità motorie.
Tramite l'acquisizione e le successive fasi di elaborazione e analisi del segnale, si ricavano importanti informazioni utilizzate in diversi ambiti come lo studio e l'individuazione di malattie muscolari o la progettazione di protesi.
Si distinguono due principali tipologie di analisi EMG: superficiale, che richiede semplicemente la pulizia della pelle dove andrà ad essere applicato l'elettrodo; intramuscolare, che richiede una procedura invasiva tramite ago elettrodo e quindi una preparazione ben più complessa onde evitare eventuali complicazioni (infezioni o eccessivo sconforto durante l'applicazione).
L'elettromiografo è lo strumento che permette la registrazione e l'acquisizione dell'attività elettrica muscolare; di seguito è presentato una rappresentazione schematica di come è composto:

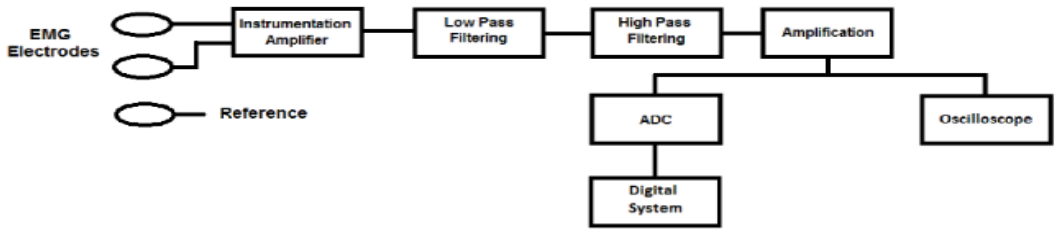


Figura 2.4: schema funzionale elettromiografo

Analizzando le varie componenti, si identificano [6]:

1) Gli elettrodi: sono l'elemento sensibile alle differenze di potenziale, applicati sopra il muscolo e in direzione delle fibre nel caso di EMG superficiale o a diretto contatto col muscolo, nel caso dell'EMG intramuscolare.

   L'elettrodo di riferimento, applicato in entrambi i casi in una zona neutra, registra il rumore strumentale.

   Come discusso in precedenza, gli elettrodi possono essere monopolari (in cui si usa un elettrodo per la misura e uno di riferimento) o bipolare (con la previsione di due elettrodi per la misura e uno di riferimento).

2) Pre-amplificazione: il segnale durante la sua registrazione viene processato tramite un amplificatore differenziale: in questo modo è possibile 'pulire' il segnale riducendo eventuali interferenze che altrimenti lo andrebbero a corrompere. Si presenta di seguito un possibile schema di un amplificatore differenziale:

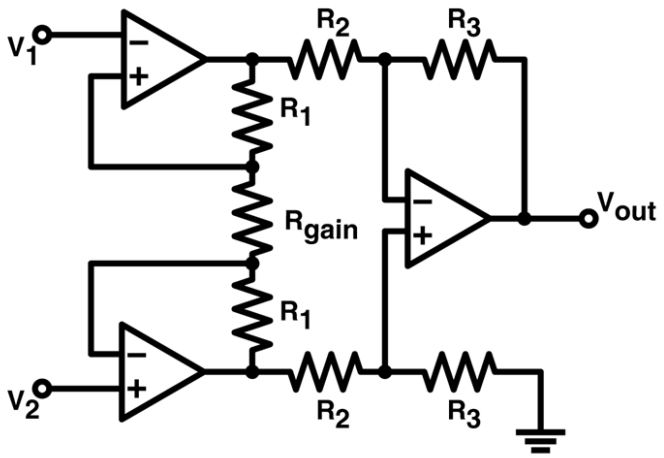


Figura2.4.1: schema di un amplificatore differenziale

È possibile osservare come all'ingresso siano presenti due inseguitori di tensione che ne aumentano l'impedenza di ingresso e una bassa in uscita; tramite la resistenza *Rgain* è possibile variare il guadagno dell'amplificatore.

L'elevata impedenza di ingresso permette di evitare effetti di carico.[7]

Quello che accade è che le tensioni in ingresso (V1, V2) sono sottratte eliminando artefatti in comune; è inoltre effettuata la sottrazione con il segnale dell'elettrodo di riferimento eliminando le interferenze legate allo strumento.

[7]Parte della corrente legata al segnale utile viene persa poiché assorbita dalla strumentazione.

3) Filtraggio: per assicurare una migliore qualità del segnale registrato si applicano successivamente alla pre-amplificazione due tipi di filtraggio al fine di ridurre il più possibile il rumore.

   Tale filtraggio elimina le interferenze in base al range di frequenza

4) Passa basso:

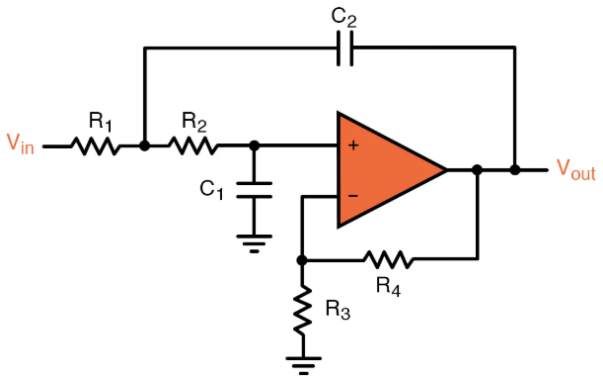


Figura 2.4.2: schema di un filtro passa basso di secondo ordine

Un segnale EMG ha uno spettro di frequenza di componenti, tipicamente fino a 400-500 Hz: è naturale pensare che eventuali componenti che si trovano oltre queste frequenze, siano da eliminare in quanto rumore.

Il rumore interessato da questo filtro sono quelle interferenze causate tipicamente da dispositivi elettronici vicini e dalla presenza nervi vicini.

In altre parole si applica a tale filtro una frequenza di cut-off di 400-500 Hz [7].

Come citato dallo studio eseguito dal Dr. Roberto Merletti [8] , nel caso siano usati ago elettrodi è consigliato impostare per il filtro passa basso, una frequenza di *cut-off* di 1500 Hz ma può essere scelta anche più elevata in base all'analisi svolta.

5) Passa alto

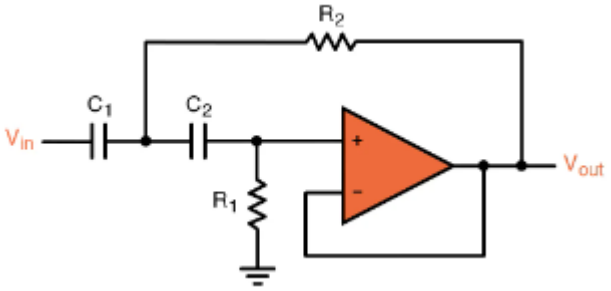


Figura 2.4.3: schema di un filtro passa alto di secondo ordine

Il rumore alle basse frequenze è generalmente causato da movimento degli elettrodi durante l'esame, (specialmente in caso di elettrodi superficiali), fluttuazioni di temperatura o dovuti alla cablatura.

La scelta delle frequenze da eliminare risulta più complessa poiché si può verificare una sovrapposizione tra il segnale utile e il rumore da rimuovere;

Un segnale EMG, come citato in precedenza, ha uno spettro che varia tra 0 a 400/500 Hz e, ad esempio, il rumore causato da uno spostamento degli elettrodi, è nell'ordine dei 20 Hz, o quello dai cavi invece sui 50 Hz, causando una sovrapposizione di segnale utile ed artefatto.

Non vi è una linea guida precisa ma in genere viene scelto per il filtro passa alto una frequenza di taglio di 10-30 Hz [9].

6) Filtro Band-stop. Ottenuto tramite il parallelo di un filtro passa alto e un passa basso; viene utilizzato soprattutto in presenza di elettrodi superficiali poiché maggiormente soggetti a interferenze della linea elettrica.

   Il modo migliore per rimuovere tale interferenza è dunque tramite implementazione di un filtro band-stop digitale come, ad esempio, un filtro notch centrato sul range di frequenza di 50-60 Hz.

   Come riportato dall'articolo [10], questi filtri non sono considerati essenziali se l'acquisizione è effettuata correttamente tramite opportuni sensori.

7) Amplificatore

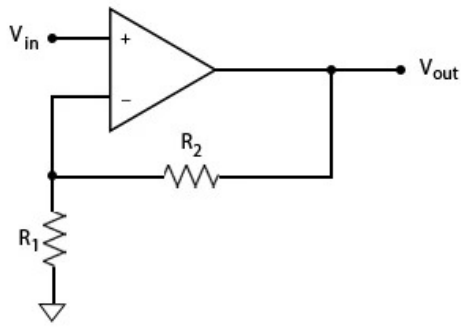


Figura 2.4.4: schema di un amplificatore operazionale non-invertente

È spesso utilizzato nell'analisi EMG un amplificatore non invertente poiché l'uscita ha le stesse componenti in frequenza del segnale in input; Il guadagno dato da '$V_{out}/V_{in}=1+(R_2/R_1)$' e poiché dipende solo dalle resistenze, è possibile impostarne il valore, variando i valori delle resistenze.

In genere, per gruppi muscolari che generano un segnale ampio, il guadagno è tipicamente posto a 500; per muscoli invece 'deboli' è scelto un guadagno pari a 1000 [11].

8) Conversione analogico digitale (ADC). Il segnale in uscita dall'amplificatore non è adatto ad essere elaborato digitalmente poiché analogico.

   Il convertitore ADC permette di ovviare a ciò, portando il segnale in formato digitale tramite il processo di campionamento, quantizzazione e codifica.

   Il campionamento è il processo che permette di convertire il segnale in tempo continuo, in tempo discreto e valutarne l'ampiezza in istanti generalmente con spaziatura temporale regolare; il campionamento viene effettuato poiché il segnale campionato risulta essere una rappresentazione approssimata dell'originale di più facile archiviazione, trasmissione ed elaborazione.

   La decisione di quanti campioni sono acquisiti nel processo di campionamento, cioè la frequenza di campionamento, fs (*sample frequency*), è determinata in base al teorema di Nyquist-Shannon che afferma che *se il segnale x(t) è a banda limitata B, e la frequenza di campionamento fs è superiore a 2B (fs > 2B) allora, con tecniche di interpolazione opportune, dalla sequenza {x(nT)} con* $n \in \mathbb{Z}$ *è possibile ricostruire esattamente x(t).*

   Se l'ipotesi di tale teorema non è rispettata viene a verificarsi il fenomeno dell'*aliasing*, in cui le ripetizioni del segnale sovrapponendosi ne impediscono la corretta ricostruzione: a tal fine esistono filtri anti-aliasing con l'obbiettivo di eliminare le componenti indesiderate del segnale, maggiori di fs, ottenendo un segnale a banda limitata, che rispetti le condizioni del teorema di Nyquist-Shannon.

   Nel contesto di un segnale EMG, con componenti in frequenza massime nel range di 400-500 Hz, la frequenza di campionamento è scelta a 800-1000 Hz

   Si chiama quantizzazione quel processo tramite cui, come nel campionamento per il tempo, le ampiezze sono discretizzate.

   Il range di ampiezza viene suddiviso in livelli, cui numero dipende dal numero di bit a disposizione, e l'ampiezza di ognuno è detta passo di quantizzazione: tutti i valori all'interno dello stesso livello vengono rappresentati nello stesso modo.

   Tramite la codifica, si associa a un livello una sequenza binaria, rappresentativa del rispettivo range di ampiezze: ad ogni intervallo di quantizzazione viene associata una combinazione di cifre binarie; il numero di bit a disposizione definisce la risoluzione: aumentandoli aumenta la risoluzione, permettendo un maggior numero di livelli a disposizione.

9) Oscilloscopio. Permette la visualizzazione di segnali elettrici e relative forme d'onda in tempo reale tempo tramite un grafico bidimensionale, tracciando la tensione del segnale nel tempo:

- analogico: dopo le fasi di pre-amplificazione e filtraggio, il segnale è direttamente visualizzato.
- digitale: dopo le fasi citate in precedenza è convertito nel dominio numerico tramite il dispositivo ADC e quindi può essere memorizzato, visualizzato e disponibile a successive elaborazioni.

CAPITOLO 3
SEGNALE EMG E FASI DI ELABORAZIONE

3.1 Segnale EMG

Come illustrato in precedenza, il segnale EMG è dato dai potenziali d'azione della membrana muscolare durante il processo di contrazione.
Tale potenziale si propaga in entrambe le direzioni delle fibre che compongono unità motoria (UM); la somma dei potenziali delle singole fibre è detto MUAP (*motor unit action potential*).
Di conseguenza, il segnale mioelettrico registrato dagli elettrodi, rappresenta la somma dei potenziali delle singole fibre dell'UM.
Il segnale prelevato con elettromiografia di superficie o sEMG è dato dalla sovrapposizione di più contributi delle diverse UM rilevate.[8]
Di seguito, il potenziale d'azione dell'unità motoria

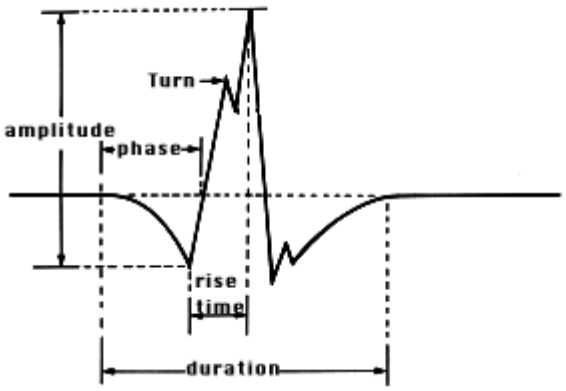


Figura 3.1: tipica forma d'onda del potenziale d'azione dell'unità motoria

Come esplorato nei capitoli precedenti, specialmente nel caso di sEMG i tessuti svolgono un'operazione di filtraggio che modifica il segnale EMG rispetto alla sua forma originale.
Il segnale EMG è aleatorio, irregolare e stazionario a tratti, cioè imprevedibile e variabile nel tempo, ad eccezione di alcune porzioni in cui le sue proprietà rimangono costanti: ciò è causato dal fatto che le singole fibre di un'unità motoria hanno risposta casuale allo stimolo; di conseguenza, le unità motorie possiedono caratteristiche diverse e risposta casuale; sulla casualità di questo segnale incide anche l'irregolarità della frequenza di attivazione (*firing*).

[8]I potenziali delle singole fibre sono diversi in ampiezza e latenza (posizione temporale).

Proprio a causa della natura randomica, i segnali EMG sono tipicamente diversi tra loro, anche a parità di prove di contrazioni in cui è sviluppata una stessa forza.

