



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**“Metodi per lo studio dell’EMG e applicazioni per la riabilitazione
motoria post-ictus”**

Laureanda: Alessia Toniutti

Matricola: 2032725

Relatore: Prof. Mattia Veronese

ANNO ACCADEMICO 2023 – 2024

25 settembre 2024

INDICE

SOMMARIO	5
1 ACQUISIZIONE DEL SEGNALE EMG	7
1.1 Generazione del segnale EMG	7
1.1.1 Struttura dei muscoli scheletrici	8
1.1.2 Contrazione dei muscoli scheletrici.....	9
1.2 Strumentazione per EMG	12
1.2.1 Elettrodi ad ago.....	12
1.2.2 Elettrodi di superficie	14
1.2.3 Altri componenti.....	15
2 ELABORAZIONE DEL SEGNALE EMG	19
2.1 Pre-elaborazione del segnale EMG	19
2.1.1 Sorgenti di rumore	20
2.1.2 Rimozione del rumore	21
2.2 Analisi del segnale EMG	25
2.2.1 Dominio del tempo	25
2.2.2 Dominio della frequenza	27
3 APPLICAZIONI POST-ICTUS DELL'EMG	31
3.1 Ictus cerebrale.....	31
3.2 Valutazione della funzionalità motoria tramite EMG	33
3.3 Riabilitazione robotica tramite EMG	36
3.3.1 Allenamento bilaterale.....	37
4 CONCLUSIONI.....	41
BIBLIOGRAFIA	43

SOMMARIO

L'obiettivo principale di questo elaborato è quello di presentare una serie di metodi e campi di applicazione per l'elettromiografia (EMG), ovvero un esame che consente la registrazione dell'attività elettrica dei muscoli durante la contrazione.

Nel primo capitolo ci si sofferma sui fenomeni fisiologici e sulle tecnologie che permettono l'acquisizione del segnale EMG e si espongono i processi alla base della generazione di tale segnale. In seguito, partendo da un'analisi della struttura anatomica dei muscoli scheletrici, si passa allo studio dei meccanismi di contrazione muscolare (accoppiamento eccitazione-contrazione) dai quali si origina il segnale biomedico. Vengono, poi, riportati i componenti principali della strumentazione per l'EMG, ponendo in rilievo la distinzione tra elettrodi ad ago ed elettrodi di superficie.

Il secondo capitolo, invece, si concentra su varie tecniche di elaborazione digitale del segnale EMG acquisito. Dapprima viene affrontato il problema del rumore, descrivendo le principali sorgenti del rumore e alcuni metodi sia per ridurre la formazione alla fonte sia per rimuoverlo dal segnale digitale. Infatti, come si vedrà in seguito, alcune tecniche di pre-elaborazione del segnale consentono di rimuovere il rumore tramite dei filtri specifici per i vari tipi di rumore oppure sfruttando metodi di sottrazione.

L'analisi del segnale EMG permette l'estrazione di varie informazioni. A seconda delle caratteristiche che si vogliono studiare, può essere più adatta un'analisi nel dominio del tempo o nel dominio della frequenza. Le principali informazioni che possono essere ricavate dal segnale nel dominio del tempo sono la radice della media quadratica, il valore assoluto medio e la deviazione standard. Per studiare il segnale nel dominio della frequenza, invece, si sfrutta la trasformata di Fourier.

Il terzo capitolo, infine, è focalizzato sulle applicazioni dell'EMG per la riabilitazione motoria di pazienti colpiti da ictus. Si tratta l'uso del segnale EMG sia per quantificare i danni motori sia come mezzo per l'attivazione di dispositivi robotici riabilitativi di assistenza motoria. Nel secondo caso, in particolare, si è rivelato efficace per il miglioramento della funzionalità motoria l'allenamento bilaterale, il quale comprende azioni che richiedono l'utilizzo sia del lato paretico del corpo che di quello non paretico.

1 ACQUISIZIONE DEL SEGNALE EMG

L'elettromiografia (EMG) è un esame che consente di registrare durante la contrazione muscolare il segnale elettrico proveniente dai muscoli e generato dal sistema nervoso. Il segnale EMG riflette le proprietà anatomiche e fisiologiche dei muscoli in quanto deriva dall'attività elettrica dell'unità motoria del muscolo stesso. Pertanto, sia in campo medico che in campo ingegneristico, l'EMG è fondamentale. [1]

1.1 Generazione del segnale EMG

Un segnale biomedico è un segnale elettrico che rappresenta una variabile fisica di interesse proveniente da un qualsiasi organo. Tale segnale, generalmente, è una funzione del tempo e può essere descritto in termini di ampiezza, frequenza e fase.

Il segnale EMG è il segnale biomedico che rappresenta l'attività neuromuscolare. Infatti, poiché il sistema nervoso controlla tutte le attività del muscolo (contrazione/rilassamento), il segnale EMG è un segnale complesso che dipende dal sistema nervoso e dalle caratteristiche anatomiche e fisiologiche del muscolo. [2]

Pertanto, per poter acquisire e studiare i segnali EMG, è necessario comprendere come sono fatti i muscoli scheletrici e i meccanismi attraverso i quali generano segnali bioelettrici. I muscoli scheletrici sono dei muscoli striati che contribuiscono significativamente a diverse funzioni corporee.

Da un punto di vista meccanico, la funzione principale dei muscoli scheletrici è quella di convertire l'energia chimica in energia meccanica al fine di generare forza, mantenere la postura e produrre il movimento. Quest'ultimo è fondamentale in quanto influenza l'attività, permette la partecipazione in contesti sociali, contribuisce all'indipendenza funzionale e mantiene o migliora la salute.

Da un punto di vista metabolico, i muscoli scheletrici contribuiscono al metabolismo basale (immagazzinando substrati importanti come gli amminoacidi e carboidrati), producono il calore necessario per il mantenimento della temperatura corporea e consumano la maggior parte dell'ossigeno e dell'energia usati durante l'attività fisica. Particolarmente importante è la funzione di riserva di amminoacidi necessari ad altri tessuti (quali pelle, cervello e cuore) per la sintesi di specifiche proteine. Inoltre, in condizioni di digiuno, gli amminoacidi rilasciati dai muscoli contribuiscono al mantenimento dei livelli di glucosio nel sangue. [3]

1.1.1 Struttura dei muscoli scheletrici

I muscoli scheletrici sono legati alle ossa da tendini (o strutture simili), che permettono il trasferimento allo scheletro delle forze e dei momenti generati dalle contrazioni muscolari, e sono costituiti da fibre muscolari (cellule multinucleate e allungate) disposte parallelamente. Le fibre muscolari presentano al loro interno molteplici miofibrille parallele, ovvero delle strutture subcellulari cilindriche formate da una successione di sarcomeri (Figura 1.1). Il numero di miofibrille determina la capacità della fibra di generare forza.

I sarcomeri sono le unità contrattili di base e conferiscono alle miofibrille un aspetto a bande. La struttura dei sarcomeri è caratterizzata dalla sovrapposizione di due miofilamenti di proteine contrattili, i filamenti spessi di miosina e i filamenti sottili di actina. I dischi Z del sarcomero contengono diverse proteine e fungono da punto di attacco per i filamenti di miosina. Un'ulteriore serie di filamenti di titina è legata ai dischi Z e ai filamenti di miosina. La titina è una grande proteina elastica che è alla base dell'elasticità passiva della fibra e stabilizza la struttura del sarcomero tenendo i filamenti spessi circa a metà tra i dischi Z. [3] [4]

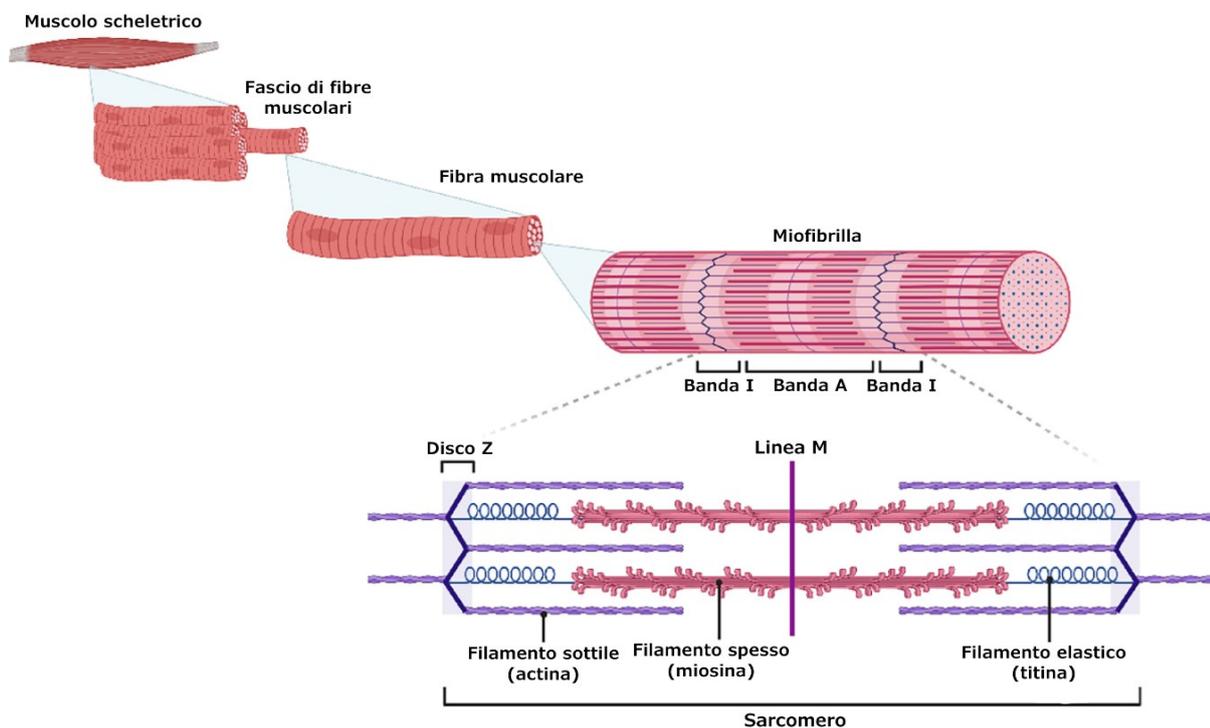


Figura 1.1 Gerarchia strutturale del muscolo scheletrico. Figura adattata da [4].

I singoli muscoli sono circondati da uno strato di tessuto connettivo noto come epimisio, mentre le fibre al loro interno sono raggruppate in dei fasci circondati da un altro strato di tessuto connettivo noto come perimisio. Le fibre muscolari, invece, sono avvolte dal sarcolemma.

Nelle fibre muscolari sono inclusi altri elementi cellulari importanti, tra cui un sistema tubulare trasversale (tubuli T) e il reticolo sarcoplasmatico. La quantità esatta di questi elementi può dipendere dal tipo di fibra.

I tubuli T sono delle introflessioni del sarcolemma con l'importante ruolo di conduzione del potenziale d'azione nervoso all'interno della cellula. Questa rete di tubuli è a contatto con l'esterno della cellula e garantisce che l'eccitazione possa diffondersi uniformemente in tutta la fibra.

Il reticolo sarcoplasmatico è responsabile dell'immagazzinamento, rilascio e ricaptazione del calcio dopo l'attivazione. Il calcio è immagazzinato nelle cisterne terminali (estremità del reticolo sarcoplasmatico) che sono in stretto contatto con il sistema di tubuli trasversali. La struttura formata dal tubulo T e dalle due cisterne terminali presenti ai lati è nota come triade muscolare (Figura 1.2). [3]

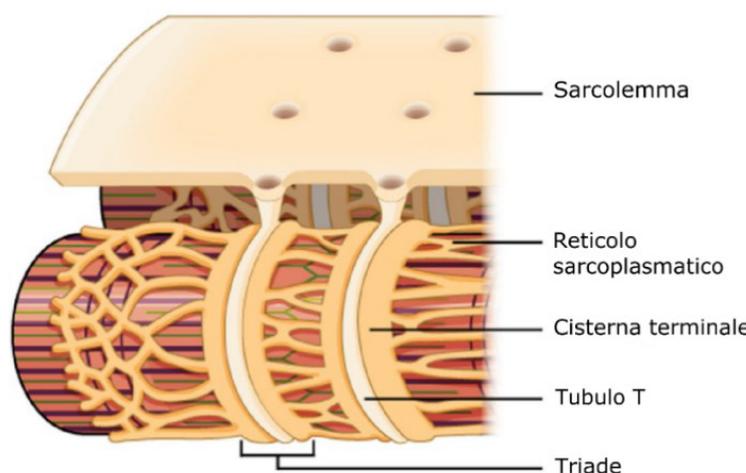


Figura 1.2 Struttura della triade muscolare. Figura adattata da [4].

