

UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Metodi per l'elettromiografia e applicazioni nelle miopatie

Relatore

Prof. Veronese Mattia

Laureando

Gasparini Davide

ANNO ACCADEMICO 2023-2024

Data di laurea 25/09/2024

*A Elisa, che ha sempre creduto in me ed è
sempre rimasta al mio fianco.*

*Alla mia famiglia, che mi ha permesso di
realizzare questo percorso e mi ha
sempre supportato.*

*Ai miei amici, sempre presenti e capaci
di strapparmi un sorriso, rendendo
più spensierati questi anni.*

Sommario

L'obiettivo centrale di questa tesi è l'analisi dell'utilizzo dell'elettromiografia (EMG) per la diagnosi di patologie neuromuscolari, più nello specifico di miopatie, come può essere la distrofia muscolare.

Inizialmente viene descritto il sistema neuromuscolare e con esso il processo fisiologico che, partendo dalla corteccia, conduce il potenziale d'azione neuronale a generare, attraverso la placca motrice, il potenziale d'azione muscolare che porta alla contrazione muscolare.

Una volta compresi i potenziali da misurare viene descritto il funzionamento dell'elettromiografia, proseguendo con l'analisi dei componenti che compongono un elettromiografo.

Si prosegue poi illustrando l'origine e la composizione del segnale EMG, descrivendo poi i metodi software per l'analisi del segnale, come possono essere la normalizzazione di quest'ultimo o la sua rettificazione, come anche l'eliminazione dei vari tipi di rumore.

Nel capitolo successivo della ricerca sono descritte delle particolari malattie neuromuscolari, le miopatie, concentrandosi quindi sulle problematiche a livello muscolare. Si descrivono quindi le cause e i sintomi di queste patologie, dividendole nelle varie tipologie. L'ultima parte dell'elaborato tratta l'applicazione dell'elettromiografia nella diagnosi delle miopatie, oltre che al suo utilizzo durante la terapia per monitorare lo stato della patologia. Per quanto riguarda il riconoscimento della malattia usando l'EMG vengono illustrati vari metodi, sviluppati nel corso degli anni, per poter avere un'analisi quantitativa sempre più accurata.

Indice

1	ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL SISTEMA NEUROMUSCOLARE	1
1.1	IL SISTEMA NERVOSO	1
1.1.1	I neuroni	1
1.1.2	Sistema nervoso centrale	2
1.1.3	Percorso del segnale per la contrazione muscolare volontaria	5
1.2	SISTEMA MUSCOLARE	7
1.2.1	La fibra muscolare	7
1.2.2	I sarcomeri	8
1.2.3	L'unità motoria	9
1.2.4	Il potenziale d'azione muscolare	9
1.2.5	Il reclutamento delle fibre muscolari	10
2	ELETTROMIOGRAFIA	13
2.1	Introduzione all'elettromiografia	13
2.2	L'elettromiografo	14
2.2.1	Gli elettrodi	14
2.2.2	Preamplificazione	18
2.2.3	Filtraggio	19
2.2.4	Amplificazione	21
2.2.5	Conversione analogico-digitale ADC	21
3	SEGNALE EMG	23
3.1	Rilevamento del segnale	23
3.1.1	Origine del segnale	23
3.1.2	Potenziale d'azione dell'unità motoria (MUAP)	23
3.1.3	Segnale EMG grezzo	24
3.2	Lo spettro del segnale	25
3.3	Elaborazione del segnale	26

3.3.1	Rettifica (<i>full wave rectification</i>)	26
3.3.2	Smoothing	27
3.3.3	Normalizzazione	29
3.3.4	Filtraggio digitale	29
3.4	Analisi del segnale	30
3.4.1	Analisi spettrale	30
3.4.2	Analisi Wavelet	31
4	APPLICAZIONE DELL'ELETTROMIOGRAFIA NELLE MIOPATIE	33
4.1	Introduzione alle patologie	33
4.2	Applicazione dell'elettromiografia	34
4.2.1	Analisi dei potenziali dell'unità motoria (MUPs)	34
4.2.2	Analisi quantitativa dei pattern di interferenza	35
	Bibliografia	39