La seguente figura rappresenta il un tracciato EMG grezzo, nel tempo (ms)

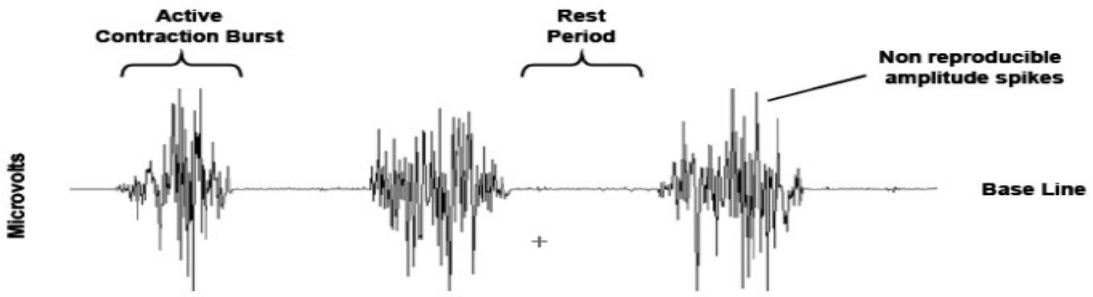


Figura 3.1.1: tipico tracciato di un segnale EMG nel tempo

In genere, un segnale EMG ha ampiezza nell'ordine dei $\pm$ 5000 uV e range di frequenze comprese tra i 6-400/500 Hz.
Dall'analisi del segnale elettromiografico siamo in grado di ricavare le seguenti informazioni:

- **Ampiezza**: fornisce informazioni riguardo il numero di unità motorie reclutate; dipende da caratteristiche soggettive e dalla strumentazione;
- **Morfologia**: la forma d'onda rilevata, utilizzata per verificare se il segnale rilevato è affidabile.
- **Tempo di attivazione muscolare**: come evidenziato dalla precedente figura, è necessario individuare quando il muscolo è attivo o a riposo; si identificano, quindi, fronti di salita o discesa e si calcola la durata della contrazione, che tipicamente ha valori di 3,6 ms.
- **Frequenza**: dallo studio della frequenza, *firing*, è possibile ottenere informazioni riguardo l'affaticamento muscolare; dai valori derivati dall'analisi della frequenza, come la media, si possono ottenere valori caratteristici del segnale in esame.

La fatica muscolare è causata da un accumulo di metaboliti, portando a una variazione nell'ambiente intra ed extra cellulare e la conseguente ridotta circolazione sanguigna comporta un aumento di pressione intramuscolare; ciò altera le caratteristiche della membrana della fibra, modificando ampiezza, forma e velocità del segnale.
A differenza dell'elettromiografia di superficie, tramite quella intra-muscolare si acquisisce il segnale di un numero limitato di unità motorie (dalle tre alle otto), permettendo però di ottenere

un segnale EMG che non è più rappresentativo, poiché il filtraggio e attenuazione causate dai tessuti sono assenti.

Ciò comporta che il segnale ottenuto goda di maggior ampiezza e richieda un minor processo di filtraggio poiché la maggior causa di rumore è dovuta soprattutto all'apparato sperimentale piuttosto che alle interferenze fisiologiche o dovute a uno spostamento involontario degli elettrodi.

Di seguito, viene riportato il confronto di un segnale elettromiografico acquisito tramite sEMG e iEMG

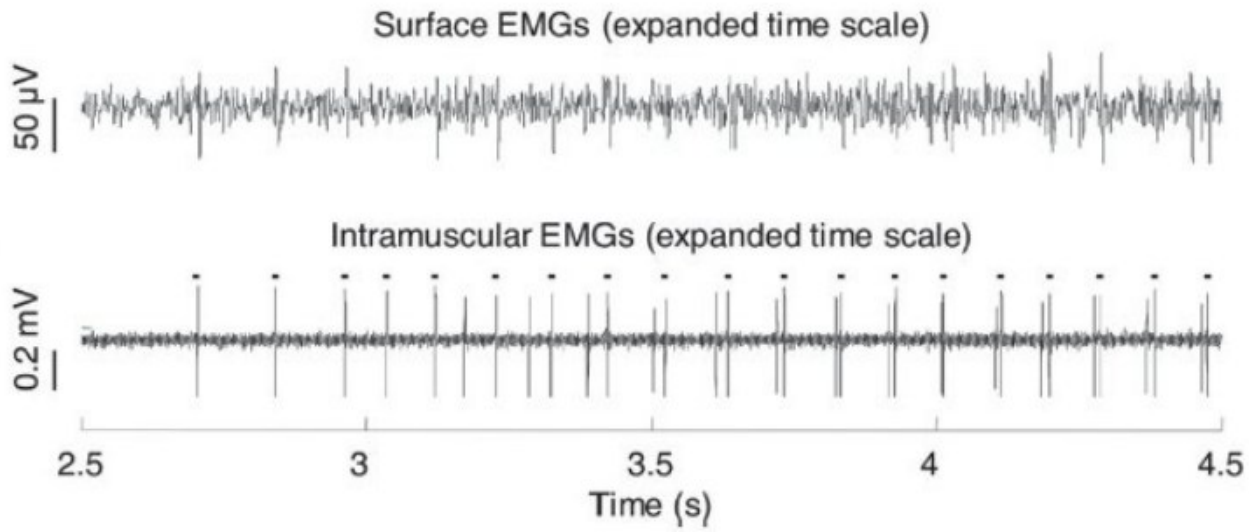


Figura 3.1.2: confronto tra iEMG e sEMG nel tempo

3.2 Fasi di elaborazione del segnale EMG [12]

Al fine di garantire maggiore affidabilità del segnale acquisito esistono tecniche di elaborazione che permettono di rimuovere eventuali artefatti che, se ignorati, dopo elaborazione non risultano più distinguibili.

1) Nella *full wave rectification* le ampiezze negative vengono considerate positive, cioè vengono ribaltate, permettendo di ottenere più facilmente la media, i valori di picco e l'area della curva; si noti come essendo il segnale EMG grezzo è a media nulla
2) Essendo come già citato il segnale EMG causale, questo non è riproducibile; questa caratteristica può essere compensata attraverso il processo chiamato smoothing, implementato attraverso algoritmi digitali appositi, che riducono gli elementi del segnale che ne impediscono la riproducibilità e permettono di ottenere un segnale di inviluppo lineare che permette una più facile lettura riguardo l'andamento del segnale.

A tale scopo esistono due algoritmi: il *moving average (Movag)* basato sulla definizione di una finestra temporale, tipicamente di durata nell'ordine dei 50-100 ms (durata scelta in base al caso di studio in questione ad esempio 20 ms per movimenti rapidi; 500 ms per attività lente), in cui è calcolata la media dei dati contenuti in tale finestra; se i segnali sono rettificati tale algoritmo è chiamato *Average Rectified Value (AVR)*, e permette di ottenere la media dell'ampiezza del segnale finestrato

3) Il filtraggio digitale è tipicamente applicato in modo ricorsivo per minimizzare la traslazione di fase, a causa ad esempio di una finestra di tempo troppo grande, o alternativamente ai precedentemente citati algoritmi di smoothing, per ottenere un segnale di inviluppo lineare.

   Per tale scopo è utilizzabile un filtro *butterworth* (passa basso) di secondo ordine alla frequenza di 6 Hz.

   I filtri butterworth sono caratterizzati da una risposta in ampiezza monotona: approssimano il filtro ideale con una funzione monotona in altezza e la loro risposta in frequenza H(ω) è approssimabile come:

$$|H(\omega)|^2 = \frac{1}{1+(\frac{\omega}{\omega_0})^{2N}}.$$

4) La normalizzazione delle ampiezze: come già citato, il segnale elettromiografico è fortemente influenzato da fattori come: cross-talk fisiologico, variazioni nella geometria del muscolo, rumore strumentale e fisiologico.

   Assieme all'irriproducibilità, determinata dalla natura casuale del segnale e (specialmente nel caso di sEMG) dal posizionamento degli elettrodi, si vengono a creare importanti variazioni in termini di ampiezza, che rendono difficile l'analisi di quest'ultima.

   Per tale scopo si applica la normalizzazione a un valore di riferimento, tipicamente la massima contrazione volontaria (MVC, ovvero il maggior numero di fibre coinvolte, tramite specifici esercizi che ne permettono la massima espressione) in modo da valutare l'ampiezza in percentuale.

   In tal modo resta invariata la forma d'onda del segnale, permettendo di osservare più agevolmente a quale livello il muscolo sta lavorando rispetto al valore di riferimento, che mantenendo l'ampiezza in microvolt, resterebbe influenzata dall'incertezza causata dalle condizioni citate in precedenza.

5) Riduzione da artefatti causati dal battito cardiaco. Il segnale ECG, derivante dall'attività cardiaca, è una delle principali interferenze fisiologiche che corrompono il segnale

EMG rilevato nella zona superiore del corpo; tale segnale gode di ampiezze mille volte superiore al segnale EMG e ciò gli permette una facile propagazione nei tessuti.

I muscoli più soggetti agli effetti di tale segnale sono quelli situato nelle zone di spalle e tronco superiore.

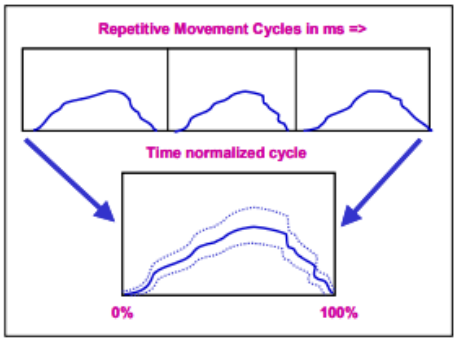
Avendo frequenza centrale di 80 Hz, tale segnale si sovrappone col picco di potenza dello spettro del segnale EMG, rendendo il suo filtraggio complesso poiché può comportare errori nell'analisi delle ampiezze.

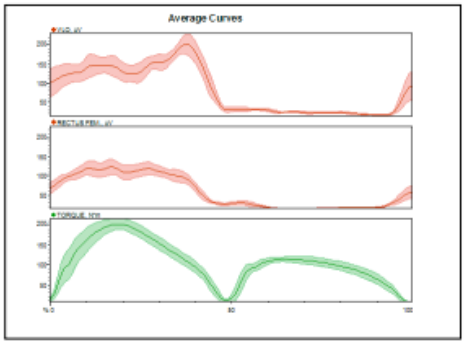
Esistono quindi filtri adattivi atti a tal scopo che permettono di ridurre gli artefatti dovuti a ECG, senza distorcere l'ampiezza e lo spettro di potenza del segnale EMG.

6) Normalizzazione temporale. Poiché anche la durata di una contrazione non è riproducibile, similmente all' ampiezza si opta per visualizzare i valori da millisecondi a valori percentuale.

   Nella pratica, si divide il segnale in epoche (tipicamente cento epoche) di uguale lunghezza e ne si calcola la media.

   L'effetto di tale procedura è quella di ridurre la deviazione standard aumentando quindi la riproducibilità e viene accentuata l'effetto dello smoothing, ovvero la linearità





7) Analisi Spettrale. Per quanto concerne i segnali biomedici, risulta più facile studiarne le caratteristiche in termini di frequenza: un segnale con un tracciato complesso da interpretare nel dominio del tempo, potrebbe presentare un contenuto in frequenza di più facile lettura.

   L'analisi spettrale è quindi l'analisi del contenuto in frequenza di un segnale. Tale analisi è effettuata tramite FFT (*Fast Fourier Transformation*, schema di calcolo più efficiente per valutare la trasformata di Fourier discreta): da essa è possibile lo spettro di potenza, ovvero la distribuzione delle frequenze in un dato range.

   I parametri che descrivono lo spettro di potenza sono: frequenza media, mediana, potenza totale e picco di potenza [13].

- frequenza media: la media matematica della curva di cui permette di identificarne il baricentro:

$$MDF = fmean = \frac{\int_{f1}^{f2} f * P(f)df}{\int_{f1}^{f2} P(f)df}$$

con P(f) lo spettro di potenza e f1, f2 gli estremi della banda di frequenze.

- frequenza mediana: identifica il parametro che divide l'area totale dello spettro di potenza in due parti uguali e per tale valore vale la seguente relazione:

$$\int_{f1}^{f\,median} P(f)df = \int_{fmedian}^{f2} P(f)df$$

  con $fmedian$ che rappresenta la frequenza che divide a metà lo spettro
- potenza totale: l'area sottesa alla curva
- picco di potenza: valore massimo dello spettro.

Si cita infine la *Root Mean Square (RMS),* strumento matematico comunemente utilizzato per quantificare l'ampiezza efficace di un segnale, in particolare quando si vuole descrivere la potenza o l'energia del segnale indipendentemente dalla sua forma, calcolata a partire dalla definizione di una finestra temporale.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x^2{}_i}$$

3.3 Cross correlazione e riconoscimento di forme d'onda

Nell'analisi di segnali, specialmente nel contesto di quelli biomedici, per comprendere se due segnali abbiano caratteristiche in comune e che quindi possano condividere del contenuto informativo è utile fare uso della funzione di cross-correlazione.
La funzione di cross-correlazione, fornisce la misura di quanto due segnali congiuntamente stazionari abbiano proprietà comuni in funzione di un loro ritardo reciproco nel tempo.
È definita analiticamente (tra due segnali x(n), y(n)) come:

$$R_{xy(m)} = \underline{\underline{\mathrm{E}}}\{x_{n+m}y_n^*\} = \mathrm{E}\{x_n y_{n-m}^*\}$$

dove * rappresenta il complesso coniugato e -∞<n<+∞; è inoltre possibile implementarla tramite il comando Matlab xcorr(x,y,'coeff').
Il riconoscimento delle forme d'onda consiste nell'identificazione degli istanti in cui si verifica un evento predefinito (o una sequenza di eventi) all'interno di un segnale di interesse. A tal fine esistono metodi numerici che si basano sul contenuto in frequenza del segnale; tuttavia, questi sono specifici per ciascun caso, poiché evidenziano caratteristiche dell'evento di interesse che sono peculiari della forma d'onda, risultando così poco generalizzabili. Tra questi, i metodi

basati su *template* sono i più comunemente utilizzati poiché di carattere generale che presuppongono note delle conoscenze a priori sulla forma d'onda da riconoscere.
Il metodo basato su template prevede la creazione di un modello (template, appunto) a partire da un set di campioni, seguendo una serie di passaggi: innanzitutto, gli istanti di tempo vengono allineati rispetto a un punto fiduciario (come il punto di massimo); successivamente, si adatta la durata delle forme d'onda, estendendo quelle più brevi mediante *zero-padding* (aggiunta di zeri) per uniformarle a quelle più lunghe; infine, si calcola la media delle forme d'onda adattate.
Il metodo template si suddivide in due categorie: il metodo dei contorni e il filtro '*matched*'.
Il metodo dei contorni utilizza il template e la sua varianza per definire una fascia di valori (limite superiore e inferiore) entro cui devono cadere le singole forme d'onda. Se i campioni del segnale osservato in un certo intervallo rientrano all'interno di questi limiti, si riconosce la presenza di un'onda nell'intervallo.
Il filtro 'matched', invece, prevede la progettazione di un filtro lineare capace di riconoscere la presenza di forme d'onda note in segnali rumorosi. Questo filtro calcola la correlazione tra la forma d'onda nota (template) e tratti del segnale di lunghezza appropriata. Successivamente, attraverso un processo di confronto con una soglia, il filtro individua la presenza o meno dell'onda. I coefficienti del filtro sono calcolati in modo tale da massimizzare la differenza tra i valori in uscita del filtro y(n) nei due casi (presenza o assenza dell'onda).
Il filtro è chiamato "matched" perché i suoi coefficienti corrispondono ai valori dell'evento da riconoscere. L'uscita del filtro, in un istante n, corrisponde alla cross-correlazione tra il segnale e il template: maggiore è la correlazione tra il segnale e il template, maggiore sarà l'uscita del filtro.