1.1.2 Contrazione dei muscoli scheletrici

All'interno del corno ventrale del midollo spinale sono situati i corpi cellulari dei motoneuroni, da cui si originano degli assoni che percorrono lunghe distanze (metri) e alla fine si ramificano per innervare più fibre muscolari in corrispondenza delle giunzioni neuromuscolari. L'insieme del singolo motoneurone e delle fibre muscolari che esso innerva forma l'unità motoria, le cui fibre si contraggono simultaneamente in seguito alla stimolazione.

Muscoli diversi hanno unità motorie di dimensioni diverse, in relazione alla loro funzione. Ad esempio, i muscoli extraoculari, poiché richiedono molti movimenti fini, hanno unità motorie con poche fibre muscolari (da 1 a 4) innervate da ciascun assone. Al contrario, nel muscolo

quadricipite, che è progettato per generare forza, i singoli assoni delle unità motorie innervano molte fibre muscolari (da 100 a 150 o più). [5]

Le giunzioni neuromuscolari sono delle sinapsi specializzate che permettono la trasmissione dei potenziali d'azione dal ramo assonale del motoneurone alla fibra muscolare (Figura 1.3). Sono il sito fondamentale in cui il sistema nervoso trasmette i segnali responsabili delle contrazioni volontarie ai muscoli scheletrici.

L'attivazione di un'unità motoria avviene quando i potenziali d'azione emanati dalla corteccia motoria depolarizzano i corpi cellulari dei motoneuroni. La depolarizzazione genera un potenziale d'azione che si propaga lungo l'assone, risultando nell'apertura dei canali del calcio voltaggio-dipendenti.

Il conseguente influsso di ioni di calcio contribuisce alla fusione della vescicola sinaptica e al rilascio del neurotrasmettitore acetilcolina (ACh). L'acetilcolina attraversa la fessura sinaptica e si lega ai recettori di acetilcolina (AChR) sulla membrana muscolare, provocando l'ingresso di ioni Na^+ nella fibra muscolare. [4]

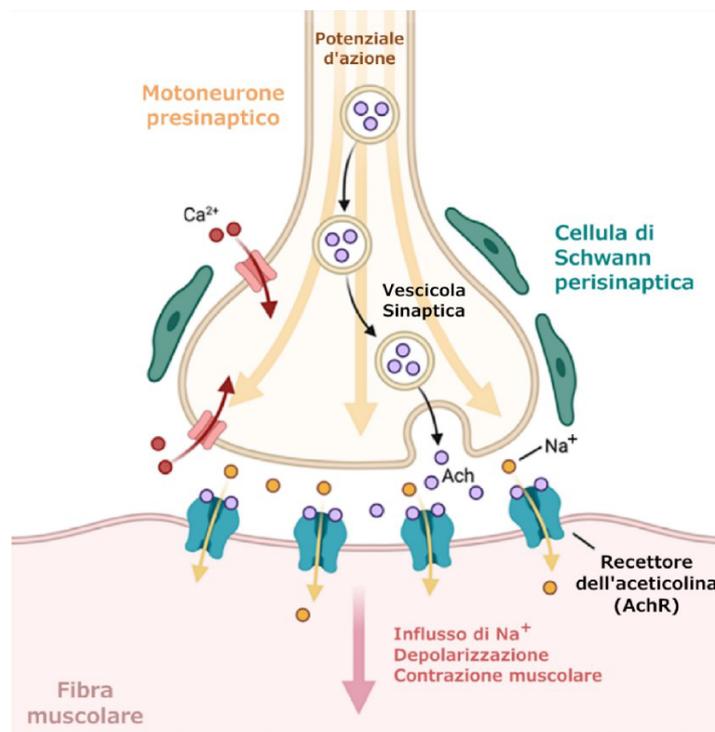


Figura 1.3 Componenti della giunzione neuromuscolare. Figura adattata da [4].

Il rapido incremento della concentrazione intracellulare di Na^+ è tale da portare il potenziale di membrana da circa -90 mV fino a circa +30 mV. L'incremento nella permeabilità di Na^+ è immediatamente seguito da un incremento nella permeabilità di K^+ , la cui uscita ripolarizza la

cellula. Le zone del sarcolemma adiacenti vengono quindi depolarizzate e il risultante potenziale d'azione si propaga lungo la fibra muscolare. [6]

Nei tubuli T sono presenti dei canali del calcio voltaggio-dipendenti che, una volta raggiunti dal potenziale d'azione, si aprono. Questo cambiamento nella conformazione permette il rilascio di calcio dal reticolo sarcoplasmatico adiacente.

Il calcio si lega alla troponina C sull'actina e provoca uno spostamento del complesso della troponina, esponendo i siti di legame per la miosina. La miosina si lega quindi all'actina tramite ponti trasversali e all'ATP, che viene poi idrolizzata in ADP e Pi (fosfato inorganico) per fornire l'energia necessaria per la contrazione. A questo punto la miosina forma ponti trasversali con una nuova posizione sull'actina e la fa scorrere liberando ADP e Pi, il muscolo si accorcia. Successivamente, una nuova molecola di ATP si lega alla miosina causandone il distacco dall'actina, la miosina idrolizza l'ATP e il ciclo si ripete (Figura 1.4).

Al termine della contrazione, il calcio viene reintrodotta nel reticolo sarcoplasmatico da delle pompe. La conseguente diminuzione dei livelli di calcio citosolici provoca la dissociazione del calcio dalla troponina C e il ritorno della tropomiosina alla conformazione che copre i siti di legame della miosina. [7]

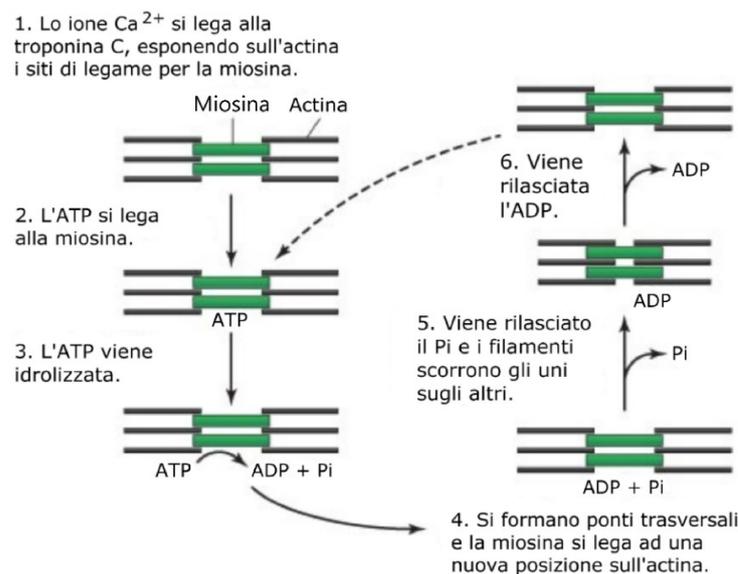


Figura 1.4 Ciclo dei ponti trasversali. Figura adattata da [7].

La coordinazione dei due processi necessari per la generazione della forza, ovvero la trasmissione dello stimolo nervoso alla triade seguita dal rilascio di calcio dalle cisterne del reticolo sarcoplasmatico e l'interazione tra actina e miosina che forma ponti crociati, è nota come accoppiamento eccitazione-contrazione. [3]

Pertanto, durante la contrazione, la propagazione dell'attività elettrica nelle fibre muscolari permette l'acquisizione del segnale EMG. Grazie alla presenza della giunzione neuromuscolare tra assoni dei motoneuroni e fibre muscolari, tale segnale contiene anche informazioni sull'insieme di potenziali d'azione trasmessi dai motoneuroni. Infatti, i potenziali d'azione delle fibre muscolari registrati tramite EMG rappresentano la versione biologicamente amplificata dei potenziali d'azione dei motoneuroni. Quindi, nell'acquisizione del segnale EMG, i muscoli fungono da interfaccia tra il sistema neuromuscolare e i dispositivi artificiali. [8]

1.2 Strumentazione per EMG

L'attività elettrica delle unità motorie può essere registrata tramite elettrodi invasivi (EMG intramuscolare) o non invasivi (EMG di superficie). Questi due segnali presentano caratteristiche differenti in merito alla selettività, sensibilità al rumore e stabilità.

L'EMG intramuscolare permette di accedere più facilmente ai potenziali d'azione della singola unità motoria tramite un ago. Tuttavia, la sua selettività e invasività costituiscono dei limiti in certe applicazioni.

L'ampiezza dell'EMG di superficie, invece, è spesso usata per stimare la grandezza dell'attivazione neurale trasmessa al muscolo. La relativa semplicità di applicazione di questo approccio ha portato ad un suo vasto uso nello studio del controllo motorio e in tecnologie per la sostituzione di funzioni, ad esempio nel caso delle protesi mioelettriche. [8]

1.2.1 Elettrodi ad ago

Gli elettrodi ad ago hanno il vantaggio di registrare il campo elettrico immediatamente adiacente alle membrane delle fibre che generano i potenziali d'azione. Esistono diversi tipi di elettrodi per la registrazione dell'EMG, ciascuno con caratteristiche diverse, tra cui superficie di registrazione, area di rilevamento della registrazione, dimensione e costo. [9]

Gli elettrodi ad ago devono essere sterili, affilati, dritti e la superficie di registrazione deve essere assolutamente pulita. Un film sottile e scarsamente conduttivo sulla superficie dell'elettrodo può causare un artefatto a basso voltaggio, irregolare e a forma d'onda positiva. L'impedenza elettrica deve essere controllata se si sospetta una rottura o un cortocircuito (l'impedenza corretta a 60 Hz è di 5-20 Ohm). Non si deve mai usare un ago se è stato piegato, poiché l'isolamento interno potrebbe essere danneggiato.

Una volta identificato il muscolo da esaminare, il sito di puntura va pulito con alcol e lasciato asciugare prima dell'inserimento dell'ago. La scelta del tipo di elettrodo ad ago utilizzato dipende da una serie di considerazioni legate al paziente e all'esaminatore. Gli elettrodi ad ago concentrici e monopolari sono quelli più utilizzati per l'EMG clinico diagnostico. [10]

L'elettrodo ad ago concentrico è costituito da un ago cavo di 24-28 gauge con una punta smussata. L'elettrodo contiene al centro un sottile filo isolato, che è esposto in corrispondenza dello smusso e costituisce la superficie di registrazione attiva. Gli elettrodi ad ago concentrici sono prodotti in diverse dimensioni. Gli elettrodi più piccoli, ad esempio, vengono utilizzati nei neonati e durante l'esame di muscoli piccoli. Gli elettrodi più grandi, invece, vengono usati nei pazienti obesi, in particolare quando è necessario esaminare alcuni muscoli profondi.

In questo tipo di elettrodi, il riferimento del sito di registrazione attivo è lo stelo dell'ago. La vicinanza del sito attivo a quello di riferimento determina la cancellazione del rumore comune a entrambi i siti di registrazione, ma annulla anche i segnali di alcune delle fibre muscolari più distanti. In generale, l'ago concentrico registra i potenziali d'azione delle fibre muscolari che si trovano entro circa 2,5 mm dalla punta dell'ago di registrazione.

L'elettrodo monopolare è costituito da un ago di 22-30 gauge in acciaio inossidabile rivestito in Teflon, tranne sulla punta. La punta scoperta dell'elettrodo, con un diametro di circa 500 μm , è il sito di registrazione attiva. L'area registrata è simmetrica, ovale e pari a circa di 0,2 mm^2 . Quando si utilizza un elettrodo monopolare, solitamente si sfrutta come riferimento un elettrodo di superficie posizionato sulla superficie dell'arto da esaminare.

I potenziali delle unità motorie registrati da un elettrodo monopolare, rispetto a un elettrodo ad ago concentrico, hanno una durata leggermente superiore (fino a 1,86 volte) e un'ampiezza maggiore (fino a 2 volte). Questa differenza è dovuta a diversi fattori, tra cui:

- la superficie di registrazione più ampia
- la registrazione dall'intera area intorno alla punta dell'ago piuttosto che dalle fibre principalmente rivolte verso lo smusso
- la maggiore distanza tra gli elettrodi attivi e di riferimento che produce una minore cancellazione dei segnali provenienti da fibre muscolari distanti

Rispetto agli elettrodi ad ago concentrico, gli elettrodi monopolari sono meno costosi e, poiché la distanza tra la punta dell'ago di registrazione attiva e l'elettrodo di superficie di riferimento è maggiore, registrano più interferenze elettriche. Questo tipo di elettrodo ad ago può essere usato anche come elettrodo di stimolazione. [9]

1.2.2 Elettrodi di superficie

Un elettrodo per elettromiografia di superficie (sEMG) può essere definito sia come un sensore dell'attività elettrica di un muscolo sia come un trasduttore della corrente ionica, che scorre nel tessuto, in corrente elettronica che scorre nei fili metallici. Gli elettrodi di superficie sono caratterizzati da dimensione fisica, forma, tecnologia e materiali costituenti. Tutti questi fattori possono influenzare fortemente il segnale EMG registrato. [11]

Questo tipo di elettrodi sono usati per la registrazione dei dati EMG, per gli studi di conduzione dei nervi come elettrodi di stimolazione o di registrazione, come elettrodi di riferimento per gli elettrodi monopolari ad ago e come elettrodi di riferimento comune o "di terra". In passato, erano generalmente riutilizzabili e consistevano in dei piccoli dischi metallici o anelli di filo metallico (per la misurazione dei potenziali sensoriali delle dita) utilizzati con un gel conduttivo. Tuttavia, per ridurre il rischio di infezione e per motivi di praticità, sono stati sempre più sostituiti da elettrodi autoadesivi e monouso.