Capitolo 1

ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL SISTEMA NEUROMUSCOLARE

1.1 IL SISTEMA NERVOSO

Il *sistema nervoso* è l'insieme di strutture e organi che permettono la regolazione, tramite impulsi nervosi, dei movimenti e delle funzioni volontarie e involontarie nelle varie zone del corpo. Esso si divide in *sistema nervoso centrale (SNC)* e *sistema nervoso periferico*. Il *SNC* è composto dall'encefalo e dal midollo spinale. Il *SNP* è composto da una branca *afferente*, che trasporta le informazioni provenienti dalla periferia sensoriale al *SNC*, e da una branca *efferente*, che reca agli organi effettori i segnali elaborati dal *SNC* in risposta alle informazioni ricevute dalla periferia sensoriale. Quest'ultima branca dell'*SNP* si distingue in due sezioni: il *sistema nervoso autonomo (SNA)*, formato dai neuroni che innervano ghiandole, muscoli lisci e il cuore; il *sistema nervoso somatico (SNS)*, formato dai motoneuroni che innervano i muscoli scheletrici. Quest'ultimo è la porzione di sistema nervoso che verrà approfondito in questa ricerca.

1.1.1 I neuroni

Per arrivare a comprendere i motoneuroni e le placche motorie è prima necessario descrivere i neuroni. Generalmente un neurone è formato dal corpo cellulare o *soma*, comprendente del nucleo e vari organuli cellulari. Il soma è dotato di prolungamenti: i dendriti, il cui ruolo è la recezione di informazioni; l'assone, generalmente unico, ha la funzione di trasportare le risposte formulate dal neurone in seguito alle informazioni ricevute, ai propri effettori. Il collegamento tra questi ultimi e l'assone avviene tramite *sinapsi*, tipicamente chimiche.

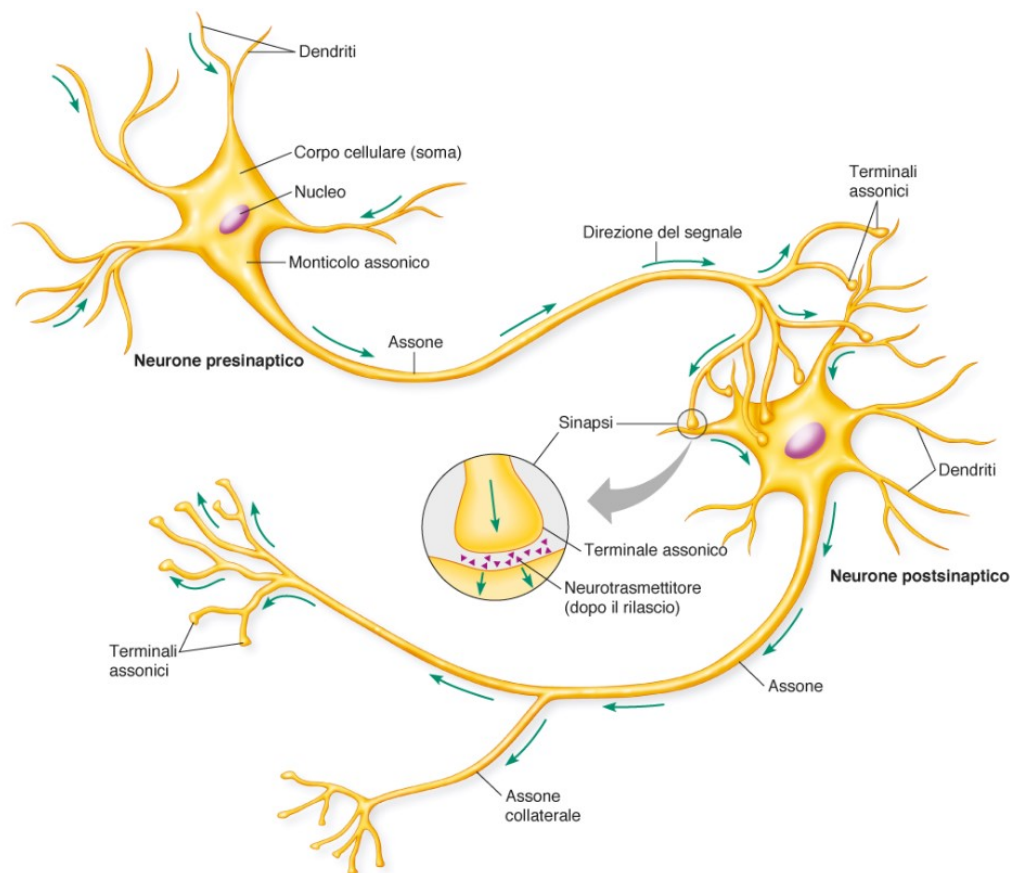


Figura 1.1: Struttura del neurone e flusso dell'informazione dal neurone presinaptico al quello postsinaptico[1]

Dal punto di vista funzionale, si possono classificare i neuroni come afferenti, efferenti e interneuroni. I neuroni afferenti veicolano gli input di diversa natura dalla periferia verso il centro e appartengono prevalentemente al SNP. I neuroni efferenti, al contrario, trasportano le informazioni dal SNC agli organi effettori, dunque la loro funzione è quella motoria sia nel SNS che nel SNA. Il loro soma è generalmente posizionato nel SNC e l'assone decorre nel SNP. Infine gli interneuroni hanno un importante ruolo di integrazione, essendo posti tra neuroni afferenti ed efferenti.