CAPITOLO 4
CASO DI STUDI: DIFFERENZE TRA SEGNALE iEMG E sEMG.

4.1 Introduzione

Essendo lo scopo principale di questo scritto l'esplorazione dei potenziali vantaggi nell'acquisizione dei segnali EMG tramite elettrodi intramuscolari, è fondamentale analizzare le differenze rispetto all'acquisizione superficiale.
Per comprendere come i segnali registrati nelle due modalità possano differire, viene presentata la seguente ricerca: [14].
Come suggerisce il titolo, lo studio esamina i segnali rilevati dai muscoli della parte inferiore della gamba (tra cui flessore dell'alluce lungo (FHL), soleo (SOL), gastrocnemio mediale (MG) e gastrocnemio laterale (LG), e tibiale anteriore (TA)) in dieci soggetti a diverse velocità di camminata, confrontando i dati raccolti tramite elettromiografia superficiale e intramuscolare.
Le conclusioni che questa ricerca inizialmente propone sono le seguenti: aumentando la velocità di camminata, i muscoli plantari vengono sollecitati maggiormente, con un conseguente incremento dell'attività registrata superficialmente. In base a questa affermazione, si ipotizza che per basse velocità non emergano grosse differenze tra le due modalità di registrazione e per velocità superiori esse risultino più evidenti.

4.2 Protocollo di misura

Ai partecipanti è stato inizialmente richiesto di percorrere l'area addetta alla prova con loro velocità naturale, cercando di mantenerla il più costante possibile, per cinque volte; nel mentre, sono state registrate le attività EMG superficiali e intramuscolari della gamba destra. Delle cinque ripetizioni, sono state escluse le prove più lente e quelle più veloci, mantenendo quelle a velocità intermedia al fine di determinare la velocità caratteristica di ciascun partecipante. Successivamente, è stato richiesto di camminare a tre diverse velocità: il 30% più lente, il 30% più veloci rispetto alla velocità caratteristica e alla massima velocità che potevano raggiungere, misurata tramite fotocellule. Durante queste prove, i partecipanti non hanno riscontrato alcun disagio, ciò confermato inoltre dal buon mantenimento della loro velocità, andatura e postura.

4.3 Strumentazione

La strumentazione utilizzata ha previsto l'impiego di elettrodi superficiali in configurazione bipolare, del tipo Ag-AgCl.

Per i muscoli gastrocnemio mediale (MG), gastrocnemio laterale (LG) e tibiale anteriore (TA), per il posizionamento degli elettrodi sono state seguite le linee guida SENIAM, con eventuali correzioni in base alle necessità specifiche del soggetto in analisi.

Gli elettrodi per il muscolo flessore dell'alluce lungo (FHL) sono stati posizionati dietro il malleolo mediale nella zona più superficiale del muscolo.

Data la posizione anatomica di questo muscolo e l'alta possibilità di introdurre cross-talk nella misura, la distanza degli elettrodi è stata di 16 mm rispetto ai 22 mm previsti negli altri casi.

Nel caso del muscolo soleo (SOL), le linee guida SENIAM prevedono il posizionamento degli elettrodi sul lato mediale della gamba, a circa due terzi della distanza tra il condilo femorale mediale (la porzione distale del femore) e il malleolo mediale.

Studi precedenti hanno mostrato come la misura del segnale ottenuta tramite questa disposizione degli elettrodi presenti un'importante componente dovuta a cross-talk: nel tentativo di limitare questa problematica, in questa ricerca si è scelto di posizionarli lateralmente, mantenendo la stessa posizione prossimale-distale.

Al contrario degli elettrodi superficiali, l'applicazione degli elettrodi intramuscolari è un processo più complesso. Il loro inserimento è stato eseguito da un radiologo, supportato da ultrasonografia (Doppler, modalità B) in tempo reale, utilizzando aghi ipodermici con diametro di 0,8 mm. Gli ago-elettrodi impiegati sono due per muscolo, della tipologia fine-wire in configurazione bipolare, con un diametro di 0,25 mm e una distanza tra le punte di 5 mm.

Al fine di osservare le differenze tra i segnali acquisiti nelle due modalità, la punta degli elettrodi intramuscolari è stata inserita sotto gli elettrodi superficiali nei muscoli sopracitati.

Data la variabilità nello spessore del muscolo FHL e i possibili disturbi derivanti dalla vascolarizzazione, gli elettrodi intramuscolari sono stati inseriti a 5-10cm dagli elettrodi superficiali.

Come riferimento è stato utilizzato un elettrodo superficiale, sempre del tipo Ag-AgCl, applicato sopra la parte mediale della tibia.

Sia l'elettromiografia superficiale che quella intramuscolare sono state registrate utilizzando il sistema telemetrico MyoSystem 1400° [15], con frequenza di campionamento di 3000 Hz.

I segnali così registrati sono stati trasmessi al convertitore A/D collegato a un computer: i segnali sono quindi stati memorizzati e visualizzati tramite il software Spike2.

Al fine di determinare l'intervallo di tempo che intercorre tra il momento di contatto del tallone (HC) e di stacco delle dita (TO), sono stati utilizzati sensori di pressione posizionati nella suola della scarpa destra del partecipante. I dati raccolti sono stati poi trasmessi via Bluetooth a un computer, dove sono stati registrati nel software *Pedar.*

A metà dell'area di misurazione, sono state collocate in serie due piattaforme di forza 3D per rilevare la forza di reazione al suolo della gamba destra. Ogni prova è stata registrata tramite un singolo passo per determinare l'inizio della fase di spinta. Se il piede del partecipante non ha toccato almeno una delle piattaforme, la prova è stata ripetuta.

I dati sono stati acquisiti tramite il software *Qualisys Track Manager*, con una frequenza di campionamento di 3000 Hz.

Per sincronizzare l'acquisizione dei segnali, un segnale di trigger è stato inviato dal sistema Pedar al software Spike all'inizio della registrazione. Questo è stato trasmesso contemporaneamente anche al software Qualisys Track Manager, dando il via anche alla registrazione su quest'ultimo.

4.4 Analisi dei dati

4.4.1 Analisi dell'andatura

I dati relativi alla forza verticale vista come la somma delle forze rilevata dai sensori sulla suola, sono stati acquisiti alla frequenza di campionamento di 3000Hz al fine di coordinarli con i dati della forza di reazione al suolo: si è avuto quindi che gli istanti HC e TO sono stati definiti dal passo sulla pedana, una volta che la soglia di 10N è stata superata, per evitare eventuali errori dovuti alle differenze di dimensione tra il piede e la scarpa.

In questa fase del processo, i tempi di contatto del tallone (HC) e stacco delle dita (TO) sono stati determinati per ogni passo compiuto durante le prove a velocità costante all'interno dell'area di misurazione; questi passi sono stati registrati in due modalità: solo con i sensori posti nella scarpa o tramite le piattaforme di forza.

Questi tempi sono determinati al fine di definire l'intervallo di tempo in cui si è analizzata l'attività muscolare.

Nel caso dei passi registrati sulle piattaforme di forza, l'inizio della fase di spinta è stato identificato come il momento in cui la forza di reazione al suolo, nella direzione da davanti a dietro, ha raggiunto il valore zero e ha cominciato a diventare una forza che spinge il corpo in avanti.

Al fine di facilitare l'interpretazione dei dati relativi alla fase di appoggio, questa è stata suddivisa in quattro sotto-fasi:

- **Fase iniziale** (0–16,5%): il piede è a contatto con il suolo e si prepara alla spinta.
- **Fase intermedia** (16,5–50%): il piede è completamente appoggiato e il corpo si sposta sopra di esso.
- **Fase finale** (50–83%): il piede si prepara al sollevamento dal suolo.
- **Pre-swing** (83–100%): il piede si solleva e inizia il movimento verso il prossimo passo.

4.4.2 Analisi dell'attività EMG

Come citato pocanzi il segnale EMG è stato analizzato nell'intervallo HC-TO, corrispondente alla precedentemente citata fase d'appoggio.
L'analisi di questi segnali è stata effettuata in Matlab in cui sia iEMG che sono stati sottoposti a filtraggio tramite un filtro passa-banda con banda passante [20-500] Hz (filtro Butterworth di 4° ordine senza ritardo).
È stato applicato un filtro passa-basso senza ritardo a 10 Hz, Butterworth di 4° ordine.
I segnali relativi a ciascuna fase di appoggio sono stati normalizzati nel tempo tramite interpolazione lineare.
È stata effettuata la media di tutti i segnali EMG per ogni condizione di camminata, per ciascun partecipante e muscolo; per ridurre la variabilità tra i partecipanti, i segnali sono stati normalizzati rispetto al picco di attività durante la camminata alla loro normale velocità di camminata.

4.4.3 Analisi statistica

In questa ricerca, il principale metodo utiizzato per osservare le differenze tra iEMG e sEMG è stato l'SPM (Statistical Parametric Mapping).
Tale tecnica è stata implementata in Matlab e si tratta di una mappa statistica che mostra come le variabili (in questo caso, le ampiezze dei segnali EMG) cambiassero nel tempo, comparando gruppi di dati o condizioni differenti.[9]

[9]Questa mappa consente di individuare aree significative nelle traiettorie temporali dei dati che presentano differenze tra le condizioni testate.

Si è effettuato un test a due t a due code[10] per campioni appaiati[11] per confrontare le curve dei segnali EMG superficiali e intramuscolari di tutti i muscoli durante le camminate a velocità lenta, preferita, veloce e massima: tale test è stato eseguito per verificare se c'erano differenze significative nelle ampiezze dei segnali EMG superficiali e intramuscolari di ciascun muscolo in diverse condizioni di camminata.

Inizialmente, è stata calcolata la statistica scalare SPM{t}, a partire dalla formazione di una Mappa Parametrica Statistica.

La SPM{t} rappresenta la variabile scalare che mostra l'intensità (la grandezza) delle differenze tra i segnali EMG superficiali e intramuscolari: questo valore è utilizzato per costruire la Mappa Parametrica Statistica, che visualizza le aree del ciclo di cammino in cui le differenze tra i due segnali sono più evidenti.

Per verificare se le differenze osservate sono state significative, si è calcolato un valore soglia.

[10] Due code significa che il test considera le differenze in entrambe le direzioni: se una condizione è maggiore o minore rispetto all'altra.

[11] Appaiati implica che i dati sono "accoppiati", cioè si stanno confrontando due misure prese dallo stesso soggetto o dalla stessa unità in due condizioni diverse (ad esempio, i segnali EMG per i muscoli durante camminate lente vs camminate veloci).

4.5 Risultati ottenuti

Si presentano di seguito i grafici sEMg e iEMG dei muscoli analizzati di un partecipante assieme alle forze di reazione al suolo.

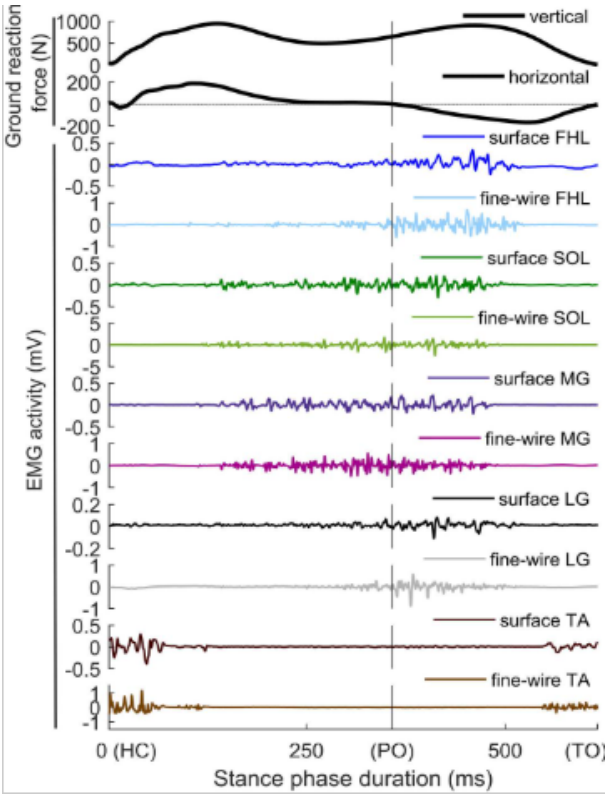


Figura 4.5: i primi due plot sono rappresentativi della forza di razione nel tempo mentre i restati grafici offrono un primo confronto tra sEMG e iEMG

La ricerca inoltre riporta il grafico dell'attività EMG registrata di tutti i muscoli per tutte le velocità di camminata considerate e per l'intero gruppo di partecipanti:

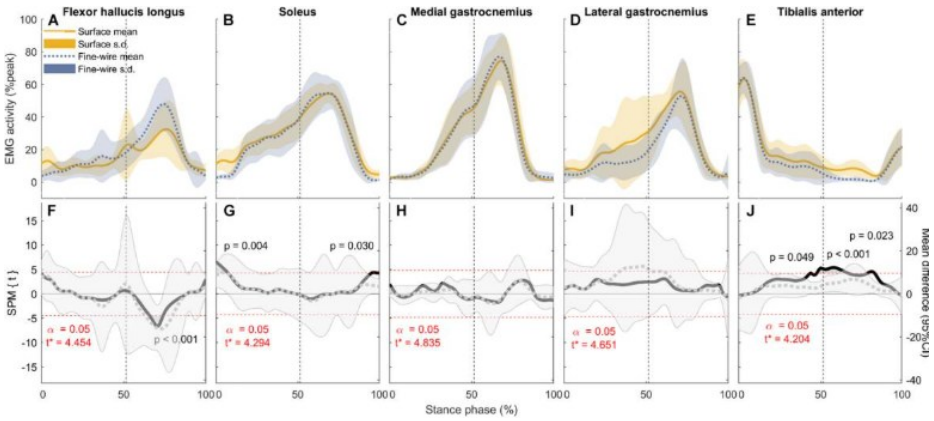


Figura 4.5.1: media e deviazione standard dell'attività di ogni muscolo normalizzata rispetto al valore di picco ottenuto durante la prova a velocità normale e confronto tra iEMG e sEMG SPM$\{t\}$ ottenuto tramite durante la prova a bassa velocità

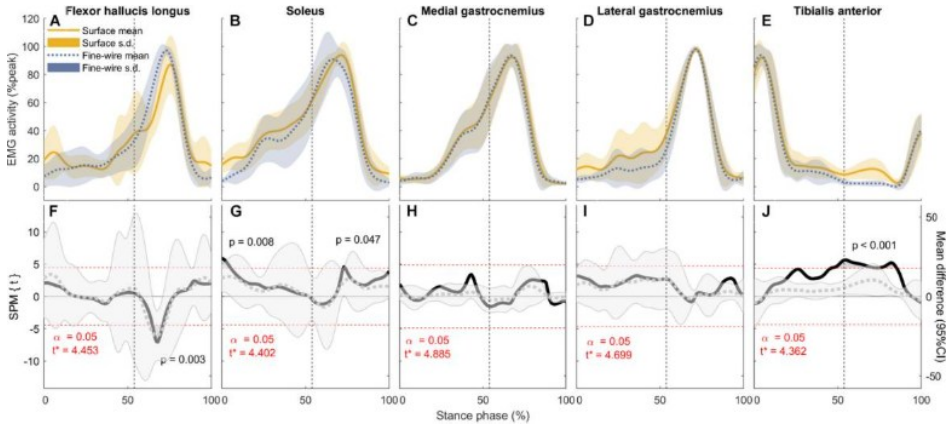


Figura 4.5.2: media e deviazione standard dell'attività di ogni muscolo normalizzata rispetto al valore di picco ottenuto durante la prova a velocità normale e confronto tra iEMG e sEMG SPM$\{t\}$ ottenuto tramite durante la prova a velocità normale

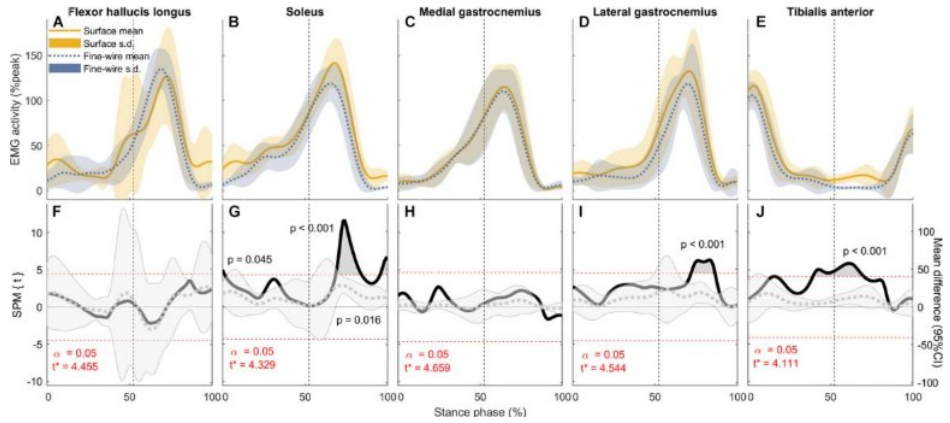


Figura 4.5.3: media e deviazione standard dell'attività di ogni muscolo normalizzata rispetto al valore di picco ottenuto durante la prova a velocità normale e confronto tra iEMG e sEMG SPM$\{t\}$ ottenuto tramite durante la prova ad alta velocità

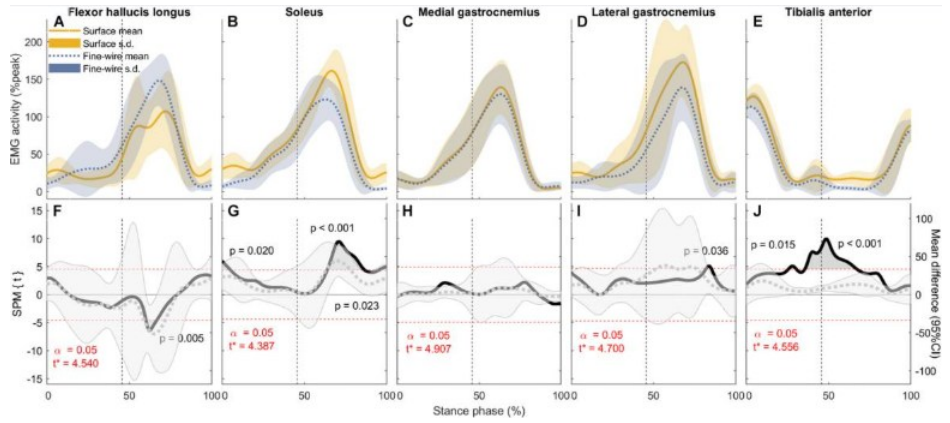


Figura 4.5.4: media e deviazione standard dell'attività di ogni muscolo normalizzata rispetto al valore di picco ottenuto durante la prova a velocità normale e confronto tra iEMG e sEMG SPM$\{t\}$ ottenuto tramite durante la prova a massima velocità

In tali grafici le immagini A-E sono rappresentative della media e della deviazione standard dell'attività dei vari muscoli (normalizzata rispetto al valore di picco ricavato dalla prova a velocità naturale, quindi in percentuale di picco).

Le figure F-J sono invece rappresentative del confronto tra iEMG e sEMG, ottenuto tramite SPM in riferimento delle diverse fasi dell'andatura:

1. Il primo grafico è rappresentativo della prova a velocità bassa (1.01 ± 0.13 m s^{-1}).
2. Il secondo grafico è rappresentativo della prova a velocità naturale (1.43 ± 0.19 m s^{-1}).
3. Il terzo grafico è rappresentativo della prova a velocità alta (1.84 ± 0.23 m s^{-1}).
4. Il quarto grafico è rappresentativo della prova alla massima velocità (2.20 ± 0.38 m s)[1].

La linea tratteggiata verticale rappresenta l'istante di inizio della spinta, mentre quella rossa orizzontale è rappresentativa della soglia utilizzata nell'analisi statica.

Dai risultati ottenuti tramite analisi statistica, si osservano le differenze tra le due metodologie:

- Nel muscolo FHL si riscontrano le maggiori differenze nella fase finale del passo, durante le camminate a velocità lenta, preferita e massima con, rispettivamente, i seguenti intervalli percentuali: 65,7–74%, 64,8–70,9%, 60,1–66,7%.
  Non vi sono differenze durante la prova ad alta velocità.
- Nel muscolo SOL differenze significative si sono verificate durante la fase iniziale del passo a tutte le velocità di camminata. In particolare, a velocità lenta si è osservato un intervallo tra il 0% e il 7,3%, a velocità normale tra il 0% e il 5,3%, a velocità veloce tra lo 0% e l'1,4%, e a massima velocità tra lo 0% e il 5,2%.
  Durante la fase finale del passo, le differenze sono state evidenti a tutte le velocità, ad eccezione della camminata lenta. In particolare, a velocità normale sono state registrate differenze tra il 72,7% e il 73,6%, a velocità veloce tra il 68,5% e l'84,2%, e a massima velocità tra il 63,8% e l'86,6%.
  Infine, nella fase pre-swing, sono state osservate differenze a tutte le velocità, tranne che alla velocità normale. A velocità lenta si è osservato un intervallo tra il 95,3% e il 98,6%, a velocità veloce tra il 68,5% e l'84,2% e tra il 95,3% e il 100%, e a massima velocità tra il 63,8% e l'86,6% e tra il 95,2% e il 100%.
- Nel muscolo TA, sono state riscontrate differenze significative durante la fase intermedia del passo a tutte le velocità di camminata. In particolare, a velocità lenta si è osservato un intervallo tra il 43,7% e il 44,3% e tra il 47,5% e il 67,2%, a velocità normale tra il 45,9% e l'85,3%, a velocità veloce tra il 39,4% e il 70,2%, e a massima velocità tra il 25,7% e il 30,4% e tra il 35,6% e il 67,2%.

Durante la fase finale del passo, le differenze sono state osservate a tutte le velocità. In particolare, a velocità lenta sono state riscontrate differenze tra il 47,5% e il 67,2% e tra il 78,6% e l'83,3%, a velocità normale tra il 45,9% e l'85,3%, a velocità veloce tra il 39,4% e il 70,2%, e a massima velocità tra il 35,6% e il 67,2%.

Infine, nella fase pre-swing, sono state osservate differenze a velocità lenta tra il 78,6% e l'83,3%, e a velocità normale tra il 45,9% e l'85,3%.

- Nel muscolo MG, non sono emerse differenze tra i segnali EMG superficiali e intramuscolari a nessuna delle velocità di camminata analizzate.
- Risultati simili al muscolo MG si ottengono per LG, ma per quest'ultimo le differenze iniziano ad apparire nelle fasi finali del passo e pre-swing durante le prove veloci (71.8–86.3%) e a massima velocità (82–85%).

4.6 Discussione dei risultati

Come anticipato, per il muscolo FHL le differenze tra l'EMG superficiale e intramuscolare sono evidenti durante la fase finale del passo, eccetto durante la prova a velocità "veloce". Questo porta alla conclusione che, specialmente in questa fase del movimento, l'uso dell'EMG superficiale potrebbe non essere ottimale. Dall'analisi del grafico relativo a questo muscolo emerge che per alcuni soggetti (A, D, E, H) i pattern EMG superficiali e intramuscolari erano simili, mentre per altri non lo erano. La causa è stata attribuita alle differenze individuali nel comportamento meccanico del muscolo, che influenzando la geometria e il movimento del muscolo stesso, può alterare la registrazione dell'EMG superficiale.

È poi da sottolineare come il posizionamento degli elettrodi superficiali in una zona che va dalla giunzione del tendine distale del muscolo FHL alla zona di inserzione del muscolo SOL (di circa 3.22 cm) possa, in questi casi, aver provocato cross-talk; ma dato che in soggetti con una distanza inferiore tra gli elettrodi, la concordanza tra i segnali fosse buona è da ritenere come causa principale fattori individuali.

La ricerca inoltre riporta come l'influenza di fattori individuali come lo spessore del tessuto sottocutaneo e la variazione dell'impedenza della pelle, che possono influire sui segnali registrati: per queste ragioni, gli elettrodi intramuscolari sono considerati una soluzione più affidabile per l'analisi dell'attività del muscolo FHL.

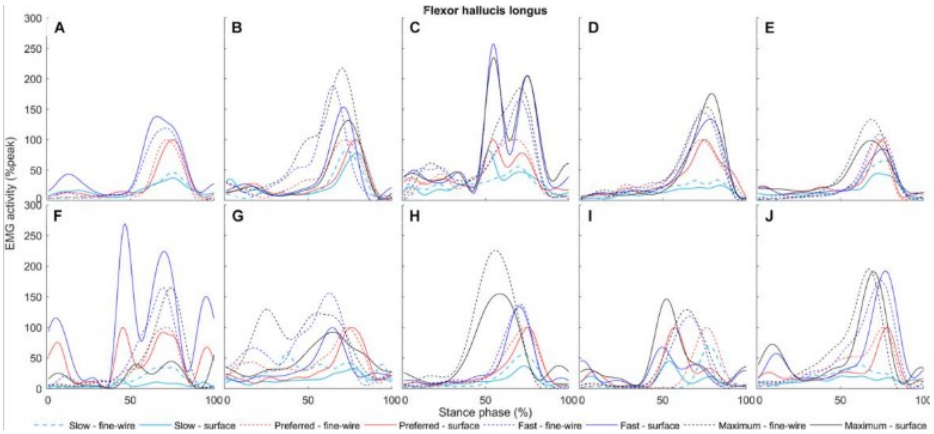


Figura 4.6: confronto tra segnali iEMG e sEMG del muscolo FHL, per i singoli soggetti durante le diverse prove; sull'asse y le ampiezze sono normalizzate al valore di picco durante la prova a velocità naturale, sull'asse x le fasi del passo in valore percentuale

Il muscolo SOL risulta attivo durante la fase intermedia fino all'inizio della fase di pre-swing del movimento.

Si cita come due precedenti studi (Bogey et al., 2000, 2003; Perry, 1992; Cuccurullo, 2004) non abbiano rilevato attività iEMG durante la fase di swing; al contrario, poiché si rivela attività sEMG a velocità normale, questo suggerisce cross-talk col muscolo TA.

Inoltre, sempre da questi studi, a velocità normale, si è rilevata una maggiore attività superficiale nelle fasi iniziali e al termine della fase pre-swing rispetto a quella intramuscolare, ma mantenendo pattern simili durante la fase in cui il muscolo è attivo.

Similmente, dall'osservazione dell'sEMG, si è osservata attività nella fase iniziale dell'appoggio a tutte le velocità così come nella fase di pre-swing ad eccezione della prova a velocità normale; non è stata rilevata alcuna attività con iEMG suggerendo, come riscontrato negli studi precedenti, che l'EMG superficiale possa essere soggetto a cross-talk. In altre parole, gli elettrodi superficiali rilevano un segnale che non viene registrato dagli elettrodi intramuscolari, indicando la molto probabile presenza di cross-talk.

Per tali ragioni la ricerca consiglia, inoltre, un diverso posizionamento degli elettrodi rispetto a quello consigliato da SENIAM, in base a dove il muscolo maggiormente ampio e sufficientemente distante dai muscoli vicini.