In genere, gli elettrodi di superficie attuali consistono in degli elettrodi Ag-AgCl, con un gel conduttivo adesivo che ricopre la superficie. Spesso possono essere usati diverse volte su un singolo paziente prima di dover essere sostituiti, in genere perché l'adesivo perde la sua efficacia. Per registrare i potenziali sensoriali delle dita si utilizzano anche elettrodi a fascia in Velcro, riutilizzabili e saturi di soluzione salina. [12]

Gli elettrodi per sEMG possono essere classificati in base ai materiali e alle tecnologie adottate per la loro fabbricazione. Una delle possibili distinzioni è quella tra elettrodi secchi ("dry") e umidi ("wet"). Esistono diversi tipi di elettrodi secchi, tra cui elettrodi a spillo o a barra in metalli nobili, elettrodi in carbonio ed elettrodi in argento sinterizzato o cloruro di argento. Gli elettrodi umidi, invece, comprendono tutti quegli elettrodi che includono uno strato di gel conduttivo, idrogel o spugna saturata con una soluzione elettrolitica. Questi elettrodi sono spesso autoadesivi, di conseguenza possono essere facilmente applicati e utilizzati per l'analisi dell'EMG dinamico.

La dimensione del volume di rilevamento di una coppia (o un insieme) di elettrodi di superficie influisce in modo significativo sull'informazione del segnale sEMG registrato. Il volume di rilevamento è teoricamente infinito, ma nella pratica è limitato dal rumore del sistema. Simulazioni effettuate utilizzando una singola fibra come sorgente di segnale dimostrano che questo volume dipende fortemente dalla configurazione degli elettrodi. [11]

1.2.3 Altri componenti

Le attuali macchine per la registrazione dell'EMG presentano un'unità hardware dedicata, con amplificatori, stimolatori, pannello di controllo e un computer separato (Figura 1.5). Questa configurazione consente di aggiornare o sostituire il computer, mantenendo l'unità hardware dell'EMG.

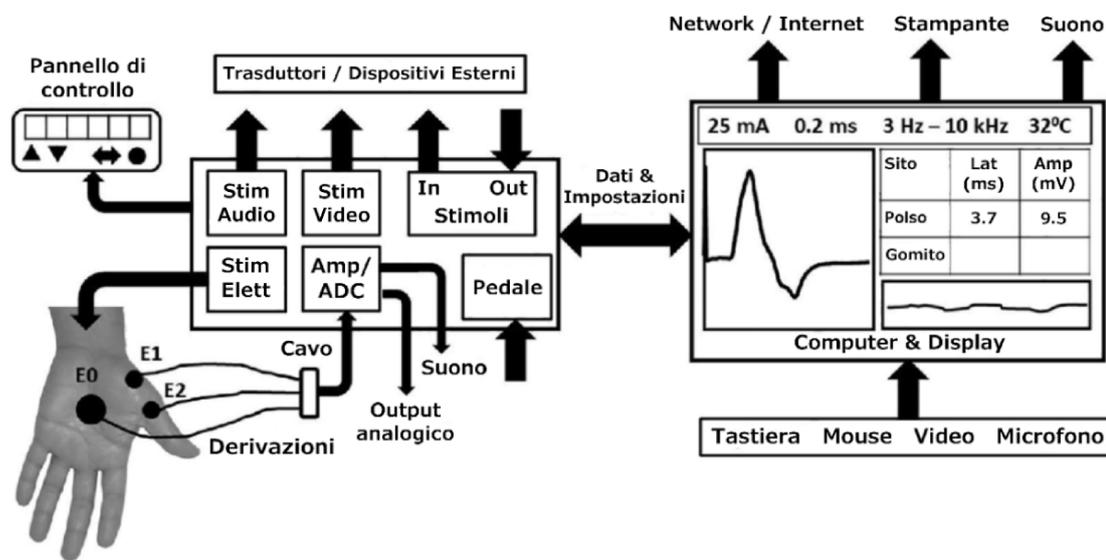


Figura 1.5 Organizzazione schematica dei vari componenti e accessori di un sistema elettrodiagnostico. Figura adattata da [12].

Le registrazioni elettrofisiologiche standard richiedono l'uso di almeno due elettrodi poiché tutte le registrazioni di questo tipo sono differenziali, ovvero il segnale misurato dal primo elettrodo viene confrontato con quello ottenuto dal secondo. Nelle registrazioni cosiddette "unipolari" o "referenziali", un elettrodo (elettrodo attivo E1) si trova in prossimità delle fibre di interesse, mentre il secondo (elettrodo di riferimento E2) è posto a distanza in una regione che si prevede riceva un contributo minimo dalle fibre attive. Nelle registrazioni "bipolari", invece, i due elettrodi sono posizionati relativamente vicini alle fibre attive. In genere si utilizza anche un terzo elettrodo (elettrodo di riferimento comune E0).

Il segnale e rumore registrati dagli elettrodi (di superficie o ad ago) vengono successivamente trasportati all'ingresso dell'amplificatore tramite i cavi. Questi componenti si comportano come un'antenna e possono aggiungere ulteriore rumore.

L'amplificatore differenziale permette l'amplificazione selettiva del segnale e l'attenuazione del rumore di fondo. Infatti, poiché la funzione principale dell'EMG è quella di registrare e

analizzare fedelmente i segnali biologici, è importante avere un rapporto segnale-rumore ottimale. L'amplificatore è detto differenziale perché non amplifica la tensione agli ingressi E1 o E2, ma la loro differenza. Pertanto, deve avere un elevato guadagno di modo differenziale (A_d) e un basso guadagno di modo comune (A_c). Queste caratteristiche sono definite in un'unica proprietà, detta rapporto di reiezione di modo comune ($CMRR$), che viene riportata in decibel e calcolata come:

$$CMRR(dB) = 20 \cdot \log(A_d/A_c)$$

Per esempio (figura 1.6), si ipotizzi che l'elettrodo E1 registri un potenziale di fibrillazione di $50 \mu V$ e, per semplicità, che l'elettrodo E2 non registri alcuna attività elettrica, cioè $0 \mu V$. Si suppone inoltre che entrambi gli elettrodi registrino un rumore ambientale di $1000 \mu V$. Se la differenza tra i potenziali di E1 ed E2 viene amplificata fino a un valore di $50000 \mu V$, allora il guadagno di modo differenziale sarà di 1000. Allo stesso modo, una tensione del rumore in uscita di $500 \mu V$ corrisponde ad un guadagno di modo comune di 0,5. Pertanto, in questo esempio, il $CMRR$ è di 66 dB. Il rapporto segnale-rumore è passato da un valore di 0,05 in ingresso a un valore di 100 in uscita, facilitando il riconoscimento del potenziale di fibrillazione.

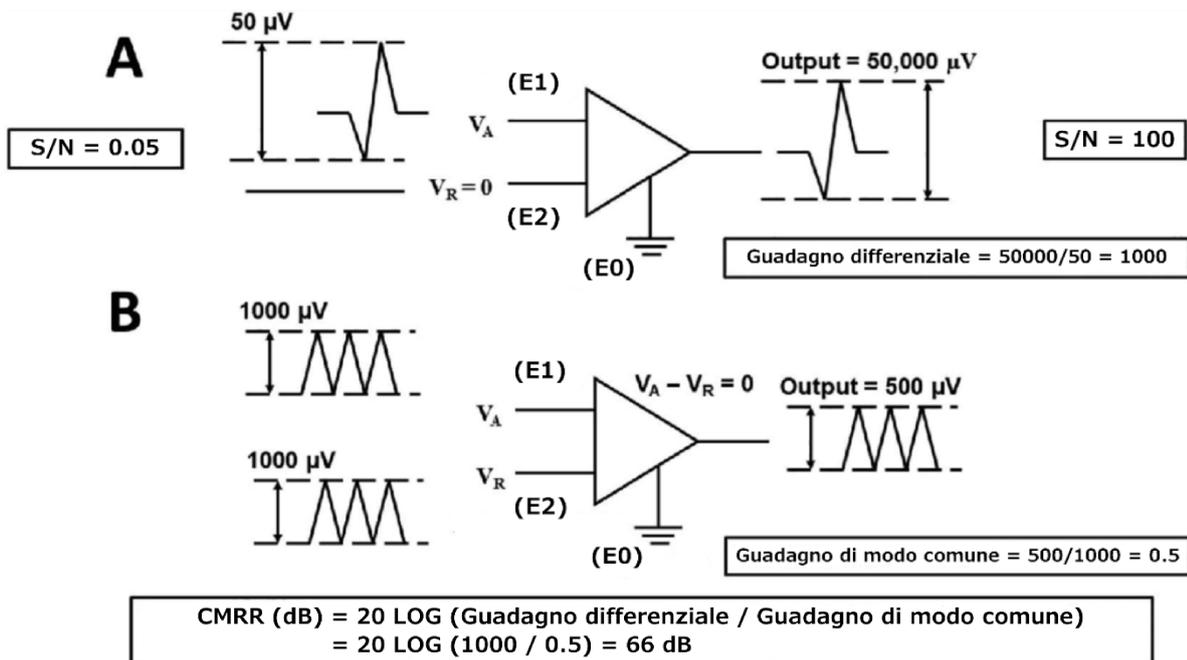


Figura 1.6 Funzionamento dell'amplificatore differenziale. Il segnale di modo differenziale è amplificato (A), mentre il segnale di modo comune è attenuato (B). Figura adattata da [12].

I sistemi per EMG attuali dispongono di amplificatori con $CMRR$ superiore a 100 dB. Siccome il $CMRR$ diminuisce alle alte frequenze, la maggior parte dei produttori specifica il valore a 50 o 60 Hz (frequenza di rete).

Un'altra caratteristica dell'amplificatore è il range della tensione in ingresso. Se l'ampiezza del segnale è al di fuori del range, la saturazione dell'amplificatore non permette di misurare l'ampiezza effettiva del segnale. Tale fenomeno può essere riconosciuto dai picchi "tagliati" dei segnali sul display. Pertanto, il range dell'amplificatore deve essere impostato su un valore superiore all'ampiezza dei segnali registrati.

Il segnale amplificato viene poi misurato con un convertitore analogico-digitale (ADC) e i valori di tensione vengono campionati e memorizzati come una serie di numeri. Questo segnale digitalizzato consente la successiva analisi computerizzata, che verrà approfondita nel capitolo seguente. Degli algoritmi possono, per esempio, ridurre il rumore o effettuare misure (latenza, ampiezza...). Le caratteristiche del segnale vengono valutate anche dal suo suono, generato con hardware analogico o utilizzando la tecnologia digitale.

Una macchina per EMG offre anche dispositivi di stimolazione per eccitare nervi e muscoli. Questi dispositivi possono generare stimoli elettrici, visivi o uditivi. È inoltre possibile interfacciare dispositivi esterni che forniscono altre forme di stimolazione, come campi magnetici, calore da contatto e martelli da riflesso. Per ottenere ciò, i segnali digitalizzati vengono fatti passare attraverso un convertitore digitale-analogico (DAC).

I segnali, le misure effettuate e le impostazioni dell'amplificatore e dello stimolatore vengono visualizzati dalla macchina per EMG. Queste impostazioni, inoltre, possono essere modificate tramite un pannello di controllo dedicato o utilizzando comandi software tramite il mouse o la tastiera. La raccolta dei dati può essere avviata usando un interruttore a pedale. [12]

2 ELABORAZIONE DEL SEGNALE EMG

In generale, dal segnale EMG si possono ricavare quattro tipi di informazione che dipendono dalle condizioni di campionamento.

L'informazione più basilare che si può ottenere consiste nel sapere se un muscolo è stato utilizzato durante uno sforzo. A tale scopo, è sufficiente osservare se l'attività muscolare aumenta rispetto al livello di riposo. Questo tipo di determinazione è facile da compiere, ma presenta un'utilità limitata.

In secondo luogo, si può stabilire un livello di attività relativa, che indica lo sforzo di un muscolo confrontando il livello del segnale elaborato in diverse condizioni. Tuttavia, siccome il segnale EMG può essere influenzato da fattori quali il movimento muscolare, questa misura non è necessariamente correlata alla forza muscolare.