1.1.2 Sistema nervoso centrale

Il SNC si suddivide in sette regioni: *telencefalo*, *diencefalo*, *mesencefalo*, *ponte*, *cervelletto*, *bulbo* e *midollo spinale*.

Il *telencefalo* è contenuto nella scatola cranica e costituisce la parte preponderante dell'encefalo. La parte più esterna del telencefalo è formata dalla corteccia cerebrale, la quale è composta superficialmente da *sostanza grigia*, costituita principalmente dai somi delle cellule nervose, e sotto di essa è presente uno spesso strato di *sostanza bianca*, ovvero fibre nervose mielinizzate.

Il telencefalo è diviso in due emisferi, destro e sinistro, in ciascuno dei quali si possono riconoscere quattro regioni superficiali, dette *lobi cerebrali*. Il lobo *frontale* è posizionato nella zona anteriore della scatola cranica e la sua funzione è principalmente quella della programmazione motoria e del controllo della contrazione muscolare volontaria. Il lobo *parietale* si trova dietro a quello frontale ed essi sono separati dal *solco centrale*. Il lobo parietale contiene le aree corticali destinate alla percezione somatosensoriale. Al disotto di questi due lobi si trova il lobo *occipitale*, specializzato nella prima elaborazione dei segnali ricevuti dalla retina. Il lobo *temporale* è posto in corrispondenza della parte più posteriore del cranio e svolge la funzione di ricezione delle informazioni olfattive e uditive.

Passando poi al *diencefalo*, posto tra telencefalo e mesencefalo, si possono notare due strutture: il *talamo* e l'*ipotalamo*. Il talamo è una struttura simmetrica, attraverso la quale scorrono tutte le informazioni sensoriali con destinazione alla corteccia cerebrale, ad eccezione di quelle olfattive. Oltre alla funzione di smistamento delle informazioni, il talamo è anche in grado di agire da filtro, indirizzando solo le informazioni sensoriali significative verso la corteccia e scartando quelle non significative. L'ipotalamo, invece, ha un ruolo fondamentale nello svolgimento di funzioni basilari dell'organismo, come il *mantenimento dell'omeostasi*, la *regolazione dei ritmi circadiani* e la regolazione della *funzione endocrina*.

La regione che collega il mesencefalo con il tronco encefalico è il *mesencefalo*. La sua principale funzione è il controllo dei movimenti oculari, oltre a quella di mediare la produzione dei riflessi uditivi e visivi. Al suo interno si possono riconoscere i nuclei dei nervi cranici oculomotori, oltre ai nuclei riceventi afferenze uditive e visive. Sono inoltre presenti i nuclei rossi, contemplati nel controllo motorio.

Proseguendo si trova il *tronco encefalico*, una struttura formata dal *ponte* e dal *bulbo*. Il ponte, posto sotto il mesencefalo e sopra il bulbo, è un'evaginazione del tronco encefalico. Esso è la principale stazione di smistamento degli input diretti al cervelletto. Nel ponte possiamo identificare nuclei implicati nel controllo respiratorio, nuclei collegati con la corteccia motoria, con il cervelletto e con il midollo spinale e nuclei con un ruolo nella trasmissione della percezione acustica. Collegato al ponte c'è il *bulbo*, ovvero la parte più distale del tronco encefalico e delimita la zona di transizione tra l'effettivo encefalo e il midollo spinale. La sostanza grigia presente nel bulbo contiene i nuclei che compongono i centri vasomotori, i centri respiratori, il centro conatogeo, il centro per il controllo della deglutizione e i centri per il controllo della funzione cardiaca. Per quanto riguarda la funzione motoria, all'interno del bulbo sono presenti i nuclei *olivari* che, tramite fibre dirette al cervelletto e ai motoneuroni, contribuiscono al controllo motorio.