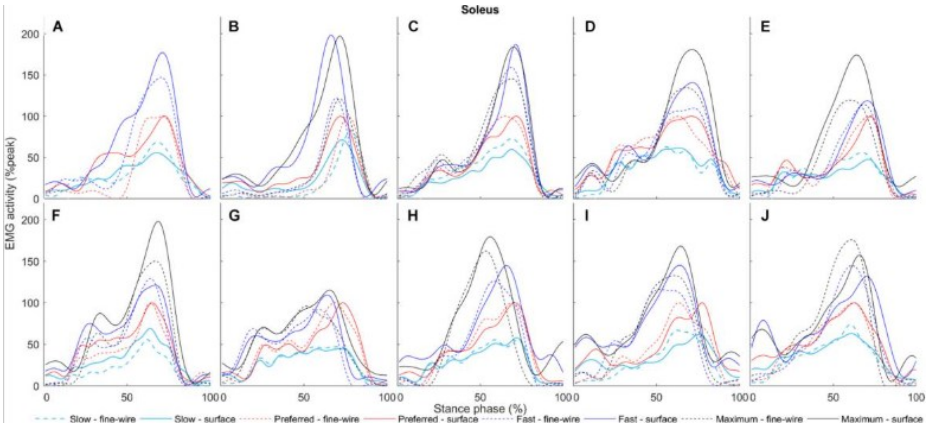


Figura 4.6.1: confronto tra segnali iEMG e sEMG del muscolo SOL, per i singoli soggetti durante le diverse prove; sull'asse y le ampiezze sono normalizzate al valore di picco durante la prova a velocità naturale, sull'asse x le fasi del passo in valore percentuale

Il muscolo MG, come anche riportato dalle due precedentemente citate ricerche, è attivo durante tutta la fase di appoggio.

Si è già citato come per questo muscolo non siano emerse differenze tra le registrazioni EMG superficiali (sEMG) e intramuscolari (iEMG), suggerendo che entrambi i metodi abbiano pari validità. Questa caratteristica è da attribuire alla grande area della sezione trasversale del muscolo che consente di posizionare gli elettrodi a una distanza sufficiente dagli altri muscoli circostanti, riducendo così il fenomeno del cross-talk.

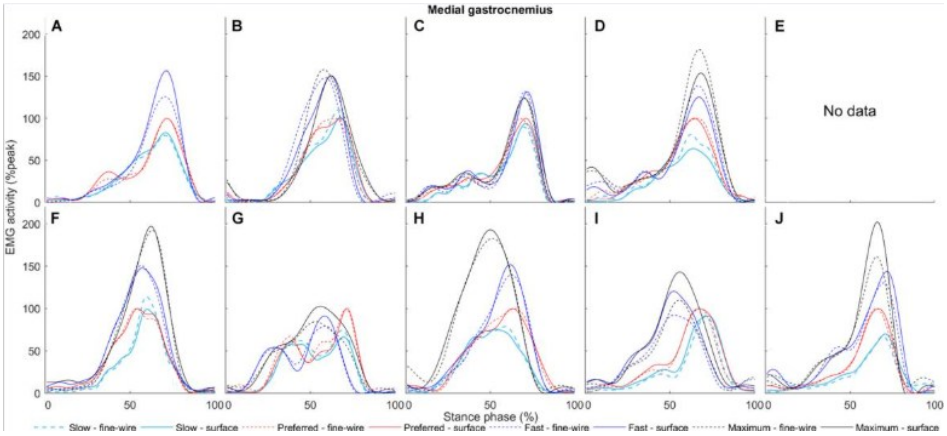


Figura 4.6.2: confronto tra segnali iEMG e sEMG del muscolo MG, per i singoli soggetti durante le diverse prove; sull'asse y le ampiezze sono normalizzate al valore di picco durante la prova a velocità naturale, sull'asse x le fasi del passo in valore percentuale

Il muscolo LG mostra delle differenze a velocità più elevate, che, data la sua ridotta dimensione (ad esempio rispetto all'MG), possono essere attribuite a fenomeni di cross-talk, causati dalla maggiore attività di muscoli vicini. Questo lascia intendere che l'uso di sEMG sia preferibile a velocità più basse, dove tale problematica risulta minore.

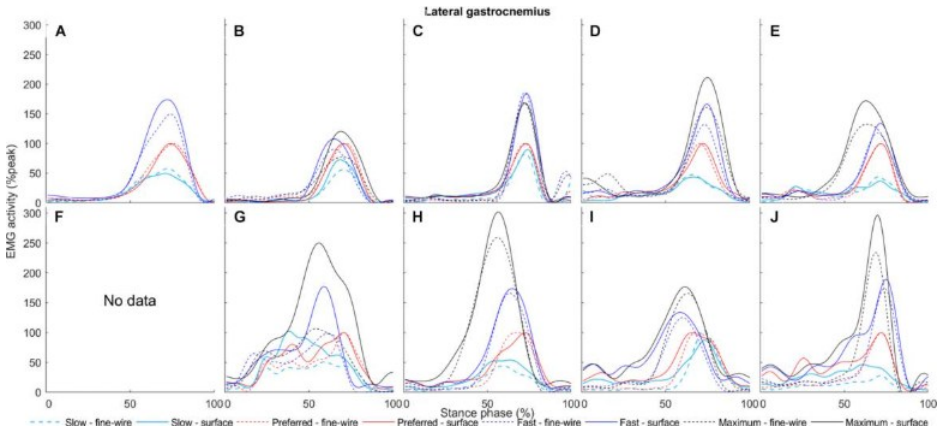


Figura 4.6.3: confronto tra segnali iEMG e sEMG del muscolo LG, per i singoli soggetti durante le diverse prove; sull'asse y le ampiezze sono normalizzate al valore di picco durante la prova a velocità naturale, sull'asse x le fasi del passo in valore percentuale

Il muscolo TA mostra picchi di attività durante l'istante HC, e TO restando invece inattivo durante la fase intermedia.

Bisogna notare come, però, sia stata osservata attività rilevata dall'EMG superficiale, al contrario dell'intramuscolare, durante la fase intermedia e finale a tutte le velocità, facendo di conseguenza pensare a cross-talk dovuto all'attivazione dei muscoli plantari, attivi soprattutto in questi istanti.

Si osservano differenze durante la fase pre-swing velocità bassa e normale.

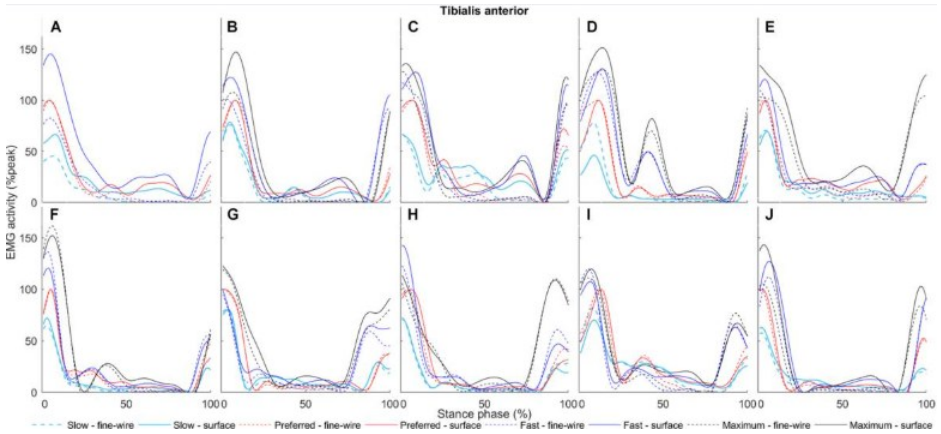


Figura 4.6.2: confronto tra segnali iEMG e sEMG del muscolo TA, per i singoli soggetti durante le diverse prove; sull'asse y le ampiezze sono normalizzate al valore di picco durante la prova a velocità naturale, sull'asse x le fasi del passo in valore percentuale

CAPITOLO 5
CASO DI STUDIO 2: ESEMPIO DI APPLICAZIONE DEGLI ELETTRODI AD AGO.

5.1 Introduzione

Come già citato, l'obbiettivo dell'acquisizione di un segnale biomedico è quello di ottenere segnali contenenti solo elementi di interesse, ovvero privi di rumore, e che richiedano il minimo processo di elaborazione per evitare il rischio di perdere informazioni che potrebbero determinare un'analisi accurata.

Questo non si verifica nella pratica poiché, a causa delle limitazioni intrinseche della strumentazione attualmente disponibile e delle caratteristiche fisiologiche del corpo umano, il segnale acquisito presenterà inevitabilmente delle componenti indesiderate, dovute a fattori fisiologici quali l'attenuazione dei tessuti che circondano la sorgente del segnale, battito cardiaco o strumentali come linea elettrica che generando rumore che interferiscono con la qualità e l'affidabilità del segnale stesso.

Nel caso dei segnali EMG si è visto come sia possibile acquisirli sulla cute o direttamente sul muscolo in base alla tipologia di elettrodo utilizzato.

Come già sottolineato in precedenza, l'elettromiografia di superficie consente di registrare l'attività elettrica di un muscolo nel suo complesso. Tuttavia, questa tecnica non garantisce una precisione ottimale nell'acquisizione dei segnali, rendendo quindi fondamentali le fasi di elaborazione e condizionamento, discusse nei capitoli precedenti, per ottenere risultati affidabili e accurati.

Di seguito si descrive il lavoro [16] che indaga l'efficacia dell'elettromiografia intramuscolare nell'acquisizione di tali segnali e nello specifico, nel caso dei muscoli della mano al fine di sviluppare algoritmi di controllo per protesi articolari che permettano movimenti il più naturali possibili.

Come riportato dalla ricerca, le protesi articolari della mano per riprodurre il movimento desiderato fanno riferimento ai segnali delle unità motorie ancora intatte, acquisiti tramite elettromiografia superficiale: così facendo, i movimenti prodotti sono ben lontani dalla fluidità dei movimenti di una mano normale.

Questo deriva dai limiti che gli algoritmi di controllo hanno nel decodificare movimenti complessi registrati tramite elettrodi superficiali: tale difficoltà è legata alle condizioni esplorate in precedenza, più nello specifico cross-talk fisiologico e lo spostamento tra elettrodi e muscoli.

Un altro aspetto cruciale è la differenza nei contributi tra muscoli più superficiali e profondi: il segnale elettrico, attraversando i vari strati di tessuto, subisce un'attenuazione che unita al

cross-talk con muscoli vicini riduce la capacità di rilevare con precisione l'attività muscolare profonda.
È da citare come anche dalla ricerca eseguita dagli autori Dario Farina,Roberto Merletti, e Roger M. Enoka venga evidenziato come l'acquisizione di segnali EMG a livello cutaneo risulti limitato: infatti oltre all'impossibilità di rilevare i singoli MUAP, altri fattori, come cross talk e interferenze prodotte dal sistema di misura, portano a non interpretare correttamente le relazioni tra le informazioni ottenute tramite il segnale e i processi fisiologici che hanno generato tale segnale [17].
Queste ragioni hanno portato a esplorare i vantaggi che gli elettrodi ad ago possono offrire poiché a partire dalla loro precisione nel rilevare l'attività del singolo muscolo col minimo contributo in termini di interferenze, faciliti l'associazione col movimento da riprodurre consentendo così la progettazione di nuovi algoritmi di controllo che permettano maggiore fluidità nei movimenti: a questo fine è creato un database contenente i segnali iEMG raccolti, analizzati successivamente, derivanti dai movimenti naturalmente svolti dalla mano.

5.2 Setup sperimentale

In questa ricerca sono coinvolti 14 soggetti maschi destrorsi, in salute e con età compresa tra i 25-57 anni; per effettuare le misurazioni, i soggetti sono stati divisi in due gruppi e per ognuno di questi è stato previsto un protocollo di misura; due partecipanti sono stati sottoposti a entrambi i protocolli.
Per effettuare l'elettromiografia intramuscolare sono stati utilizzati la tipologia di elettrodo ad ago fine-wire, prodotti dall'azienda Chalgren [18] (essendo inoltre la tipologia più fine ne è facilitata l'inserzione); nello specifico tali elettrodi misurano in lunghezza 200mm, diametro di 0,051mm costruiti in acciaio inossidabile e ricoperti di nylon per l'isolamento fino ai 2 mm prima della punta per permettere la misura del segnale.
L'applicazione degli elettrodi è stata effettuata da neurologi, e il corretto posizionamento degli stessi è stato effettuato attraverso verifica dei movimenti della cannula guida durante l'esecuzione di movimenti specifici per il muscolo bersaglio e monitorando in tempo reale il segnale iEMG.
Una verifica finale è stata eseguita dopo la rimozione della cannula: una volta confermato l'inserimento dell'elettrodo nel muscolo, elettrodo e preamplificatore sono stati fissati con nastro adesivo sul braccio per ridurre al minimo il rischio di artefatti da movimento.

È stata eseguita una verifica aggiuntiva del corretto posizionamento tramite ultrasuoni su due soggetti (13, 14), anche se a causa della ridotta dimensione degli elettrodi, si è rilevata inefficacie.

Il segnale è stato acquisito tramite il sistema di amplificazione 'Quattrocento', prodotto dall'azienta OT Bioelettronica [19]; possiede anche un pre-amplificatore caratterizzato da un guadagno di cinque volte per interfacciare elettrodi e amplificatore.

I segnali intramuscolari così acquisiti sono soggetti a un'amplificazione di 150 volte per poi essere campionati con frequenza pari a 10240 Hz e quantificati con codifica a 16 bit.

La fase di filtraggio, similmente a quanto citato nei capitoli precedenti, prevede un filtro passa-alto impostato alla frequenza di cut-off di 10 Hz mentre il passa-basso a 4400 Hz

Come già menzionato, i soggetti sono stati suddivisi in due gruppi, ciascuno corrispondente a un protocollo di misurazione specifico, con l'obiettivo di simulare due diversi livelli di amputazione dell'avanbraccio.

Il primo protocollo prevede la simulazione una amputazione breve, della sola mano, chiamato '*long residual limb*'(LRL) mentre il secondo simula un'amputazione più estesa, detto infatti '*short residual limb*'(SRL).

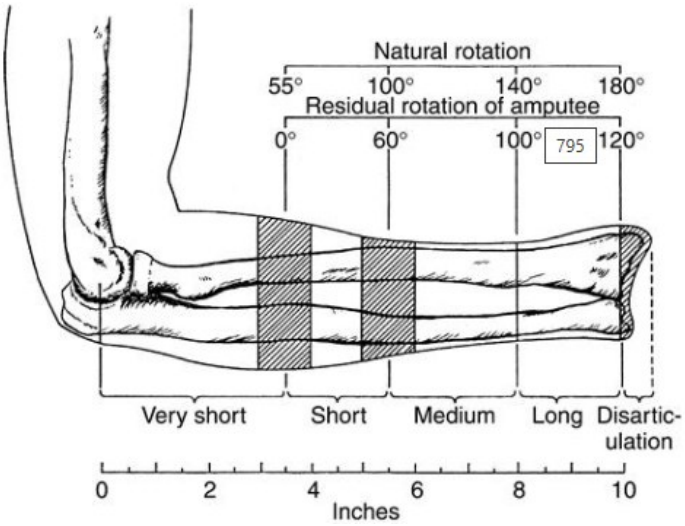


Figura 5.2: nomenclatura dei livelli di amputazione

I muscoli coinvolti dal protocollo SRL sono: flessore radiale del carpo (FCR), estensore radiale lungo del carpo (ECR), pronatore rotondo (PT), flessore profondo delle dita (FDP), estensore comune delle dita (EDC), e abduttore lungo del pollice (APL).