Un terzo tipo di informazione ricavabile dall'EMG sono le informazioni quantitative sulla generazione di forza del muscolo. Esse sono ottenibili solo se lo sforzo è stato eseguito in condizioni molto limitate. Ad esempio, se è la forza ad essere d'interesse, lo sforzo deve essere statico o deve avvenire a velocità costante del muscolo. Questo problema può essere superato progettando lo studio in modo che l'attività EMG venga registrata solo durante queste fasi dell'azione rilevata.

Infine, se si vuole stabilire la fatica muscolare, bisogna mantenere una contrazione isometrica submassimale standard e valutare le componenti spettrali del segnale EMG. Solitamente si sfrutta la Fast Fourier Transform (FFT) del segnale. Infatti, quando il muscolo si affatica durante la contrazione standard, la porzione centrale dello spettro di frequenza si sposta ad un livello inferiore. [13]

2.1 Pre-elaborazione del segnale EMG

Il segnale dell'EMG, oltre ai processi fisiologici che generano energia mioelettrica, comprende anche una moltitudine di fattori (rumori) che ne modificano le caratteristiche e ne rendono l'analisi e classificazione particolarmente complesse. [1]

Tuttavia, sebbene la contaminazione da rumore dei segnali EMG sia un problema inevitabile legato alla registrazione dei dati, è possibile applicare al segnale grezzo diverse fasi di pre-elaborazione che permettono di ridurre l'effetto del rumore e migliorare la risoluzione in frequenza del segnale. [14]

2.1.1 Sorgenti di rumore

I segnali mioelettrici possono essere contaminati da vari tipi di rumore, che possono portare ad un'interpretazione errata dei dati. A seconda della loro natura, le sorgenti di rumore hanno effetti diversi sia nel dominio del tempo che nel dominio della frequenza (Figura 2.1).

Tra i principali tipi di rumore che causano problemi di elaborazione del segnale, si possono identificare tre categorie: rumore di fondo, rumore di interferenza e artefatti. Altre fonti di contaminazione del segnale EMG, come la saturazione dell'amplificatore, possono essere evitate utilizzando apparecchiature adeguate.

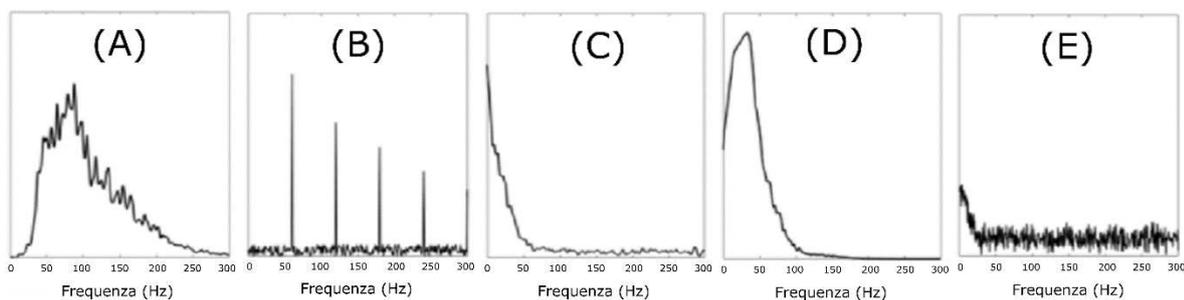


Figura 2.1 Spettri di potenza del segnale EMG (A), dell'interferenza di rete (B), dell'artefatto da movimento (C), del segnale elettrocardiografico (D) e del rumore di fondo (E). Figura adattata da [15].

Il rumore di fondo rappresenta il segnale rilevato quando il muscolo non è contratto. Include sia il rumore causato dal sistema di amplificazione che il rumore indotto dall'interfaccia tra la pelle e l'elettrodo.

Il rumore prodotto dalla strumentazione del sistema di amplificazione è noto come rumore termico ed è spesso modellato come rumore gaussiano bianco. Ciò significa che in tutta la banda di frequenza ha una potenza uniforme e nel dominio del tempo ha una distribuzione normale con un valore medio nullo.

Il rumore causato dall'impedenza del tessuto all'interfaccia pelle-elettrodo, invece, è detto rumore elettrochimico e agisce come un filtro passa-basso. Di conseguenza, attenua il segnale di interesse (>20 Hz) e mantiene una parte indesiderata del segnale (<20 Hz). Questo si traduce in un rapporto segnale-rumore più basso.

Il rumore di interferenza comprende i segnali indesiderati (diversi dal segnale EMG) registrati dall'apparecchiatura. Una peculiarità del rumore di interferenza è che si manifesta come un

segnale periodico. Può provenire da altri segnali fisiologici, come il segnale elettrocardiografico (ECG) e il cross-talk da altri muscoli, oppure dal rumore ambientale. [15]

Quando si mantiene una contrazione a forza costante, l'interferenza ECG causa fluttuazioni ripetitive nell'intensità dei segnali EMG di superficie. L'interferenza ECG si verifica soprattutto nell'elettromiografia dei muscoli del tronco. [1]

Il cross-talk consiste in un segnale EMG indesiderato proveniente da un gruppo muscolare diverso da quello monitorato. Può causare un'interpretazione errata delle informazioni del segnale. Lo spettro del cross-talk è lo stesso del segnale EMG, poiché rappresenta il segnale EMG di un altro muscolo. [1] [15]

Il rumore ambientale è causato dalle radiazioni elettromagnetiche che possono provenire da altre apparecchiature elettriche, ad esempio cavi elettrici, televisori e radio. L'interferenza di rete è la sorgente di rumore ambientale più problematica e più diffusa. Infatti, in prossimità di linee elettriche a 120 V (o 230 V), si creano dei campi elettromagnetici che generano un segnale di interferenza che può essere molto più grande del segnale EMG stesso. La frequenza di questi campi è pari alla frequenza della corrente alternata, ovvero 50 Hz (Europa) o 60 Hz (Nord America), e spesso include anche armoniche della frequenza fondamentale, cioè multipli di 50 o 60 Hz. [15] [16]

A differenza delle altre sorgenti di rumore, gli artefatti non si presentano necessariamente come forme d'onda continue. Possono essere descritti come perturbazioni nella misurazione del segnale EMG. La sorgente più comune di artefatti è il movimento del corpo durante la registrazione, che può generare cambiamenti nell'impedenza dell'interfaccia pelle-elettrodo e fluttuazioni dovute al movimento dei cavi. Queste perturbazioni sono chiamate artefatti da movimento. Gli artefatti che derivano dalla variazione dell'impedenza dell'interfaccia pelle-elettrodo sono in genere compresi nell'intervallo di frequenza di 0-20 Hz, mentre gli artefatti da movimento dei cavi possono raggiungere i 50 Hz. [15]

2.1.2 Rimozione del rumore

Quando è possibile, il rumore deve essere ridotto alla sorgente, attraverso un'adeguata preparazione della cute e l'uso di elettrodi attivi e di una strumentazione per la registrazione del segnale ben progettati. [16]

Nel caso delle registrazioni sEMG, la pulizia della pelle con alcol (o solventi lipidici) e l'uso di gel conduttivi permettono di ottenere una diminuzione dell'impedenza elettrodo-pelle e una

conseguente riduzione del rumore elettrochimico e degli artefatti da movimento. Inoltre, usando un amplificatore con un'impedenza di ingresso almeno 100 volte superiore quella massima prevista per l'elettrodo, il rumore elettrochimico e quello ambientale si riducono.

L'impedenza dell'interfaccia elettrodo-pelle diminuisce anche all'aumentare delle dimensioni dell'elettrodo e della frequenza del segnale. Tuttavia, le dimensioni degli elettrodi e la loro distanza vanno selezionate anche in base al volume del muscolo, in quanto influenzano pure il cross-talk. [12] [16]

Infine, per ridurre l'artefatto da movimento del cavo, si possono utilizzare cavi schermati. L'artefatto da movimento del cavo, infatti, è dovuto alla presenza di un campo magnetico o elettrico ambientale. Siccome i cavi che collegano gli elettrodi all'amplificatore hanno una capacità intrinseca, se vengono spostati si genera una corrente al loro interno.

Nonostante queste accortezze, si ha sempre una parte del rumore che viene comunque registrata assieme al segnale desiderato. Pertanto, le tecniche di pre-elaborazione per la riduzione del rumore nel segnale registrato sono fondamentali. [16]

I metodi di riduzione del rumore rappresentano sempre un compromesso tra la rimozione delle informazioni contaminanti e la conservazione delle informazioni EMG. L'ampiezza di un tipico segnale sEMG è di 0-10 mV in un intervallo di frequenza di compreso tra 10 e 500 Hz. Poiché ogni tipo di rumore ha caratteristiche proprie di ampiezza e frequenza, vengono impiegati metodi diversi. Principalmente vengono utilizzati filtri passa-banda ed elimina-banda. Inoltre, ogni filtro passa-banda può essere diviso in un filtro passa-basso e un filtro passa-alto.

Siccome lo spettro dell'EMG comprende componenti fino a 500 Hz, qualsiasi segnale con una frequenza superiore a 500 Hz è considerato rumore. Per rimuovere questo rumore si utilizza quasi sempre un filtro passa-basso con una frequenza di taglio tra i 400 e 500 Hz. La frequenza di taglio non è critica e può essere efficace anche se inferiore alla frequenza massima dei segnali EMG, poiché hanno una porzione molto bassa di energia superiore a 350 Hz.

La frequenza di taglio del filtro passa-alto, invece, è critica poiché alcuni contaminanti hanno spettri sovrapposti. Per filtrare questi contaminanti nel modo più efficace, senza compromettere il segnale EMG stesso, vengono raccomandate diverse frequenze di taglio (da 5 a 30 Hz). Il valore ottimale dipende dall'applicazione. [15]

Ad esempio, usando filtri passa-alto con diverse frequenze di taglio (10, 20, 30 Hz) nei segnali sEMG rilevati dai muscoli tibiale anteriore (TA) e primo interosseo dorsale (FID) si possono

notare delle differenze (Figura 2.2). Con l'aumento della frequenza di taglio, la componente legata all'artefatto si riduce. Tuttavia, sebbene nel grafico del segnale del muscolo TA filtrato a 10 Hz l'influenza dell'artefatto da movimento sia visivamente assente, i grafici spettrali rivelano che esso continua ad influenzare gli spettri di frequenza del segnale fino a circa 20 Hz. Dai grafici si deduce anche che il filtro a 30 Hz, pur attenuando con successo l'artefatto, rimuove anche una parte delle componenti a bassa frequenza del segnale sEMG.

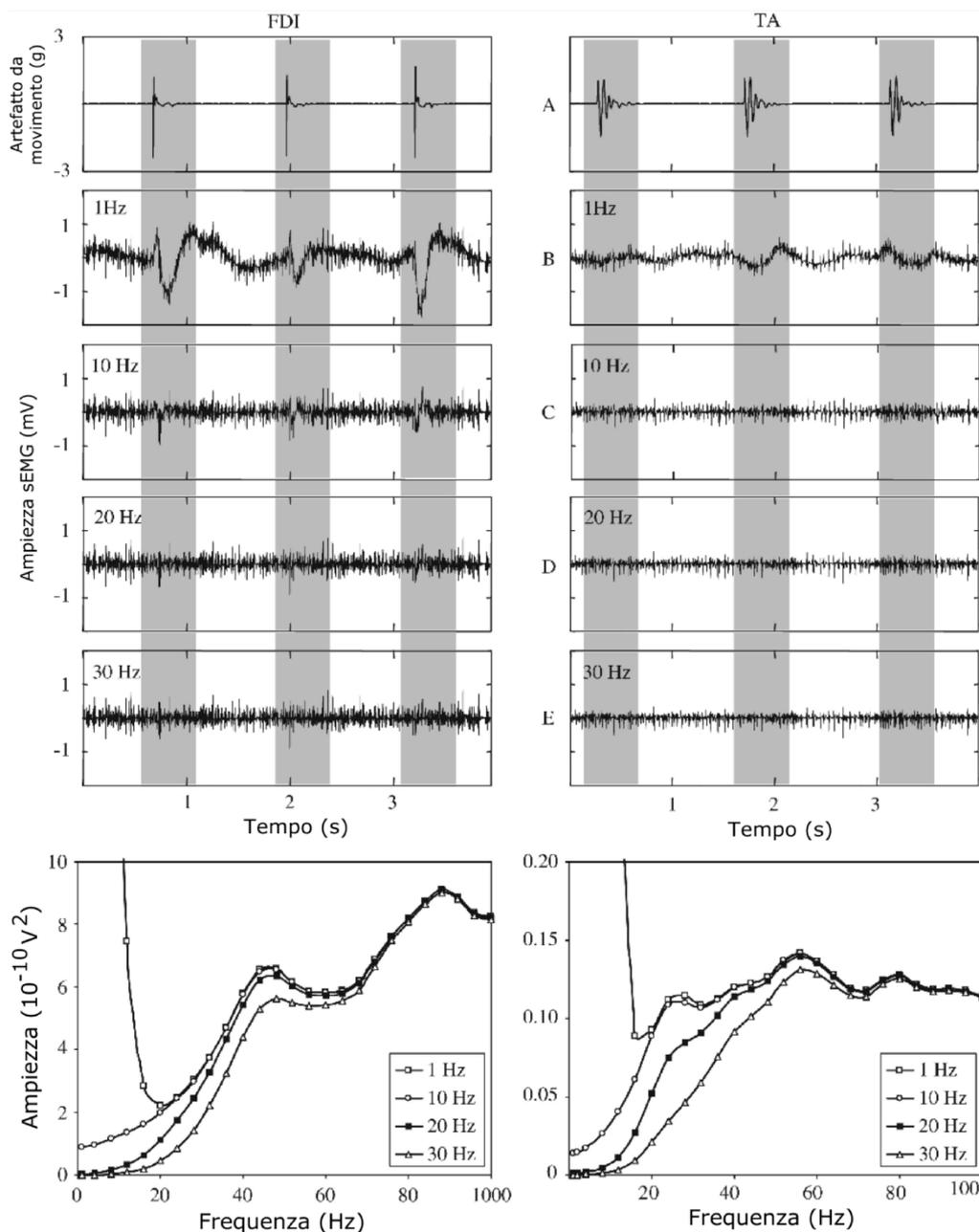


Figura 2.2 Dati dei muscoli FDI e TA, rispettivamente al 50% e 10% della massima contrazione volontaria. I grafici mostrano l'accelerazione del muscolo (A), il segnale sEMG in seguito a un filtraggio passa-alto alle frequenze di taglio di 1, 10, 20 e 30 Hz (B-E) e i corrispondenti spettri di frequenza. Le bande scure indicano la localizzazione temporale degli artefatti da movimento indotti. Figura adattata da [17].