Dietro al ponte possiamo riconoscere il *cervelletto*, il cui ruolo primario è quello di coordinare l'esecuzione dei movimenti in maniera non cosciente ed elaborare input sensoriali. Un

determinato comando motorio è sì prodotto dalla corteccia motoria, ma il coordinamento della sua esecuzione è gestito dai nuclei posti alla base del cervelletto. La funzione di quest'ultimo, quindi, è quella di calibrare i programmi motori, oltre che mantenere l'equilibrio e produrre movimenti oculari.

L'ultimo componente del SNC è il *midollo spinale*, formato da un cilindro di tessuto nervoso che fuoriesce da un foro posto alla base della scatola cranica. Esso è posizionato all'interno della colonna vertebrale e ne occupa circa due terzi della lunghezza. Strutturalmente, il tronco encefalico è costituito centralmente da sostanza grigia, attorno la quale sono presenti numerosi fasci di sostanza bianca. Dal punto di vista funzionale, il midollo spinale mette in comunicazione il SNP con l'encefalo. I nervi spinali contengono sia assoni efferenti che afferenti, infatti vengono chiamati nervi misti e nelle vicinanze del midollo spinale essi si dividono in due branche: la *radice ventrale* e la *radice dorsale*. Lungo la radice ventrale scorrono gli assoni dei neuroni efferenti, il cui soma è individuabile all'interno del midollo spinale. La radice dorsale, invece, contiene gli assoni dei neuroni afferenti che si inseriscono nel midollo spinale collegandosi sinapticamente con gli interneuroni.

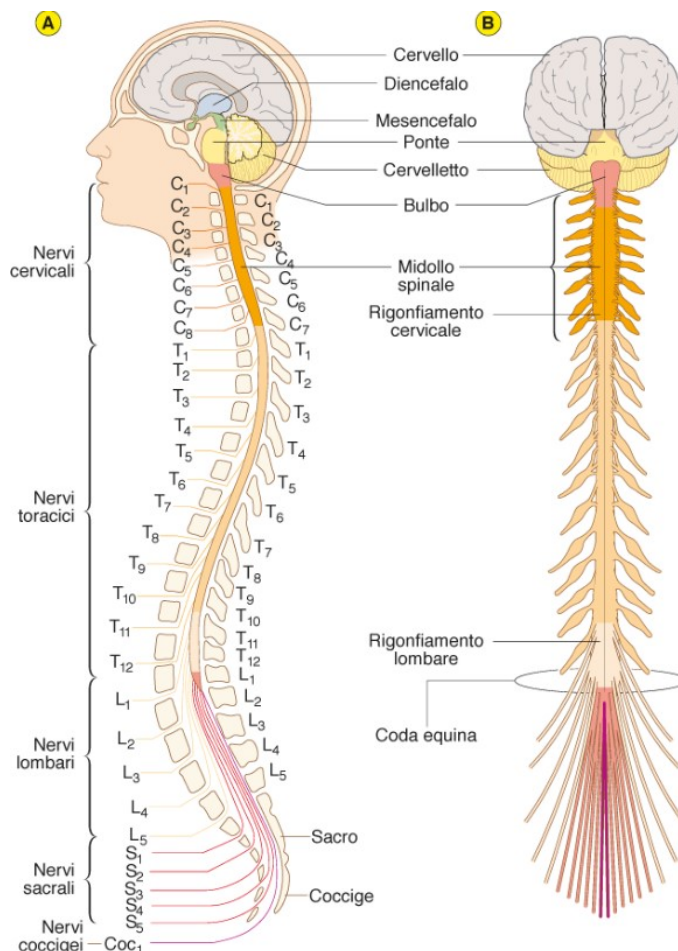


Figura 1.2: Struttura del sistema nervoso centrale[1]

1.1.3 Percorso del segnale per la contrazione muscolare volontaria

Il segnale per comandare volontariamente un muscolo si genera nella corteccia motoria, situata nella parte posteriore del lobo frontale del *telencefalo*. La corteccia motoria si divide in due parti: la *corteccia motoria primaria* e la *corteccia premotoria*. La corteccia motoria primaria è suddivisa in sezioni e ognuna di esse comanda una zona muscolare specifica, dando quindi una rappresentazione somatotopica della periferia muscolare, chiamata *homunculus motorio*. Le dimensioni della sezione relativa ad una particolare parte del corpo è proporzionale alla quantità di neuroni associati al controllo motorio di quest'ultima, dando di conseguenza una notevole plasticità alla mappa somatotopica. Tramite la ripetizione di un certo programma motorio, è possibile quindi estendere l'area corticale dedicata, oltre che aumentare l'efficienza del movimento. I neuroni della corteccia motoria primaria effettuano la scarica elettrica con una frequenza proporzionale alla forza che deve sviluppare il muscolo. La frequenza di scarica è dipendente anche dalla direzionalità del movimento: a parità di forza, infatti, la frequenza è massima qualora l'atto motorio viene eseguito lungo una direzione preferenziale. La corteccia motoria primaria, oltre che alla esecuzione di un programma motorio, partecipa anche alla sua elaborazione. Si è notato infatti che, nonostante la frequenza massima di scarica avvenga durante l'esecuzione del movimento, è presente attività neuronale precedente all'atto motorio. Le cellule che compongono la corteccia motoria primaria sono organizzate in *colonne*. Le colonne che portano all'attivazione di un muscolo sono mescolate con colonne che attivano altri muscoli, facendo quindi intendere che per la produzione di un movimento è necessario il coordinamento di più muscoli e di conseguenza della stimolazione di colonne adiacenti tra loro. Questo porta ad un risvolto particolarmente vantaggioso: un movimento che necessita l'attivazione di più muscoli può essere generato come un tutt'uno.