Quelli dell'indagine LRL: flessore profondo delle dita (FDP), estensore comune delle dita (EDC), abduttore lungo del pollice (APL), flessore lungo del pollice (FPL), estensore lungo del pollice (EPL) e estensore dell'indice proprio (EIP).[12]
Di seguito, è riportata un'immagine illustrativa dei muscoli sopracitati e del posizionamento degli elettrodi:

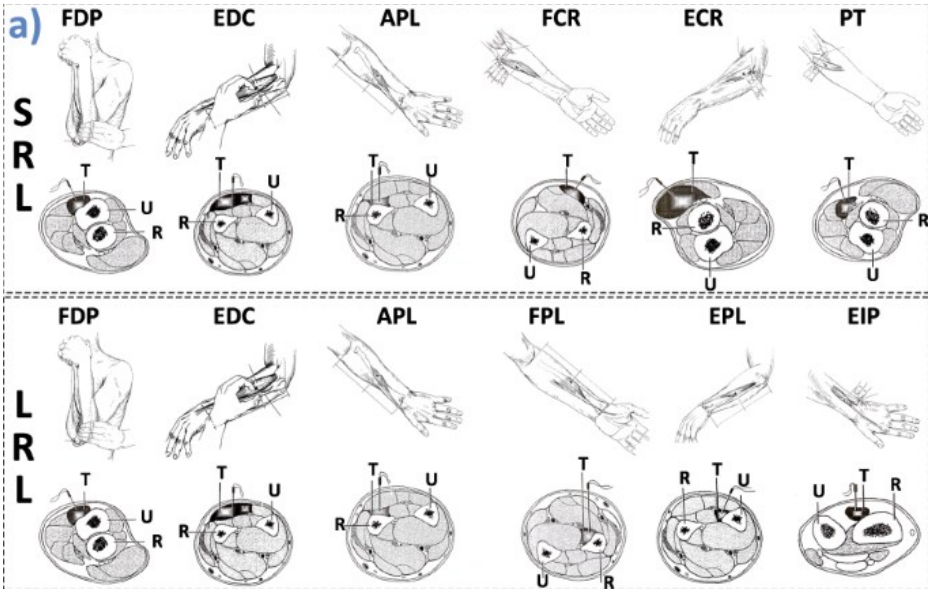


Figura 5.2.1: muscoli interessati dai protocolli di misura, 'T' indica la posizione del muscolo, 'U' l'ulna e 'R' il radio.

Si noti fin da subito come il principale problema di questa indagine, come spesso accade nelle ricerche che utilizzano elettrodi ad ago, risieda nell'applicazione degli stessi: due soggetti che ne avevano ricevuti sono svenuti durante l'applicazione, e non hanno partecipato alle successive registrazioni. mentre, in un altro caso un elettrodo ha causato un forte dolore, portando alla rimozione dell'elettrodo stesso, mantenendo però valide le misure dei cinque muscoli restanti.

5.3 Registrazione della forza.

In contemporanea con l'acquisizione del segnale iEMG, è stata registrata anche la forza.
La principale motivazione di questa misurazione è quella di raccogliere dati sui momenti torcenti delle singole articolazioni durante l'esecuzione di movimenti predefiniti.
Per limitare i movimenti articolari e concentrare lo sforzo sul muscolo o gruppo muscolare in esame, mantenendo la sua lunghezza invariata, è stato scelto un set-up isometrico. Questa

[12]Sigle dei muscoli riferite al nome inglese

configurazione ha facilitato la simulazione di un'amputazione dell'avambraccio, prevenendo che il movimento dei muscoli compromettesse la stabilità degli elettrodi inseriti.
Il sistema di misura costringe le articolazioni della mano in una posizione neutrale, permettendo però una buona espressione della forza sia in flessione che in estensione.

5.4 Modalità di registrazione del segnale

Tutto il processo di misurazione, è stato automatizzato tramite un software sviluppato in LabVIEW.
Ogni misurazione, preceduta da un testo riguardo l'operazione da svolgere, prevede un segnale d'avvio per la registrazione della massima contrazione volontaria, mentre il resto delle fasi di misura sono incentrate sul '*sine tracking*': il paziente in questo modo deve seguire il tracciato di un'onda sinusoidale in modo da regolare la forza seguendo uno specifico pattern
Durante la misurazione, sono state presentate forze specifiche ai soggetti e, a seconda del movimento eseguito, è stata visualizzata la forza corrispondente. Ad esempio, mentre si eseguiva il movimento del dito indice, veniva mostrata esclusivamente la forza generata da quel dito.
Il processo automatizzato prevede la generazione e la registrazione dei codici per ogni fase, insieme ai segnali di forza associati.
Per la misurazione della massima contrazione è stato richiesto al soggetto di effettuare una forte contrazione in un movimento a singolo grado di libertà, coinvolgendo la sola articolazione interessata: l'MVC, come descritto nel capitolo 4.2 viene utilizzata come riferimento per le successive fasi di elaborazione del segnale, per registrare la forza e il momento massimi sull'articolazione, nonché la contrazione che coinvolge il massimo numero di fibre muscolari attive.
Successivamente, si è passata alla fase di tracking, durante la quale il soggetto ha dovuto modulare la forza per seguire una forma d'onda sinusoidale. Come menzionato precedentemente, seguire con la forza il tracciato sinusoidale consente una graduale modulazione della forza: il motivo di tale processo è quello di utilizzare sulla relazione tra il segnale iEMG e la forza corrispondente per sviluppare un controllo della protesi.
Sono inclusi nel protocollo movimenti a singola e multi articolazione a due gradi di libertà e movimenti sinergici di mano e polso.
In particolare, nei movimenti a singola e multi-articolazione, i segnali registrati sono stati riferiti al tracciamento di traiettorie. Ad esempio, nel caso di una prova a singola articolazione, il

soggetto è stato chiamato a seguire una traiettoria bidimensionale, come un cerchio, mentre nei movimenti multi-articolari il principio è stato simile, ma ha coinvolto più articolazioni.
Le prove sinergiche, invece, hanno previsto quattro ripetizioni con forza e durata scelte liberamente dal soggetto. In queste prove, è stato richiesto l'esecuzione di movimenti multi-articolari sincronizzati, con l'eccezione di due casi particolari, descritti dalla parola "*followed*", in cui il secondo movimento doveva essere eseguito solo dopo il completamento del primo.

5.5 Elaborazione dei segnali

Il primo passo attuato nella ricerca si è incentrato a rimuovere le componenti di rumore alla frequenza di 50 Hz: i segnali iEMG pur essendo stati raccolti tramite un amplificatore in grado di eliminare le componenti del segnale a 50Hz, si presentavano ugualmente.
Per questa ragione è stato implementato un '*filter bank*', ovvero un array di filtri passabanda digitali.
Questa tipologia di filtro è in grado si separare il segnale in ingresso in più componenti, in tal modo dividendo in altrettanti contributi la banda del segnale, con l'effetto di concentrarsi sulle frequenze specifiche con maggiore precisione.
Tale filtro comprende inoltre dei filtri notch che eliminano la specifica frequenza a 50 Hz e suoi multipli, armoniche fino alla frequenza di 5 kHz, e con larghezza di 2 Hz, per attenuare l'effetto sulle frequenze vicine.
Successivamente, sono stati individuati gli impulsi di sincronizzazione tra i file, utilizzando la differenziazione numerica. Questo metodo ha permesso di evidenziare le rapide variazioni del segnale, facilitando così l'individuazione dei punti di inizio e fine degli impulsi (i bordi).
Infine, per preparare il segnale a essere aggiunto al database, è stata eseguita un'interpolazione lineare dei dati della forza al fine di adattarli alla frequenza di campionamento dei dati acquisiti dal sistema di amplificazione Quattrocento.
L'interpolazione lineare è una tecnica matematica utilizzata per stimare i valori di una funzione in punti intermedi, a partire da un insieme di dati discreti.
Nel caso specifico dell'interpolazione lineare sui dati di forza, significa che, conoscendo i valori di forza a determinati istanti di tempo, si stima il valore della forza in momenti intermedi utilizzando una retta che collega i punti adiacenti. Questo è particolarmente utile quando i dati hanno frequenze di campionamento differenti e si vuole uniformare la risoluzione temporale, come nel caso in cui si devono adattare i dati di forza alla frequenza di campionamento dei dati iEMG.

5.6 Rilevamento dei potenziali d'azione delle unità motorie

Come descritto nel capitolo 3.3, l'inserimento degli elettrodi nei muscoli permette una rilevazione precisa del campo elettrico generato dal potenziale d'azione. In questa indagine oltre al segnale iEMG, sono stati raccolti anche i segnali MUAP.

La classificazione dei MUAP si basa sulla somiglianza tra il MUAP e una forma d'onda proveniente da un set predefinito, utilizzando un algoritmo di riconoscimento basato su template e sul filtro matched.

Per effettuare il riconoscimento, i MUAP sono stati inizialmente allineati al template utilizzando il ritardo reciproco che consente di ottenere la massima correlazione. Successivamente, sono stati valutati i coefficienti di correlazione, che dovevano essere superiori a 0.9, e l'RMS[13], che non dovevano superare la metà della potenza delle forme d'onda del template.

I MUAP, rilevati tramite valori di soglia, sono stati ordinati tre volte in ordine cronologico di comparsa. Nella prima iterazione, si verifica se la forma d'onda è simile a quella presente nel template. In caso affermativo, il template viene aggiornato per includere il nuovo MUAP; altrimenti, viene creato un nuovo template. Nella seconda iterazione, tutti i MUAP rilevati vengono riprocessati, e i template esistenti vengono aggiornati, senza però creare nuovi template.

Nell'ultima iterazione, le forme d'onda vengono confrontate con ciascun template e etichettate in base al template con la massima correlazione. Se non vengono riconosciute, vengono etichettate come sconosciute.

Alla fine delle prime due iterazioni, i template che contenevano meno del 5% dei MUAP rispetto al totale dei MUAP rilevati sono eliminati.

5.7 Esempio di segnali acquisiti dalla ricerca

Il database creato nei passi descritti in precedenza divide ogni misurazione in due file: uno contenente i segnali raccolti e relativi set-up sperimentali (come movimenti, frequenza di campionamento) l'altro file contiene i metadati (tutte quelle informazioni che vengono utilizzate per descrivere i vari file) relativi all'ordinamento dei picchi (come parametri di filtraggio e elaborazione e algoritmi di ordinamento).

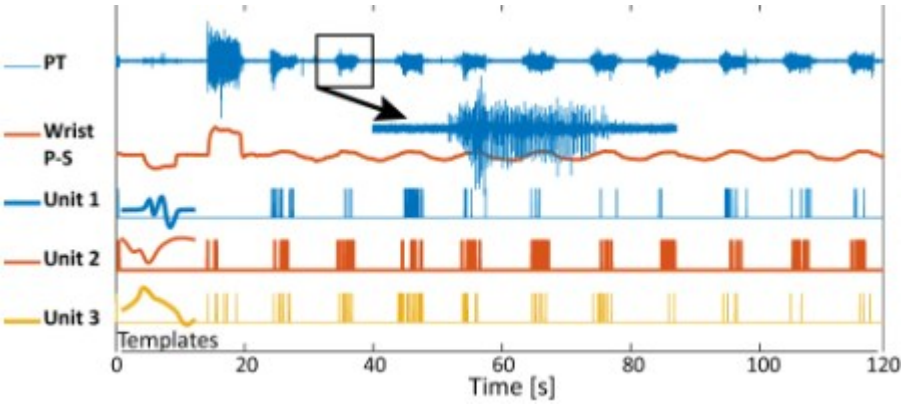
[13]Discusso nel capitolo 3.2

I file si presentano come una struttura composta dagli elementi: *.Data, .Channels, .Movements, .fs:*

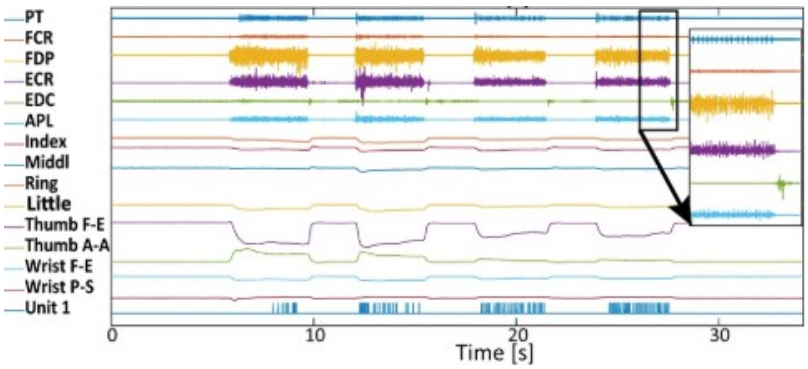
-.fs rappresenta la frequenza di campionamento.

-.data contiene i segnali iEMG (in mV), le misure della forza (V), i movimenti e il segnale d'avvio.

Si presentano di seguito i dati raccolti relativi al soggetto 7 (sottoposto al protocollo SRL); essendo i dati disponibili in formato leggibile dal linguaggio matlab[14] [20], è possibile lo studio dei segnali nel dominio delle frequenze e nel del tempo.



Si osserva come nel caso di un movimento a singolo grado di libertà e in condizione di forza bassa, nello specifico nello studio del muscolo PT, venga rilevata una sola UM e come, di conseguenza, il segnale ricavato sia rappresentativo della frequenza di sparo di solo questa.



Inoltre, specialmente durante le fasi di tracking, si osserva che la frequenza di sparo e il reclutamento delle unità motorie variano in relazione alla modulazione della forza. Nelle fasi che prevedono movimenti sinergici (come accennato in precedenza) durante la contrazione massima si verifica un aumento sia della frequenza che del reclutamento. È stato determinato che, mentre nei muscoli che esprimono una minore forza e quindi un coinvolgimento ridotto di

[14]Per visualizzare i dati si veda il link nella sitologia

unità motorie, è possibile rilevare efficacemente il potenziale di una singola unità motoria, in altri casi il segnale risulta simile a quello acquisito tramite EMG superficiale.