All'aumentare della frequenza di taglio, oltre ad aumentare il rapporto segnale-artefatto, aumenta anche il tasso di perdita del segnale sEMG. La frequenza di taglio ottimale può essere determinata considerando la percentuale di artefatto da movimento e la percentuale di perdita del segnale sEMG in funzione della frequenza. [17]

L'interferenza di rete è uno dei principali contaminanti del sEMG. Il metodo tradizionale per rimuovere questo tipo di rumore dal segnale acquisito consiste nell'utilizzare un filtro digitale elimina-banda stretto, come un filtro notch centrato a 50 o 60 Hz. Si possono anche applicare più filtri notch, oppure un filtro comb, per rimuovere le armoniche. Inoltre, per rimuovere il segnale ECG, si possono usare i filtri elimina-banda (20-40 Hz) concentrandosi sulla banda di frequenza massima del segnale di interferenza.

Sebbene questi filtri siano piuttosto potenti, i loro svantaggi hanno portato allo sviluppo di nuove tecniche. Infatti, anche se un filtro passa-banda è in grado di rimuovere completamente il rumore al di fuori del suo intervallo, la porzione presente all'interno della banda di frequenza dell'EMG rimane intatta. Inoltre, filtri digitali possono introdurre distorsioni nel segnale.

Al fine di ottenere un filtro che tenda a sopprimere il rumore lasciando il segnale relativamente inalterato, si considera il segnale misurato $x(t)$ come una combinazione lineare di due segnali, il segnale EMG $y(t)$ e il rumore $n(t)$:

$$x(t) = y(t) + n(t)$$

I metodi di sottrazione possono essere impiegati per filtrare i contaminanti che presentano un numero finito di forme d'onda, come l'interferenza di rete e il segnale ECG. L'idea generale è quella di determinare una stima $\hat{n}(t)$ della forma d'onda del rumore e sottrarla dal segnale nel dominio del tempo (Figura 2.3). Questo permette di ottenere una stima $\hat{y}(t)$ del segnale EMG:

$$\hat{y}(t) = x(t) - \hat{n}(t) = y(t) + (n(t) - \hat{n}(t))$$

Siccome $(n(t) - \hat{n}(t)) \approx 0$, si ottiene $\hat{y}(t) = y(t)$. La stima della forma d'onda del rumore e la sua identificazione nel segnale possono essere eseguite tramite tecniche diverse. [15]

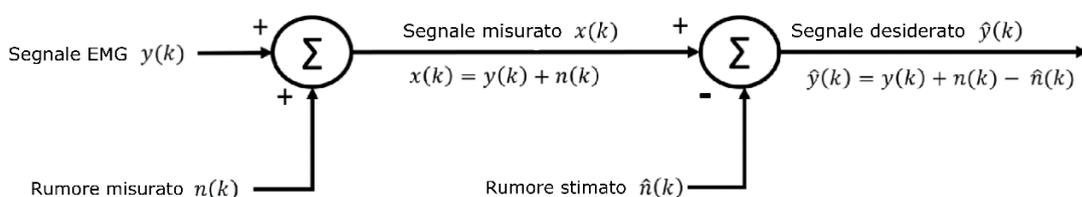


Figura 2.3 Principio dei metodi di sottrazione nel dominio del tempo. Figura adattata da [15].

2.2 Analisi del segnale EMG

Nel campo della diagnosi clinica e della biomedicina, l'analisi dei segnali EMG con metodologie avanzate sta diventando sempre più uno strumento necessario per gli operatori sanitari. [1]

La scelta della tecnica di elaborazione più appropriata dipende da quali caratteristiche fisiologiche dei muscoli si vogliono studiare. Ad esempio, se si vuole analizzare l'affaticamento muscolare, bisogna utilizzare tecniche che forniscono informazioni sul contenuto in frequenza del segnale EMG (come la densità spettrale di potenza). Se si vuole analizzare il reclutamento delle fibre muscolari durante una contrazione, invece, sono più appropriate le tecniche che permettono di ottenere una stima dell'ampiezza del segnale (come la radice della media quadratica). [18]

2.2.1 Dominio del tempo

L'ampiezza del segnale sEMG nel dominio del tempo può essere valutata tramite tecniche diverse. Alcuni dei primi metodi sviluppati prevedevano, su una registrazione cartacea, la misurazione dell'ampiezza peak-to-peak o il conteggio manuale del numero di picchi al di sopra di una soglia.

In seguito, con l'avvento dell'acquisizione di dati on-line, sono stati sviluppati nuovi metodi molto più avanzati. In genere, l'analisi nel dominio del tempo prevede varie fasi di trattamento del segnale rilevato (Figura 2.4).

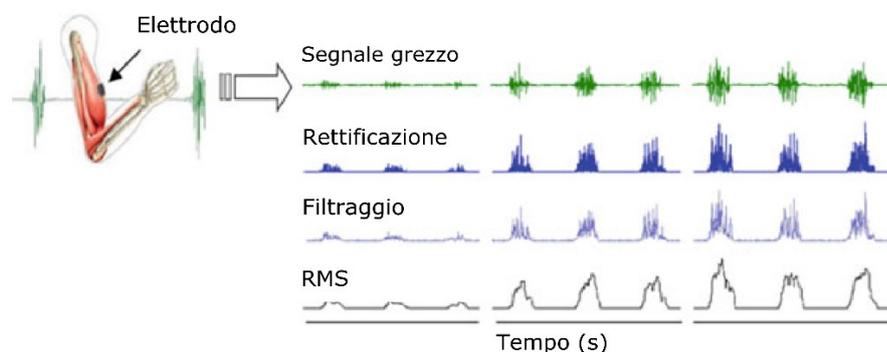


Figura 2.4 Diverse tecniche per l'elaborazione del segnale EMG. Figura adattata da [19].

La rettificazione del segnale EMG, il quale può assumere valori positivi o negativi, consiste nel calcolarne il valore assoluto. Il segnale a valori solo positivi risultante permette di quantificare

adeguatamente le fasi positive e negative e fornisce un mezzo per calcolare altri valori in ampiezza. [6] [19]

Successivamente, il segnale EMG rettificato subisce uno smussamento (“smoothing”) tramite un filtraggio con filtro passa-basso. Di conseguenza, la varianza e il rumore ad alta frequenza del segnale si riducono.

La normalizzazione del segnale, invece, consente di ovviare al problema della variazione dell’ampiezza del segnale EMG in relazione al posizionamento dell’elettrodo e alla conduttività della pelle. Infatti, il segnale normalizzato permette di confrontare l’attivazione EMG di soggetti diversi in condizioni diverse di registrazione del segnale. Ad esempio, nella normalizzazione in ampiezza, l’ampiezza del segnale viene divisa per l’ampiezza massima ottenuta durante la massima contrazione volontaria. [19]

Vi sono diverse informazioni relative al dominio del tempo che si possono ricavare dal segnale EMG, tra cui la radice della media quadratica (RMS), il valore assoluto medio (MAV) e la deviazione standard (STD).

La RMS rappresenta la radice quadrata della potenza media del segnale per un dato periodo di tempo. È considerata come una variabile del dominio del tempo perché l’ampiezza del segnale è una funzione del tempo.

Il MAV è l’equivalente computazionale del valore rettificato medio. Il MAV è una funzione del tempo, rappresenta l’area sottesa al segnale EMG una volta che è stato rettificato. Analogamente alla RMS, è usato come una misura dell’ampiezza del segnale EMG. Tuttavia, solitamente si predilige la RMS perché, a differenza del MAV, fornisce una misura della potenza del segnale.

La STD di un insieme di dati è la radice quadrata della varianza. Rappresenta una misura del rumore e delle interferenze. Il rapporto segnale-rumore può essere determinato dividendo la media del segnale per la deviazione standard. [20]

Le caratteristiche nel dominio del tempo sono ampiamente utilizzate nella classificazione dei segnali, grazie alla loro facile e rapida implementazione. Infatti, non necessitano di alcuna trasformazione, le caratteristiche sono calcolate sulla base delle serie temporali EMG grezze. Inoltre, possono essere implementate in tempo reale. In genere, vengono utilizzate per individuare le contrazioni muscolari, l’attività muscolare e l’insorgenza (“onset”) dell’attività muscolare. [21]

2.2.2 Dominio della frequenza

Nell'analisi e interpretazione dell'EMG ha un ruolo particolarmente importante lo studio del contenuto in frequenza del segnale registrato, poiché le frequenze che compongono il segnale mioelettrico generato derivano dai processi fisiologici associati all'eccitazione delle unità motorie.

Il reclutamento di una singola unità motoria determina la generazione di una sequenza di potenziali d'azione dell'unità motoria con una specifica dimensione, forma e frequenza. Quando il livello di eccitazione di un muscolo cambia, un numero diverso di sequenze di potenziali d'azione delle unità motorie si somma, generando il segnale che viene registrato dagli elettrodi.

Pertanto, il contenuto in frequenza del segnale registrato è correlato al numero di unità attive e alla frequenza di generazione dei rispettivi potenziali d'azione. Le misure basate sul contenuto in frequenza del segnale EMG vengono usate per descrivere vari fenomeni fisiologici, come l'affaticamento muscolare e le patologie neuromuscolari. [6]

Tutti i segnali che vengono misurati e analizzati hanno un contenuto di frequenza caratteristico, chiamato spettro del segnale. Si tratta di un grafico di tutte le componenti in frequenza del segnale, dalla più bassa alla più alta.

L'analisi nel dominio della frequenza utilizza la trasformata di Fourier. I due algoritmi principali che calcolano la trasformata di Fourier sono la Discrete Fourier Transform (DFT) e la Fast Fourier Transform (FFT).

La maggior parte delle applicazioni utilizza la FFT, a causa della sua velocità nettamente superiore quando sono coinvolti un grande numero di dati. Gli algoritmi FFT sono veloci ed efficienti, ma necessitano un numero di dati pari ad una potenza di 2. La FFT scarta dati o aggiunge dati nulli alla fine (zero-padding) per operare sul numero corretto. Gli spettri calcolati con le tecniche FFT sono delle stime e processi come lo zero-padding possono influenzare l'esatto andamento delle frequenze. [6] [22]

Un segnale alternato (AC) è un segnale che cambia continuamente nel tempo. Può essere periodico, completamente casuale o una combinazione di entrambi. Il segnale può avere una componente continua (DC), che può essere definita come il valore attorno a cui fluttua la componente AC.

Ognuno di questi segnali può essere studiato anche in base al contenuto in frequenza. Una forma d'onda seno (o coseno) è una singola frequenza, tutte le altre forme d'onda possono essere la somma di un numero di onde seno o coseno.

La trasformata di Fourier dei segnali periodici presenta frequenze discrete, mentre i segnali non periodici hanno uno spettro continuo definito dalle loro frequenze minime e massime (figura 2.5). Nell'analisi di un segnale periodico, il contenuto in frequenza viene espresso in multipli (armoniche) della frequenza fondamentale. [22]

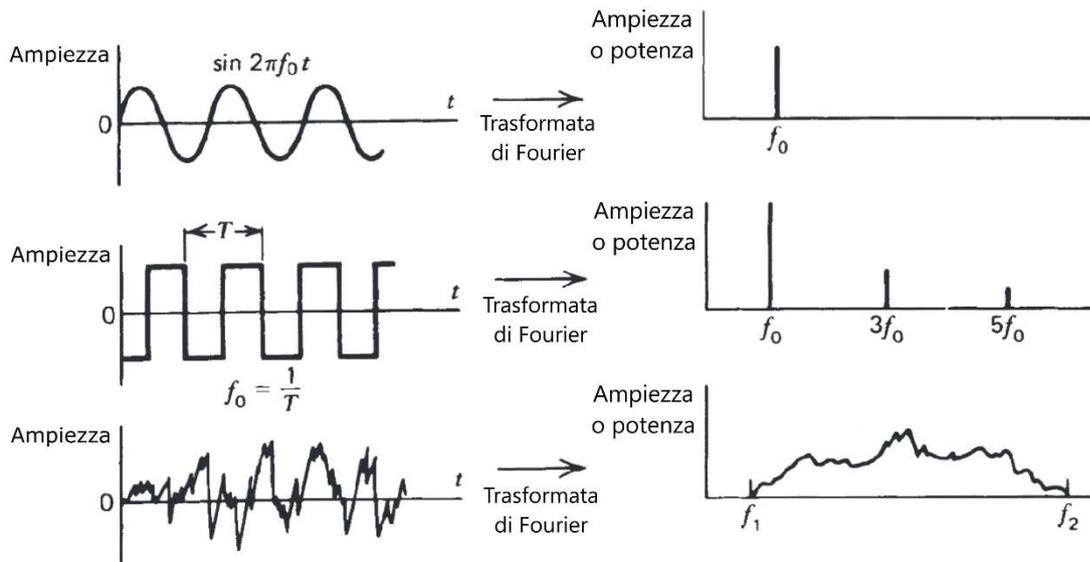


Figura 2.5 Relazione tra vari segnali mostrati nel dominio del tempo e il rispettivo equivalente nel dominio della frequenza. Figura adattata da [22].

Per caratterizzare il contenuto in frequenza dell'EMG possono essere utilizzati diversi metodi, come la suddivisione dello spettro in bande discrete o il calcolo di valori statistici (ad esempio la frequenza media). Una misura molto utilizzata è la frequenza mediana (MDF), ovvero il valore che divide la potenza spettrale in due metà con lo stesso numero di dati.

Qualunque sia il metodo di quantificazione, a causa della natura stocastica del segnale EMG, per stimare il contenuto in frequenza è importante effettuare più valutazioni dello spettro di frequenza per una determinata condizione e calcolarne la media. [6]

Una delle possibili applicazioni dell'analisi EMG è lo studio dell'affaticamento di un muscolo. Infatti, durante l'affaticamento, la funzione della densità spettrale di potenza (PSD) dell'EMG subisce una progressiva compressione verso le frequenze più basse e una variazione della forma. Questi cambiamenti sono rappresentati al meglio dalla frequenza mediana istantanea (iMDF) del segnale mioelettrico.

Per esempio, nello sforzo submassimale, il segnale EMG si sposta verso ampiezze maggiori e frequenze minori man mano che il muscolo si affatica. Nello sforzo massimale (massima contrazione volontaria), invece, il segnale EMG passa ad un'ampiezza inferiore e a frequenze ancor più basse (Figura 2.6). Pertanto, anziché monitorare i livelli di forza in uscita, il mezzo principale usato per valutare tale affaticamento è la iMDF. [23]

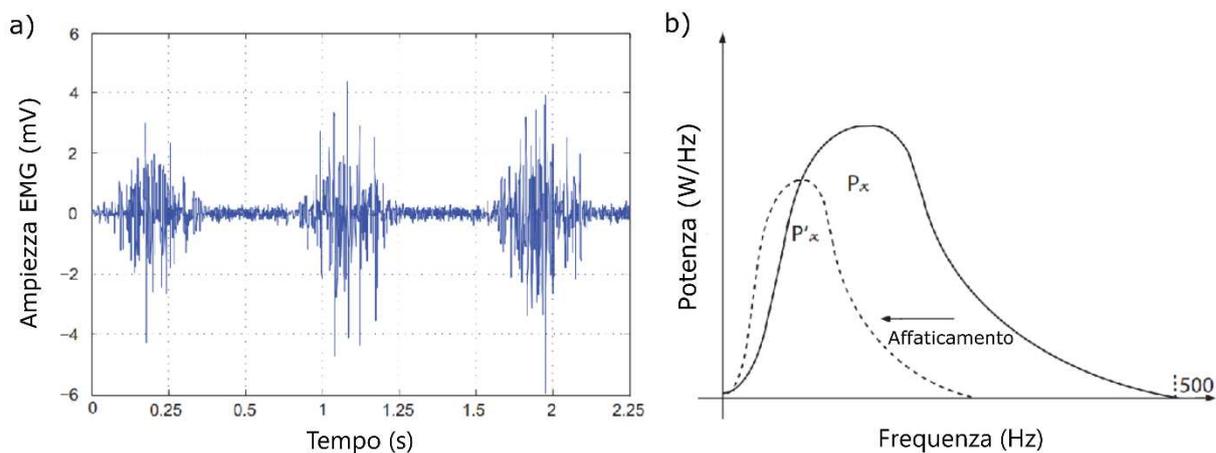


Figura 2.6 Segmento EMG di una contrazione dinamica (a) e funzione della PSD di un segnale EMG durante l'affaticamento (b). Figura adattata da [23].

3 APPLICAZIONI POST-ICTUS DELL'EMG

Negli ultimi anni le applicazioni dell'EMG sono state estese a nuovi campi. Esso costituisce, infatti, un importante strumento in grado di fornire informazioni sulla funzionalità muscolare.

Tra i principali campi di applicazione dell'EMG vi sono:

- la neurofisiologia, per la valutazione dell'attivazione muscolare, dei pattern di attivazione neurale e delle strategie di movimento nell'uomo
- la riabilitazione, lo sport, il controllo protesico e l'oncologia, per comprendere gli eventi meccanici e mioelettrici della forza e dell'affaticamento muscolare
- la fisioterapia, per monitorare i cambiamenti durante la riabilitazione e valutare l'attività e l'affaticamento muscolare
- il biofeedback, per fornire al paziente informazioni avanzate sull'attività muscolare
- le applicazioni specifiche, come le interfacce uomo-macchina

In particolare, in questi ambiti vi sono diverse applicazioni che sfruttano il segnale EMG rilevato da pazienti che hanno subito un ictus. [24]

3.1 Ictus cerebrale

L'ictus cerebrale è una delle cause più comuni di disabilità a livello mondiale. Ogni anno in tutto il mondo circa 15 milioni di persone sono colpite da ictus, di cui 5 milioni presentano in seguito disabilità permanenti. [25]

L'ictus è definito come una brusca crisi neurologica, causata da un'alterata perfusione attraverso i vasi sanguigni del cervello. Esso può essere suddiviso in due tipologie principali, l'ictus ischemico e l'ictus emorragico. L'ictus ischemico è causato da un insufficiente apporto di sangue e ossigeno al cervello, mentre l'ictus emorragico è causato da perdite di sangue dai vasi sanguigni.

Le occlusioni ischemiche determinano circa l'85% delle morti per ictus, mentre le restanti sono dovute a emorragie intracerebrali. L'occlusione ischemica può generare condizioni trombotiche ed emboliche.

Nella trombosi, il flusso sanguigno viene compromesso dal restringimento dei vasi dovuto all'arteriosclerosi. L'accumulo di placca comporta un restringimento del lume vasale e la formazione di coaguli, causando un ictus trombotico.

Nell'ictus embolico, invece, la diminuzione del flusso sanguigno verso la regione cerebrale provoca un'embolia: il flusso sanguigno al cervello si riduce, causando un forte stress e la conseguente morte cellulare (necrosi). La necrosi è seguita dalla rottura della membrana plasmatica, il rigonfiamento degli organelli, la fuoriuscita del contenuto cellulare nello spazio extracellulare e la perdita della funzionalità neuronale.

L'ictus emorragico rappresenta circa il 10-15% dei casi di ictus e ha un alto tasso di mortalità. Lo stress nel tessuto cerebrale e le lesioni interne causano la rottura dei vasi sanguigni, ciò produce effetti tossici nel sistema vascolare, provocando un conseguente infarto. L'ictus emorragico può essere classificato in emorragia intracerebrale e subaracnoidea.

Nell'emorragia intracerebrale, i vasi sanguigni si rompono e causano un accumulo anomalo di sangue nel cervello. Le cause principali sono l'ipertensione, la vascolarizzazione danneggiata, l'uso eccessivo di anticoagulanti e agenti trombolitici.

Nell'emorragia subaracnoidea, il sangue si accumula nello spazio subaracnoideo del cervello a causa di un trauma cranico o di un aneurisma cerebrale. [26]

Le conseguenze dell'ictus sono multifattoriali e dipendono fortemente dal meccanismo, dall'estensione e dalla localizzazione della lesione vascolare. In particolare, in caso di danni al sistema nervoso centrale, viene compromesso il controllo della forza muscolare necessario per svolgere le azioni della vita quotidiana. Questo si manifesta in un'alterata coordinazione, iperreflessia o spasticità e debolezza unilaterale.

La capacità di produrre forza muscolare coinvolge:

- fattori strutturali, ovvero la dimensione dei muscoli
- fattori meccanici, tra cui le relazioni lunghezza-tensione e forza-velocità del muscolo
- fattori neurali, ovvero la capacità del sistema nervoso di attivare il muscolo attraverso il reclutamento delle unità motorie

La compromissione di uno di questi fattori influisce sulla capacità di esercitare forza, causando debolezza. La debolezza post-ictus viene definita emiparesi, nel caso di un grado di debolezza da lieve a moderato, o emiplegia, nel caso di una perdita grave o completa della funzionalità motoria in un lato del corpo. La debolezza post-ictus è un fenomeno ampio che, oltre all'alterazione della forza, comprende anche la lentezza nel produrre forza, la rapida insorgenza dell'affaticamento, un senso di sforzo eccessivo e la difficoltà nel produrre forza in modo efficace nello svolgere un'azione. [27]

Poiché le disabilità più comuni nei pazienti che hanno subito ictus sono le limitazioni fisiche, la riabilitazione fisica ha come obiettivo principale il miglioramento della funzionalità motoria e sensoriale dei pazienti e l'aumento della loro indipendenza nella vita quotidiana. Le attività che svolgiamo quotidianamente variano dall'afferrare, raggiungere e manipolare a movimenti coordinati complessi, come la locomozione. Di conseguenza, la riabilitazione post-ictus è indirizzata verso terapie funzionali e specifiche che si concentrano principalmente su queste azioni e quelle correlate. [25] [27]

Sebbene il percorso neuromuscolare post-ictus sia modificato, i segnali EMG possono essere utilizzati nel percorso riabilitativo per rilevare l'intenzione umana di movimento. Per esempio, in un soggetto che non è in grado di muovere le dita della mano destra, è comunque possibile rilevare segnali EMG dall'avambraccio destro.

L'EMG, oltre a permettere l'identificazione dell'intenzione di movimento, può essere usata anche per valutare oggettivamente lo stato di salute dei muscoli. Pertanto, lo studio dell'EMG può essere utile sia per fornire una valutazione della funzionalità muscolare delle persone sottoposte a terapia fisica, sia per la generazione di segnali di attivazione per i sistemi di riabilitazione assistita da robot. [25]

3.2 Valutazione della funzionalità motoria tramite EMG

In seguito ad un ictus, la riabilitazione inizia in genere con un insieme di test standardizzati per valutare i danni e la funzionalità dei pazienti. Questi test, solitamente, includono la valutazione della funzionalità durante le attività della vita quotidiana.

Nelle valutazioni effettuate dai terapisti, la scala di punteggio è progettata per essere discreta e, in alcuni casi, limitata. Sebbene questo migliori l'affidabilità del punteggio (è più probabile che valutatori diversi siano d'accordo), la sensibilità della scala di valutazione è ridotta. Inoltre, se limitate, le scale sono insensibili a deficit e funzionalità estremi. Per questo è importante lo sviluppo di nuovi metodi di valutazione clinica che siano oggettivi, quantificabili e sensibili ad ogni possibile variazione dei deficit e della funzionalità.

Inizialmente, l'EMG veniva utilizzato esclusivamente come strumento diagnostico. Tuttavia, grazie ai recenti miglioramenti nell'hardware di acquisizione del segnale e nei metodi di elaborazione computazionale, negli ultimi tempi è incrementato il suo uso come strumento per comprendere e trattare le malattie neuromuscolari. [28]

L'EMG è un importante strumento per la valutazione dei cambiamenti nei muscoli paretici. Ad esempio, è stato riscontrato che la frequenza mediana del segnale EMG tra il lato paretico e quello sano è statisticamente diversa, con valori molto più alti sul lato sano rispetto a quello paretico. Nelle cliniche, la valutazione dei muscoli paretici può facilitare la determinazione del livello di recupero e del recupero potenziale di un determinato soggetto e la definizione di un programma di riabilitazione adeguato. [25]

In particolare, l'EMG può essere utilizzato per quantificare le differenze nell'attivazione muscolare tra il braccio paretico e non paretico in una breve contrazione volontaria. In uno studio condotto su sette soggetti sopravvissuti ad ictus, sono stati studiati i tempi di inizio e di conclusione delle azioni di presa e di estensione della mano (Figura 3.1).