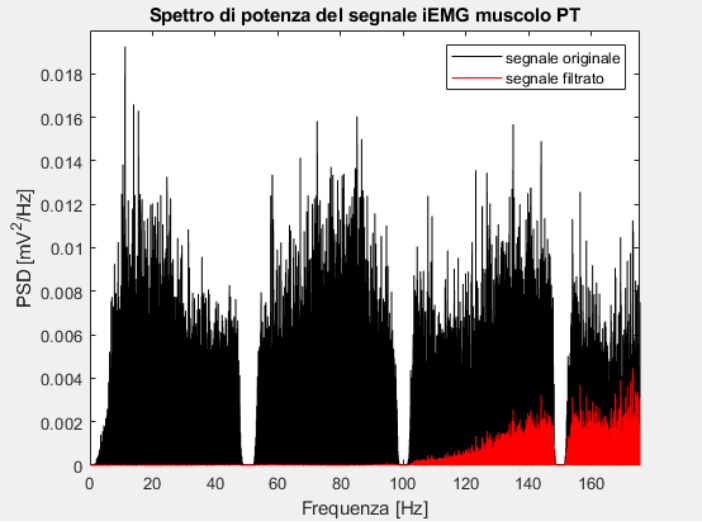
Come già accennato, un segnale EMG può essere influenzato da diverse condizioni che generano artefatti, riducendo la qualità del segnale registrato. Ad esempio, le interferenze dalla rete elettrica si verificano a 50Hz, quelle causate dal movimento degli elettrodi a circa 20 Hz, il battito cardiaco introduce artefatti a 80 Hz, mentre i cavi possono provocare interferenze intorno ai 50 Hz.

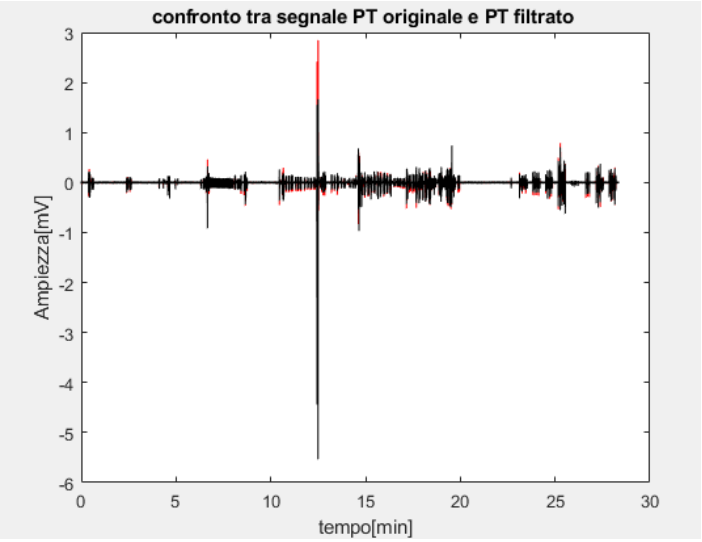
Il range di frequenze come già accennato è [10-4400] Hz i filtri digitali sopprimono le componenti a 50Hz: si vuole ora verificare la presenza degli artefatti sopracitati.

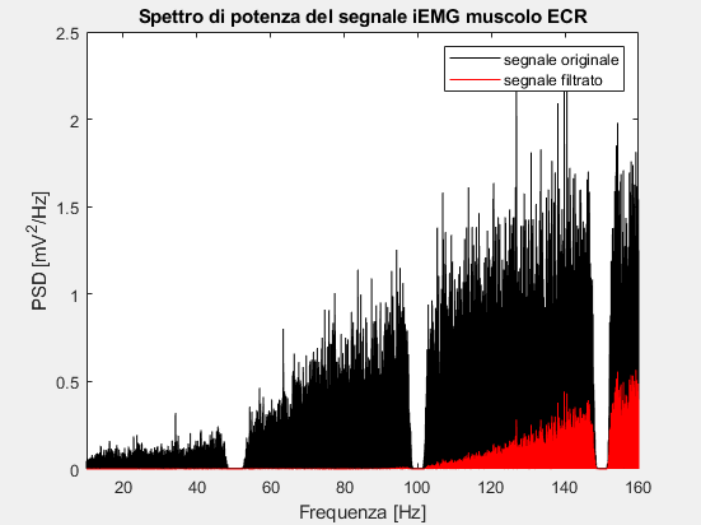
Essendo la componente a 50Hz già assente, si valuteranno la presenza di componenti in frequenza a 20,80 Hz in tre segnali; tramite il seguente script si ottiene:

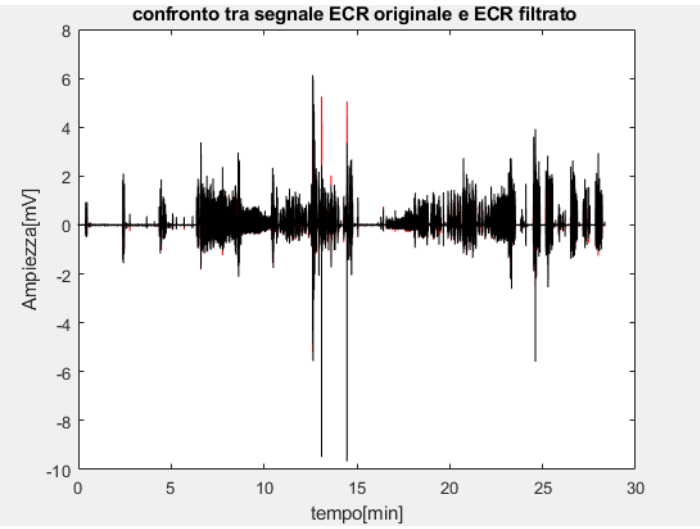
```
close all
clc
load("FW_SRL_S7.mat")
Np=1000;
iEMG_FDP=s7.Data(:,6);%segnale
%FILTRO NOTCH
fc=10240;
tc=1/fc;
N=length(iEMG_FDP);
tempo=(0:tc:(N-1)*tc)/60;
f1=20;
f2=80;
theta1=f1*2*pi/fc;
theta2=f2*2*pi/fc;
%ZERI
z= [exp(1i*theta1), exp(-1i*theta1),exp(1i*theta2), exp(-1i*theta2)];
%POLI
p= [0.95*exp(1i*theta1), 0.95*exp(-1i*theta1),0.95*exp(1i*theta2), 0.95*exp(-
1i*theta2)];
%TRASFORMO
b = poly(z);
a = poly(p);
% %TRASFORMATA
[H,F] = freqz(b,a,Np);
modulo = abs(H);
fase = angle(H);
iEMG_FDP_fil=filter(b,a,iEMG_FDP);
```

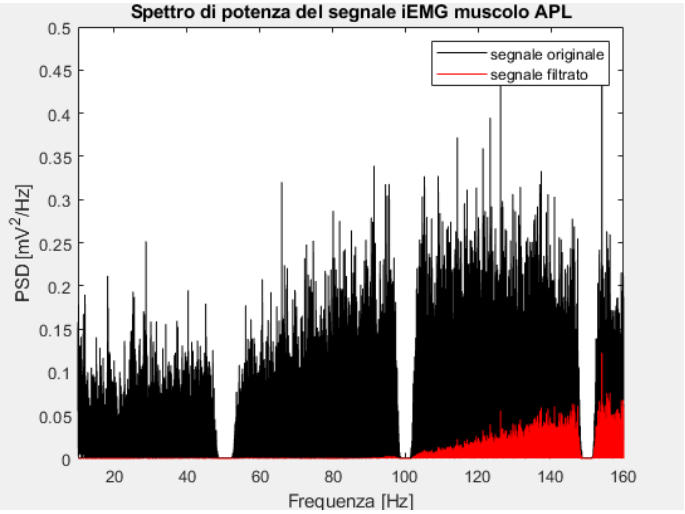
```
%bode
figure
plot(F,modulo)
title('MODULO')
xlabel('Pulsazione [omega [0 \pi]]')
ylabel('Modulo Normalizzato')
figure
plot(tempo,iEMG_FDP_fil)
hold on
plot(tempo,iEMG_FDP)
xlabel('tempo[min]')
ylabel('Ampiezza[mV]')
title('confronto tra segnale FDP originale e FDP filtrato ')
FT_og = fft(iEMG_FDP, N);
S_og = (abs(FT_og).^2) / N; % Spettro di potenza
f_FT = (0:fc/N:fc-fc/N);  % Frequenze corrispondenti
FT_fil = fft(iEMG_FDP_fil, N);
S_fil = (abs(FT_fil).^2) / N; % Spettro di potenza
%Spettro
P_og = S_og(1:N/2);
P_fil = S_fil(1:N/2);

figure
plot(f_FT(1:N/2), P_og,'k')
hold on
plot(f_FT(1:N/2), P_fil,'r')
xlabel('Frequenza [Hz]')
ylabel('PSD [mV^2/Hz]')
title('Spettro di potenza del segnale iEMG muscolo APL')
legend('segnale originale','segnale filtrato')
xlim([10 160])
```

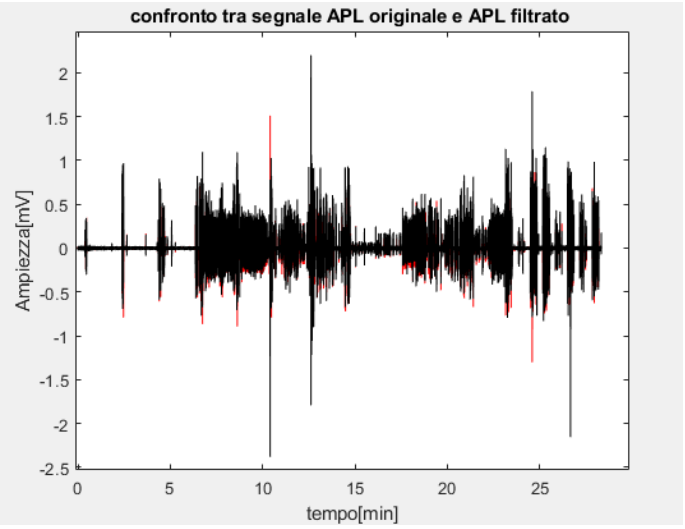

Spettro di potenza del segnale iEMG muscolo PT
segnale originale
segnale filtrato
PSD [mV^2/Hz]
Frequenza [Hz]


confronto tra segnale PT originale e PT filtrato
Ampiezza[mV]
tempo[min]


Spettro di potenza del segnale iEMG muscolo ECR
segnale originale
segnale filtrato
PSD [mV^2/Hz]
Frequenza [Hz]







Si può notare che tutti i segnali acquisiti durante l'esperimento presentano in simile entità componenti a 80 Hz (multipli compresi) il che suggerisce che la strumentazione impiegata per la registrazione non riesca a filtrare efficacemente le interferenze provocate dal battito cardiaco. Inoltre, le interferenze legate al movimento degli elettrodi sono più evidenti in alcuni muscoli

rispetto ad altri, indicando che la suscettibilità del sistema a tali interferenze sia in funzione del muscolo esaminato.
Si può osservare, inoltre, che le componenti in frequenza di questi artefatti, grazie alla precisione fornita dagli elettrodi a ago, risultano particolarmente evidenti consentendo, attraverso eventuali elaborazioni successive, una più facile rimozione.

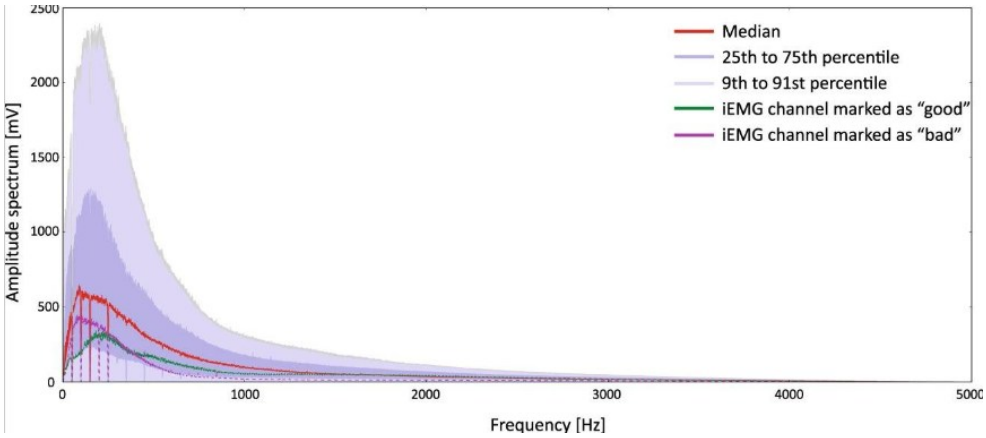
5.8 Verifica della validità dei segnali rilevati

Alla fine del processo di acquisizione, i dati sono sottoposti a verifica per determinare quali misure siano da ritenere valide.
Tale validazione è stata eseguita in base a due analisi: quantitativa e qualitativa.
Nell'analisi qualitativa, un neurofisiologo ha valutato le seguenti caratteristiche:

- Segnale iEMG nel dominio del tempo: è stata esaminata l'attività relativa ai potenziali d'azione delle unità motorie (MUAP). Il segnale è stato considerato corretto se la forma d'onda dei MUAP mostrava segmenti attivi e inattivi ben definiti, con ampiezza, frequenza e durata rientranti nei parametri fisiologici.
- Relazione tra i movimenti e le forze esercitate: il segnale iEMG è stato considerato valido quando l'attivazione muscolare corrispondeva alla forza registrata sull'articolazione della mano, generata dal muscolo stesso. In altre parole, quando un muscolo si attivava, la forza prodotta doveva essere rilevata nell'articolazione associata, mostrando una correlazione tra l'intensità del segnale iEMG e la forza generata.
- Canale iEMG rispetto ad altri canali iEMG: è stato verificato se vi fosse una sovrapposizione significativa dell'attivazione tra due o più siti di registrazione, per escludere che gli elettrodi avessero rilevato attività di muscoli adiacenti. Il segnale iEMG è stato considerato corretto se le attivazioni non erano sincronizzate su tutta la registrazione, indicando che ogni elettrodo aveva rilevato solo l'attività del muscolo di interesse.

Il segnale è quindi valutato *valido* se il neurofisiologo ha considerato come affidabili questi tre parametri; come *dubbio* se l'affidabilità non è stata completamente verificata; e *inaffidabili* se uno dei precedenti parametri non ha passato la verifica.
Nell'analisi quantitativa si sono valutate la cross-correlazione tra canali e lo spettro del segnale: la cross-correlazione è stata impiegata anche per dimostrare l'elevata selettività che questa tipologia di elettrodo è in grado di fornire.