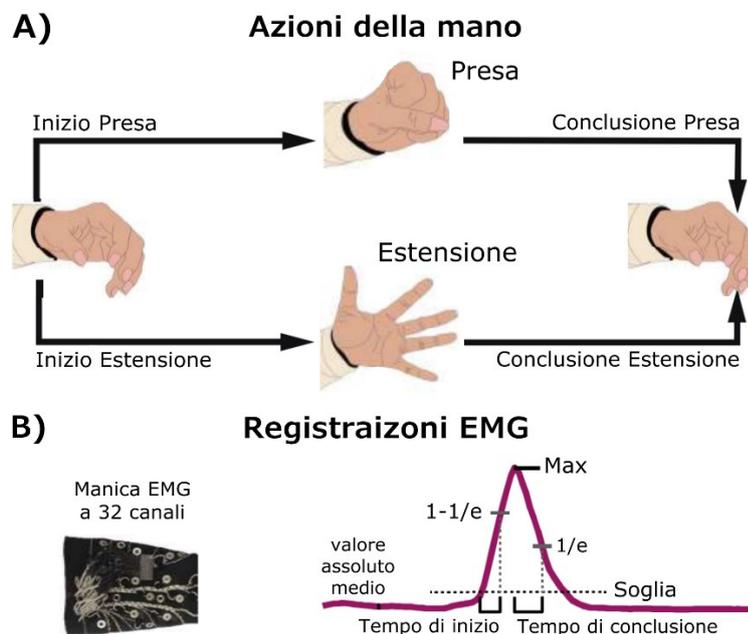


Figura 3.1 Le azioni sperimentali svolte dai soggetti (A) hanno generato dei segnali EMG registrati tramite una manica con 32 elettrodi posizionata sull'avambraccio (B). Dal grafico del segnale EMG sono stati ricavati i tempi di inizio e conclusione delle azioni della mano.

Figura adattata da [29].

Nel lato paretico, è stato osservato un tempo di inizio maggiore sia per l'azione di estensione ($0,618 \pm 0,144$ s contro $0,189 \pm 0,018$ s) che per quella di presa ($0,409 \pm 0,082$ s contro $0,210 \pm 0,023$ s). I dati sperimentali hanno mostrato anche una tendenza del lato paretico ad avere costanti di tempo di conclusione significativamente più lunghe nell'estensione ($0,561 \pm 0,029$ s contro $0,345 \pm 0,044$ s) e nella presa ($0,547 \pm 0,110$ s contro $0,280 \pm 0,038$ s).

Sono state riscontrate delle correlazioni anche tra queste costanti di tempo e la gravità dell'emiparesi (sebbene con un campione relativamente piccolo di sette partecipanti). Questi risultati costituiscono un passo importante verso una migliore comprensione delle caratteristiche distintive dell'EMG post-ictus e possono essere utilizzati per guidare la riabilitazione e monitorare il recupero dei pazienti. [29]

Negli ultimi decenni, si è diffuso l'impiego di dispositivi robotici per la terapia motoria post-ictus (approfondito nel paragrafo 3.3). Più recentemente, è stato studiato anche il loro uso per la valutazione dei deficit causati da ictus. Infatti, questi robot possono essere dotati di dispositivi di misurazione per valutare le prestazioni del paziente in azioni predefinite.

Questi dispositivi possono includere misurazioni dell'output cinematico (posizione/velocità), cinetico (forza/momento) e/o neuromuscolare (elettromiografia/elettroencefalografia) durante l'azione. I più comuni parametri robotici basati su sensori per la valutazione post-ictus includono la velocità di risposta, il tempo di pianificazione, la fluidità, l'efficienza, il range e l'efficacia.

Sebbene sia possibile rilevare e analizzare molte informazioni tramite le misure cinematiche e cinetiche, il loro campo di applicazione è ristretto. Queste misure mostrano gli effetti funzionali delle prestazioni del sistema neurologico, ma forniscono una prospettiva limitata sulle potenziali fonti che contribuiscono ai deficit misurati.

Al fine di poter studiare in maniera più approfondita il sistema neuromuscolare, spesso si ricorre alle misure basate sull'attivazione neurologica. I metodi basati sulla quantizzazione dell'attività neurale, come l'EMG, vengono utilizzati a complemento delle misure biomeccaniche per caratterizzare l'impatto dell'ictus e i meccanismi che stanno alla base dei deficit che ne conseguono. Negli ultimi 20 anni, numerosi studi hanno utilizzato queste misure per esplorare gli effetti dell'ictus, degli interventi terapeutici o del tempo sull'evoluzione dell'attività neurale anomala.

Inoltre, le misurazioni EMG ed EEG possono essere combinate con le misurazioni cinematiche e cinetiche per fornire ulteriori informazioni sulla gravità dei danni e per diminuire il numero di falsi positivi derivanti dalle misurazioni singole. Questa integrazione delle misurazioni potrebbe essere utilizzata anche per spiegare le relazioni anomale tra l'attivazione cerebrale, l'attivazione muscolare e la cinematica del movimento, oltre a fornire indicazioni sulle prestazioni motorie del soggetto durante la terapia. [28]

3.3 Riabilitazione robotica tramite EMG

La riabilitazione assistita da robot fornisce una strategia di allenamento che permette ai pazienti che hanno subito un ictus di partecipare attivamente ad allenamenti ripetitivi, intensivi e specifici, promuovendone la neuroplasticità.

Il controllo mioelettrico è una tecnica avanzata che riguarda il rilevamento, la classificazione e l'applicazione dei segnali mioelettrici per controllare i dispositivi di riabilitazione. I sistemi di controllo mioelettrico estraggono caratteristiche dai segnali EMG rilevati da una determinata posizione degli elettrodi che riflette i "pattern" di attività di più muscoli, fornendo un potente mezzo per il riconoscimento di vari movimenti. Valutare le informazioni di controllo residue (ovvero l'intento motorio) è importante per stabilire un sistema di controllo mioelettrico che permetta di migliorare la riabilitazione.

Negli ultimi decenni, il riconoscimento delle intenzioni di movimento è stato applicato nella riabilitazione motoria post-ictus, soprattutto per gli arti superiori. Queste intenzioni motorie rilevate dai segnali EMG possono essere utilizzate per attivare dispositivi di assistenza motoria (come esoscheletri robotici) per l'esercizio volontario o l'allenamento riabilitativo (Figura 3.2). Infatti, l'allenamento volontario è più efficace rispetto all'esercizio involontario o passivo nel promuovere il recupero motorio. [25]

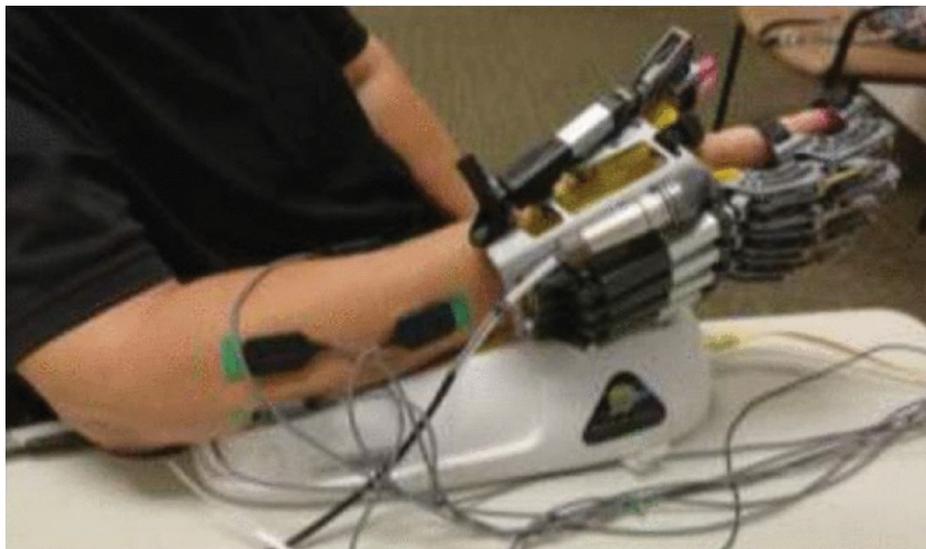


Figura 3.2 Esoscheletro della mano. Il palmo e le dita del soggetto sono fissate all'esoscheletro tramite cinture di Velcro, mentre l'avambraccio del soggetto è supportato. Pertanto, il soggetto non necessita sforzi per resistere alla gravità e la mano può essere completamente rilassata nell'esoscheletro. Figura adattata da [25].

Circa il 70-80% delle persone sopravvissute ad ictus presenta in seguito delle disabilità nell'estremità superiore del corpo, con un grande impatto sulla loro indipendenza. Nella riabilitazione dell'arto superiore, in molti dei pazienti è stato riscontrato un ragionevole recupero motorio della porzione prossimale (spalla e gomito), ma un recupero limitato di quella distale (polso e dita).

Infatti, la disabilità che deriva da deficit dell'arto superiore dipende principalmente dalla perdita della funzionalità della mano e della destrezza delle dita. Questo potrebbe essere dovuto alla difficoltà di gestire i movimenti delle articolazioni prossimali e delle dita allo stesso tempo. Inoltre, i terapeuti in genere iniziano il programma di allenamento con le articolazioni grandi e prossimali.

La riorganizzazione delle reti neurali del cervello rimaste è alla base del ripristino della funzionalità motoria, che dipende da una terapia fisica ripetuta e intensiva dell'arto paretico sulle abilità motorie da ripristinare. Pertanto, l'allenamento fisico relativo alle attività quotidiane è stato ampiamente adottato nella riabilitazione post-ictus. I robot per la riabilitazione, oltre a fornire una terapia per un lungo periodo di tempo in modo preciso e costante, possono facilitare il fine controllo di alcuni movimenti degli arti attraverso dei motori (ad esempio nel caso delle dita).

Il robot per la mano può essere facilmente indossato sulla mano paretica. Tale sistema aiuta la mano ad eseguire le azioni di presa e rilascio in base all'intenzione motoria volontaria del soggetto, rilevata dal segnale EMG dei muscoli residui del lato colpito, mentre il soggetto può anche eseguire allo stesso tempo il movimento dell'intero arto superiore. L'esperienza fisica volontaria è un importante modulatore della plasticità neurale del sistema nervoso in seguito all'ictus: è stato riscontrato che il coinvolgimento di sforzi volontari durante l'allenamento riabilitativo è più efficace rispetto ai movimenti passivi. [30]

3.3.1 Allenamento bilaterale

L'allenamento bilaterale è una strategia di riabilitazione basata sulla coordinazione naturale tra gli arti. Questo tipo di allenamento migliora l'efficienza dei movimenti del lato danneggiato, causando una riorganizzazione delle mappature cerebrali nell'emisfero colpito. Pertanto, è considerato un approccio promettente per la riabilitazione post-ictus.

Le azioni bimanuali richiedono l'utilizzo delle due mani insieme, in modo da farle cooperare per ottenere la funzione desiderata. Le prove sperimentali dimostrano che il movimento

simultaneo di entrambi gli arti aiuta il sistema neuromuscolare a recuperare una certa stabilità e a migliorare l'uso dell'arto compromesso, anche nelle azioni di presa.

Sono state proposte diverse tecniche per l'allenamento bimanuale post-ictus. La più semplice è la terapia dello specchio, in cui l'illusione visiva dell'arto compromesso è fornita dal riflesso dell'arto sano. Altri approcci si basano sulla ripetizione di semplici schemi di movimento, come il movimento della mano avanti/indietro e sinistra/destra basato su una guida passiva dal lato sano, la pronazione/supinazione dell'avambraccio e la flessione/estensione del polso o l'allenamento bilaterale ripetitivo del braccio.

L'allenamento delle dita e dei segmenti prossimali dell'arto superiore è particolarmente rilevante, poiché permette a questi segmenti di competere con i segmenti distali dell'arto superiore per la plasticità cerebrale. Al contrario, un approccio preferenziale all'allenamento prossimale potrebbe addirittura impedire il ripristino della mano e delle dita paretiche.

Il confronto tra un'azione del braccio assistita da robot in condizione unimanuale e in condizione bimanuale ha mostrato che l'attivazione muscolare iniziale è più sincronizzata nel secondo caso. Inoltre, nei movimenti bimanuali assistiti da robot e volontari, sono stati osservati dei profili di forza media e di attivazione muscolare simili.

Pertanto, l'EMG acquisito dalla mano compromessa può fungere sia da mezzo per guidare l'arto compromesso tramite l'assistenza robotica durante le azioni di manipolazione, in cui il controllo della forza di presa è essenziale, sia come misura intrinseca della forza di interazione con l'ambiente durante la manipolazione. Inoltre, è stato dimostrato come la stimolazione elettrica funzionale controllata controlateralmente possa essere utilizzata per ridurre la disabilità motoria del braccio e della mano.

In particolare, un esempio di sistema di allenamento bilaterale assistito da robot per la riabilitazione della presa della mano si avvale di un esoscheletro robotico per la mano e della misurazione on-line della contrazione muscolare tramite EMG. Questo sistema è stato ideato per stimare la forza di presa esercitata dalla mano non paretica attraverso i segnali EMG e per trasferire la stessa forza in tempo reale alla mano paretica tramite un esoscheletro guidato tramite EMG (Figura 3.2).

L'uso di misure EMG dirette consente di eseguire esercizi di riabilitazione con qualsiasi oggetto arbitrario. Nel contesto fisioterapico previsto, il paziente può modulare l'assistenza fornita dall'esoscheletro della mano compromessa regolando le forze esercitate dalla mano controlaterale.

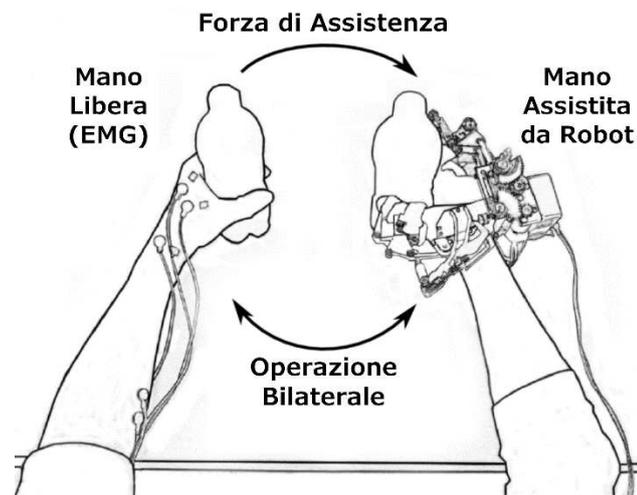


Figura 3.3 Allenamento bilaterale basato sull'EMG. Figura adattata da [31].

Questo approccio bilaterale all'assistenza robotica è adatto per un intervento di riabilitazione fin dalla fase acuta, ad esempio nei pazienti che presentano una grave paresi della mano con flaccidità o tono muscolare insufficiente. In tal caso, l'acquisizione di segnali EMG direttamente dall'arto non paretico garantisce un intervento più precoce. Con la graduale ripresa del tono muscolare nella fase di recupero, il paziente può modulare la forza d'azione esercitata dall'esoscheletro della mano fino ad un livello di assistenza "in base alla necessità".

Si ottiene in questo modo un'azione di presa cooperativa della mano compromessa e dell'esoscheletro, adattando la forza di presa esercitata tramite la mano sana. Rispetto ad altri dispositivi per la riabilitazione della mano, questo sistema è in grado di fornire assistenza alla presa della mano e all'estensione delle dita sia in condizioni di guida passiva che di cooperazione attiva. [31]

Pertanto, sebbene i programmi di riabilitazione post-ictus siano spesso dispendiosi in termini di tempo e di lavoro, le recenti tecnologie consentono ai terapeuti di utilizzare dispositivi robotici che costituiscono un mezzo per una riabilitazione sicura e intensiva.

In conclusione, la neuroriabilitazione robotizzata si è dimostrata un grande successo nel migliorare i risultati motori dei pazienti post-ictus. [25]

4 CONCLUSIONI

In questa tesi è stato dimostrato come l'EMG sia uno strumento fondamentale sia in campo medico che in campo ingegneristico, in quanto permette di registrare il segnale biomedico che rappresenta l'attività neuromuscolare.

Infatti, tramite la giunzione neuromuscolare, i motoneuroni trasmettono alle fibre muscolari potenziali d'azione che, durante la contrazione, si propagano nei muscoli scheletrici generando l'attività elettrica che permette l'acquisizione del segnale EMG. La registrazione di tale segnale può avvenire tramite elettrodi ad ago (più selettivi e invasivi) o di superficie. La macchina per EMG presenta, inoltre, dei cavi che collegano gli elettrodi alle altre componenti, la cui caratteristica principale è quella di amplificare il segnale e convertirlo da analogico a digitale.

Lo studio delle tecniche di elaborazione del segnale EMG ha messo in rilievo vari metodi per estrapolare informazioni da quest'ultimo. Si è riscontrato che, per poter analizzare il segnale correttamente, è necessario svolgere dapprima un processo di rimozione del rumore, ad esempio tramite filtri specifici o metodi di sottrazione.

L'analisi del segnale EMG nel dominio del tempo, poiché sfrutta tecniche che permettono di ottenere una stima dell'ampiezza del segnale, presenta una facile e rapida implementazione e, in genere, viene usata per individuare le contrazioni muscolari, l'attività muscolare e l'insorgenza di quest'ultima. Per l'analisi nel dominio della frequenza, invece, è necessario applicare la trasformata di Fourier al segnale EMG. In quanto correlato al numero di unità motorie attive e alla frequenza di generazione dei potenziali d'azione, il contenuto in frequenza viene usato per descrivere fenomeni come l'affaticamento muscolare.

Infine, si è visto come l'ictus cerebrale possa provocare gravi disabilità, tra cui l'emiparesi o l'emiplegia. Pertanto, la riabilitazione motoria post-ictus ha un ruolo fondamentale nel miglioramento dell'indipendenza dei pazienti nella vita quotidiana.

L'EMG può essere usato per rendere tale riabilitazione più efficace. Infatti, esso costituisce un importante strumento per la valutazione oggettiva della funzionalità motoria, permettendo quindi di comprendere e trattare meglio le malattie neuromuscolari.

Un'altra applicazione di rilievo dell'EMG nella riabilitazione post-ictus è il controllo di dispositivi robotici di assistenza motoria. Questo tipo di riabilitazione ha portato a risultati motori promettenti, come nel caso dell'allenamento bilaterale, con un conseguente impatto positivo sulla vita dei pazienti.

BIBLIOGRAFIA

- [1] R. H. Chowdhury, M. B. I. Reaz, M. A. B. Mohd Ali, A. A. A. Bakar, K. Chellappan e T. G. Chang, «Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques,» *Sensors*, vol. 13, n. 9, pp. 12431-12466, 2013.
- [2] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain e F. Mohd-Yasin, «Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications,» *Biological Procedures Online*, vol. 8, n. 1, pp. 11-35, 2006.
- [3] W. R. Frontera e J. Ochala, «Skeletal Muscle: A Brief Review of Structure and Function,» *Calcified Tissue International*, vol. 96, n. 3, pp. 183-195, 2015.
- [4] S. V. Brooks, S. D. Guzman e L. P. Ruiz, «Skeletal muscle structure, physiology, and function,» in *Handbook of Clinical Neurology*, Elsevier, 2023, pp. 3-16.
- [5] B. A. Valentine, «Skeletal Muscle,» in *Pathologic Basis of Veterinary Disease*, Mosby, 2017, pp. 908-953.
- [6] G. Kamen e G. E. Caldwell, «Physiology and Interpretation of the Electromyogram,» *Journal of Clinical Neurophysiology*, vol. 13, n. 5, pp. 366-384, 1996.
- [7] I. Y. Kuo e B. E. Ehrlich, «Signaling in Muscle Contraction,» *Cold Spring Harbor Perspectives in Biology*, vol. 7, n. 2, 2015.
- [8] D. Farina e F. Negro, «Accessing the Neural Drive to Muscle and Translation to Neurorehabilitation Technologies,» *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 5, pp. 3-14, 2012.
- [9] D. I. Rubin, «Needle electromyography: Basic concepts,» in *Handbook of Clinical Neurology*, Elsevier, 2019, pp. 243-256.
- [10] J. R. Daube e D. I. Rubin, «Needle electromyography,» *Muscle & Nerve*, vol. 39, n. 2, pp. 244-270, 2009.
- [11] R. Merletti, A. Botter, A. Troiano, E. Merlo e M. A. Minetto, «Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art,» *Clinical Biomechanics*, vol. 24, n. 2, pp. 122-134, 2009.

- [12] H. Tankisi, D. Burke, L. Cui, M. de Carvalho, S. Kuwabara, S. D. Nandedkar, S. Rutkove, E. Stålberg, M. J. A. M. van Putten e A. Fuglsang-Frederiksen, «Standards of instrumentation of EMG,» *Clinical Neurophysiology*, vol. 131, n. 1, pp. 243-258, 2020.
- [13] W. S. Marras, «Industrial electromyography (EMG),» *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 6, n. 1, pp. 89-93, 1990.
- [14] A. Phinyomark, E. Campbell e E. Scheme, «Surface Electromyography (EMG) Signal Processing, Classification, and Practical Considerations,» in *Biomedical Signal Processing*, Singapore, Springer Singapore, 2019, pp. 3-29.
- [15] M. Boyer, L. Bouyer, J.-S. Roy e A. Campeau-Lecours, «Reducing Noise, Artifacts and Interference in Single-Channel EMG Signals: A Review,» *Sensors*, vol. 23, n. 6, 2023.
- [16] E. A. Clancy, E. L. Morin e R. Merletti, «Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography,» *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 12, n. 1, pp. 1-16, 2002.
- [17] C. J. De Luca, L. Donald Gilmore, M. Kuznetsov e S. H. Roy, «Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination,» *Journal of Biomechanics*, vol. 43, n. 8, pp. 1573-1579, 2010.
- [18] F. D. Farfán, J. C. Politti e C. J. Felice, «Evaluation of EMG processing techniques using Information Theory,» *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 9, n. 72, 2010.
- [19] O. Jemaa, S. Bennour, D. Daney e L. Romdhane, «Experimental Analysis of Electromyography (EMG) Signal for Evaluation of Isometric Muscle Force,» in *Design and Modeling of Mechanical Systems - IV*, Hammamet, 2020.
- [20] M. H. Jali, I. M. Ibrahim, M. F. Sulaima, W. M. Bukhari, T. A. Izzuddin e M. N. Nasir, «Features extraction of EMG signal using time domain analysis for arm rehabilitation device,» *AIP Conference Proceedings*, vol. 1660, n. 1, p. 070041, 2015.
- [21] W. M. B. Wan Daud, A. B. Yahya, S. H. Chong, M. F. Sulaima e R. Sudirman, «Features Extraction of Electromyography Signals in Time Domain on Biceps Brachii Muscle,» *International Journal of Modeling and Optimization*, vol. 3, n. 6, pp. 515-519, 2013.
- [22] D. A. Winter, «Signal Processing,» in *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons, Ltd, 2009, pp. 14-44.

- [23] E. Koutsos e P. Georgiou, «An analogue instantaneous median frequency tracker for EMG fatigue monitoring,» in *2014 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, Melbourne, 2014.
- [24] V. Alcan e M. Zinnuroğlu, «Current developments in surface electromyography,» *Turkish Journal of Medical Sciences*, vol. 53, n. 5, pp. 1019-1031, 2023.
- [25] H. Yang, J. Wan, Y. Jin, X. Yu e Y. Fang, «EEG- and EMG-Driven Poststroke Rehabilitation: A Review,» *IEEE Sensors Journal*, vol. 22, n. 24, pp. 23649-23660, 2022.
- [26] D. Kuriakose e Z. Xiao, «Pathophysiology and Treatment of Stroke: Present Status and Future Perspectives,» *International Journal of Molecular Sciences*, vol. 21, n. 20, 2020.
- [27] C. Patten, J. Lexell e H. E. Brown, «Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: Rationale, method, and efficacy,» *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 41, n. 3A, pp. 293-312, 2004.
- [28] R. M. Maura, S. R. Parra, R. E. Stevens, D. L. Weeks, E. T. Wolbrecht e J. C. Perry, «Literature review of stroke assessment for upper-extremity physical function via EEG, EMG, kinematic, and kinetic measurements and their reliability,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 20, n. 21, 2023.
- [29] D. R. Lopez, C. J. Thomson, F. R. Mino, S. R. Edgely, P. P. Maitre, M. M. Iversen e J. A. George, «Delayed Muscle Activity in Stroke Survivors with Upper-Limb Hemiparesis,» in *2023 45th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, Sydney, 2023.
- [30] X. L. Hu, K. Y. Tong, X. J. Wei, W. Rong, E. A. Susanto e S. K. Ho, «The effects of post-stroke upper-limb training with an electromyography (EMG)-driven hand robot,» *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 23, n. 5, p. 1065–1074, 2013.
- [31] D. Leonardis, M. Barsotti, C. Loconsole, M. Solazzi, M. Troncossi, C. Mazzotti, V. Parenti Castelli, C. Procopio, G. Lamola, C. Chisari, M. Bergamasco e A. Frisoli, «An EMG-Controlled Robotic Hand Exoskeleton for Bilateral Rehabilitation,» *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 8, n. 2, p. 140–151, 2015.