Per quanto riguarda lo spettro si presenta di seguito il grafico cumulativo di tutti gli spettri dei segnali iEMG [15]:



Citando la ricerca, si osserva come lo spettro sia simile a quelli riportati in letteratura e le discontinuità presenti siano da ricercarsi nell'impiego dei filtri notch che hanno eliminato le interferenze di linea.

Si noti inoltre che la variabilità o diffusione dei valori delle ampiezze nel segnale iEMG così elevata è tipica di questa metodologia: non potendo controllare con precisione le estremità dei fili liberi durante o dopo l'inserimento, si vengono a creare differenze nelle distanze e orientamento tra le estremità degli elettrodi causando un'alta variabilità nelle ampiezze del segnale iEMG tra i vari canali.

Dall'analisi qualitativa si sono ottenute il 76% di misure valide, 17% dubbie e 7% non valide.

La maggior parte delle misure non valide sono quelle derivanti dal canale associato alla misura del muscolo del pollice (APL) e nei soggetti cui posizionamento elettrodi è stato verificato mediante ultrasonografia, il numero di misure dubbie è paragonabile a quella degli altri soggetti.

Le motiviazioni dietro le misurazioni non valide o dubbie sono state giustificate dalla ridotta dimensione di determinati muscoli che rendevano difficile il mantenimento dell'elettrodo nella posizione disiderata provocando cross-talk .

Viene inoltre evidenziato che l'applicazione degli elettrodi nei muscoli prossimali richiede movimenti complessi di pronazione e supinazione, che possono influire sul corretto posizionamento degli elettrodi nei muscoli distali. Poiché questi movimenti coinvolgono articolazioni vicine ai muscoli prossimali, c'è il rischio che gli elettrodi, utilizzati per registrare l'EMG, si spostino dai muscoli distali, come quelli del pollice, che sono anche i primi muscoli su cui gli elettrodi vengono applicati. Questo, combinato con la dimensione ridotta di determinati muscoli, può aver contribuito all'inaffidabilità delle misurazioni.

[15] 9° percentile mostra il valore sotto il quale si trova il 9% dei dati, mentre il 91° percentile è il valore sotto cui si trova il 91% dei dati. Questa area rappresenta una fascia più ampia di valori, includendo l'area che contiene la maggior parte dei dati, ma escludendo i valori estremi più lontani.

I risultati ottenuti dalla cross-correlazione tra i canali mostrano che i coefficienti ottenuti sono relativamente bassi, evidenziando, come previsto dalle caratteristiche di questa tipologia di elettrodo, un'elevata specificità nella misura e dimostrando come il rumore di rete sia stato efficacemente rimosso. Tuttavia, nonostante la cross-correlazione abbia messo in luce questa specificità, il neurofisiologo ha osservato che alcuni elettrodi hanno rilevato il segnale di altri muscoli. Questo ha portato alla conclusione che, sebbene due elettrodi misurino lo stesso muscolo, la piccola area di misura degli elettrodi possa causare la registrazione dell'attività di porzioni diverse e non sincrone del muscolo.

CONCLUSIONI

A partire dai risultati della cross-correlazione tra i canali, effettuate nel secondo caso di studio, si è confermato che l'iEMG è in grado di registrare con maggiore precisione l'attività di muscoli specifici, riducendo significativamente il fenomeno del cross-talk.
Tuttavia, la piccola superficie sensibile degli ago-elettrodi e la difficoltà di posizionamento, limitano l'impiego di questa tecnica, in favore della maggiore versatilità offerta dall'sEMG.
Per questa ragione, l'iEMG è più indicata in contesti che richiedono un'alta precisione, o quando la posizione anatomica del muscolo provoca un segnale soggetto a forti interferenze, come il cross-talk. Come evidenziato nella prima ricerca, la principale causa di incertezza nella metodica superficiale è proprio la presenza di questi artefatti, che, nell'analisi intramuscolare, risultano notevolmente ridotti, permettendo così una quantificazione più precisa della loro presenza quando si utilizza l'sEMG.

La complessità e il processo lungo di posizionamento degli elettrodi rendono l'iEMG una tecnica estremamente limitata.
Ad esempio, come esemplificato nel capitolo 5, questo problema è evidente nell'analisi dei muscoli di piccole dimensioni e profondi, come quelli associati al pollice. Nonostante il corretto posizionamento degli elettrodi, non è garantito un ancoraggio stabile con conseguenti artefatti da movimento e segnali indesiderati. Come mostrato nel grafico dello spettro del muscolo APL (abduttore lungo del pollice), si osserva una componente significativa a 20 Hz, che, come sottolineato precedentemente, può essere attribuita allo spostamento degli elettrodi.
Inoltre, la presenza di componenti a 80 Hz, correlate al battito cardiaco, potrebbe far pensare che la strumentazione utilizzata non abbia completamente rimosso questi artefatti. Tuttavia, grazie alla precisione degli elettrodi, queste componenti possono essere facilmente identificate e attenuate mediante l'applicazione di filtri specifici, migliorando così la qualità complessiva del segnale.
Sempre secondo questo studio, la cross-correlazione tra canali ha messo in evidenza una notevole specificità nella misurazione, evidenziando la capacità dell'iEMG di registrare con maggiore precisione l'attività muscolare, con una quasi totale assenza di cross-talk. Tuttavia, come sottolineato nella ricerca, a causa di possibili errori nel posizionamento degli elettrodi e dell'impossibilità attuale di verificarne con certezza la posizione, non è possibile garantire che la misurazione corrisponda esattamente a quella desiderata. Il rischio non riguarda tanto il cross-talk, quanto piuttosto la possibilità di registrare l'attività dello stesso muscolo in fasi asincrone della sua contrazione.

È da sottolineare, inoltre, come la possibilità di registrare i potenziali d'azione delle unità motorie (MUAP) consenta di discriminare in modo preciso tra segnali validi e errati, un aspetto che risulta difficile con l'elettromiografia superficiale.
Tuttavia, la difficoltà di applicazione degli elettrodi e la limitata affidabilità dell'iEMG rappresentano degli ostacoli significativi: solo il 76% dei segnali registrati è stato considerato valido, lasciando un margine di errore significativo.
Valutando i risultati offerti dalla prima ricerca, l'iEMG trova un'efficacie impiego come strumento di verifica per i segnali superficiali. La notevole precisione dell'iEMG consente di valutare se l'uso dell'elettromiografia superficiale sia adeguato o meno in determinati contesti. Per esempio, nell'analisi statistica dei muscoli FHL, SOL e TA si nota come la discordanza nella misura tra iEMG e sEMG faccia pensare che gli elettrodi intramuscolari, siano più indicati rispetto agli elettrodi superficiali.
Lo studio mostra, inoltre, che nei muscoli più grandi e superficiali, come il MG e il LG, le misurazioni tramite sEMG e iEMG sono concordi, mentre in altri casi si riscontra una forte presenza di cross-talk, portando a casi in cui l'sEMG registra attività mentre l'iEMG non la rileva, evidenziando l'affidabilità maggiore della seconda tecnica. L'iEMG consente, quindi, di valutare la validità del segnale sEMG, soprattutto quando il posizionamento suggerito da SENIAM non risulta ottimale dando la possibilità di studiare nuovi metodi nel posizionamento dell'elettromiografia superficiale.
Un esempio di ciò è il muscolo soleo, dove un confronto tra iEMG e sEMG può fornire indicazioni utili per determinare posizioni migliori per l'applicazione degli elettrodi superficiali, specialmente nei casi in cui il segnale sia fortemente influenzato dal cross-talk.
È comunque da sottolienare che le differenze nelle due metodologie sono da attribuire al diverso numero di unità motorie rilevate tra le due metodologie: l'iEMG registra un numero molto inferiore di unità motorie dando si un segnale più preciso ma non permette una completa desccrizione dell'attività muscolare.
Gli elettrodi sono solitamente posizionati vicini al fine di misurare lo stesso segnale; ma ci sono stati casi, come nel muscolo FHL, in cui gli elettrodi intramuscolari per ragioni anatomiche sono stati inseriti più distanti introducendo delle differenze nelle misurazioni, soprattutto quando l'attivazione muscolare non è omogenea in tutta la regione muscolare.

In conclusione, sebbene l'iEMG possa produrre segnali di alta qualità, il suo processo di applicazione, che risulta doloroso e dispendioso in termini di tempo, la rende ancora una tecnica limitata a studi sperimentali o a ruoli complementari. Tuttavia, con il continuo sviluppo delle

tecnologie, l'iEMG potrebbe superare le sue attuali limitazioni e ampliare il proprio impiego in ambito clinico e diagnostico, offrendo potenzialmente una capacità di misurazione superiore rispetto alla tecnica superficiale.

BIBLIOGRAFIA E SITOLOGIA

- Figura 1.1: The Membrane at Rest. Casey Henley. (https://pressbooks.uiowa.edu/inb/chapter/the-membrane-at-rest-2/).

[1] http://www.neuropsychology.it/voce_glossario.asp?idglossario=128.

[2] Dee U. Silverthorn (2020) Fisiologia umana. Un approccio integrato. Ediz. MyLab. Con Contenuto digitale per accesso .

- Figura 1.2: Myosin II and mechanotransduction: a balancing act. Kristopher Clark, Michiel Langeslag, Carl G. Figdor, Frank N. van Leeuwen. (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0962892407000293).

- Figura 2.2: https://aec.edu.in/aec/Instruction_Material/BME%20UNIT-2%20%281%29.pdf.

[3] The electrodiagnostic examination with peripheral nerve injuries. Asa J Wilbourn MD, in Clinics in Plastic Surgery, 2003. (https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/needle-electrode).

[4] Needle Electrodes. (https://teleemg.com/manual/needle-electrodes/)

- Figura 2.3: Clinical Electromyography. Devon I. Rubin MD, in Neurologic Clinics, 2012. (https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/needle-electrode).

- Figura 2.3.1: (https://friendshipeurope.com/wp-content/uploads/2022/10/A4-Friendship-datablade-Monopolar-Needle-Electrode.pdf).

- Figura 2.3.2: Electrodes. Sverre Grimnes, Ørjan G Martinsen, in Bioimpedance and Bioelectricity Basics (Third Edition), 2015. (https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/needle-electrode)

- Figura 2.3.3: (https://friendshipeurope.com/products/concentric-needle-electrode/)

[5] Single fiber electromyography. Vern C. Juel (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780444640321000199)

- Figura 2.3.4: (https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/needle-electrode)
- Figura 2.3.5: (https://www.spesmedica.com/en/emg/needle-electrodes/)
- Figura 2.4: (http://guarinodaniele99.altervista.org/index.php/mano-bionica/l-elettromiografia)

[6]: (http://guarinodaniele99.altervista.org/index.php/mano-bionica/l-elettromiografia)

- Figura 2.4.1: (https://it.fmuser.net/content/?7971.html)

- Figura 2.4.2: Op-Amps as Low-Pass and High-Pass Active Filters. October 25, 2020. Robert Keim(https://www.allaboutcircuits.com/video-tutorials/op-amps-low-pass-and-high-pass-active-filters/)

[7]: Reducing Noise, Artifacts and Interference in Single-Channel EMG Signals: A Review Marianne Boyer , Laurent Bouyer, Jean-Sébastien Roy , Alexandre Campeau-Lecours (https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10059683/#:~:text=A%20low%2Dpass%20filter%20with,is%20very%20low%20%5B6%5D)

[8]: Standards for Reporting EMG Data. Dr. Roberto Merletti, Politecnico di Torino, Italy. (https://isek-online.org/standards_emg.html).

- Figura 2.4.3: Op-Amps as Low-Pass and High-Pass Active Filters. October 25, 2020. Robert Keim(https://www.allaboutcircuits.com/video-tutorials/op-amps-low-pass-and-high-pass-active-filters/)

[9]: Reducing Noise, Artifacts and Interference in Single-Channel EMG Signals: A Review Marianne Boyer , Laurent Bouyer, Jean-Sébastien Roy , Alexandre Campeau-Lecours (https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10059683/#:~:text=A%20low%2Dpass%20filter%20with,is%20very%20low%20%5B6%5D)

[10]: Reducing Noise, Artifacts and Interference in Single-Channel EMG Signals: A Review Marianne Boyer , Laurent Bouyer, Jean-Sébastien Roy , Alexandre Campeau-Lecours (https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10059683/#:~:text=A%20low%2Dpass%20filter%20with,is%20very%20low%20%5B6%5D)

- Figura 2.4.4: (https://www.analog.com/en/resources/glossary/non-inverting-op-amp.html)

[11]: (https://www.analog.com/en/resources/glossary/non-inverting-op-amp.html)

- Figura 3.1: (https://teleemg.com/manual/the-motor-unit/)

- Figura 3.1.1: (https://www.mdpi.com/1424-8220/24/4/1259)

- Figura 3.1.2: (https://www.researchgate.net/publication/269516787_Approach_to_Hand_Tracking_and_Gesture_Recognition_Based_on_Depth-Sensing_Cameras_and_EMG_Monitoring#fullTextFileContent)

[12]: The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography Peter Konrad Version 1.0 April 2005 (https://hermanwallace.com/download/The_ABC_of_EMG_by_Peter_Konrad.pdf)

[13]: (https://www.infarinato.it/media/lezioni/Laboratorio%20-ELDASEBI1%202019%20-Lezione%20segnali.pdf).

[14]: Comparing Surface and Fine-Wire Electromyography Activity of Lower Leg Muscles at Different Walking Speeds.
Annamária Péter, Eva Andersson, András Hegyi, Taija Finni, Olga Tarassova, Neil Cronin, Helen Grundström, Anton Arndt

(https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6796797/#S5).

[15]: (https://healthmanagement.org/products/view/digital-electromyograph-myosystem-1400a-noraxon)

[16]: A database of multi-channel intramuscular electromyogram signals during isometric hand muscles contractions. Nebojsa Malesevic, Anders Björkman, Gert S Andersson, Ana Matran-Fernandez, Luca Citi, Christian Cipriani, Christian Antfolk. (https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6949289/#CR33)

[17]: The extraction of neural strategies from the surface EMG
Dario Farina,Roberto Merletti, and Roger M. Enoka. 01 Apr 2004. (https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01070.2003)

[18]: (https://rhythmlink.com/products/disposable-fine-wire-electrodes/)

[19]: (https://otbioelettronica.it/quattrocento/)

- Figura 5.2: (https://musculoskeletalkey.com/prosthetic-options-for-persons-with-upper-extremity-amputation/)

[20]:
(https://springernature.figshare.com/articles/dataset/FW_SRL_S7_mat/7491548?backTo=%2Fcollections%2FA_database_of_multi-channel_intramuscular_electromyogram_signals_during_isometric_hand_muscles_contractions%2F4341155&file=17361308)