La corteccia premotoria, situata sulla superficie laterale dell'emisfero cerebrale e anteriormente alla corteccia motoria primaria, riceve input dalla corteccia sensoriale e proietta le informazioni alla corteccia motoria primaria, al midollo spinale e al tronco encefalico. Come la corteccia motoria primaria, la corteccia premotoria è capace di generare una contrazione muscolare, ma con soglia di attivazione più alta. Nella corteccia premotoria sono stati osservati per la prima volta i *neuroni specchio*, ovvero particolari cellule nervose che si attivano non solo quando si compie un gesto, ma anche quando si osserva un'altra persona eseguire lo stesso gesto. Questa tipologia di neuroni hanno quindi un ruolo non indifferente nell'apprendimento di programmi motori e del linguaggio tramite l'osservazione delle azioni altrui.

Uscito dalla corteccia motoria, il segnale attraversa le *vie motrici*, ovvero delle proiezioni dirette o indirette al midollo spinale, responsabili della trasmissione dei comandi generati nelle zone motorie agli effettori muscolari. Le vie motrici possono essere classificate in base alla posizione dei neuroni spinali con cui si collegano le vie discendenti, distinguendo quindi il *si-*

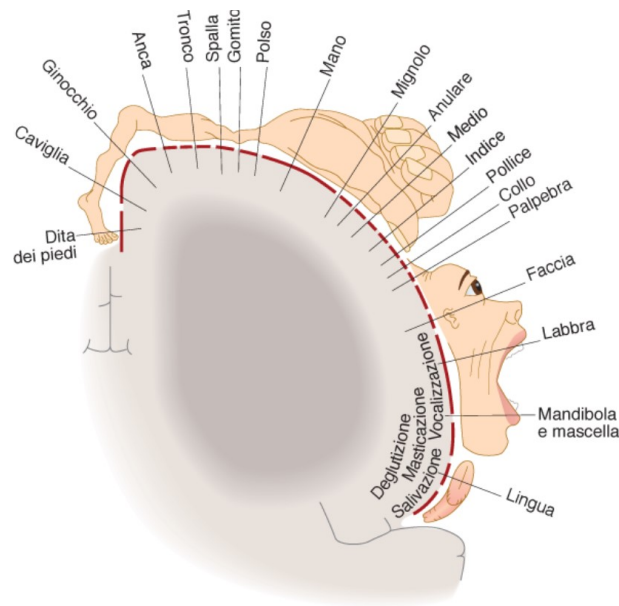


Figura 1.3: Homunculus motorio[1]

stema laterale e il *sistema mediale*. Il sistema laterale comprende circa l'80% delle fibre e ha origine prevalentemente dai neuroni della corteccia cerebrale; gli assoni passano attraverso il tronco encefalico per poi terminare nella sostanza grigia spinale. I neuroni del sistema laterale principalmente proiettano ad interneuroni, sia a carattere eccitatorio che inibitorio, mentre più raramente prendono diretto contatto con i motoneuroni spinali. Il sistema laterale, nonostante attivi i muscoli prossimali degli arti, contribuisce maggiormente al controllo della muscolatura distale, con conseguenza la produzione dei movimenti più fini. Il restante 20% delle fibre del tratto corticospinale compongono il *sistema mediale*. Generalmente i neuroni appartenenti a quest'ultimo contribuiscono al mantenimento della postura e dell'equilibrio, in quanto regolano l'attività della muscolatura assiale e la muscolatura prossimale degli arti. Nel momento in cui deve essere svolto un programma motorio, il sistema mediale e quello laterale contribuiscono assieme alla sua esecuzione, gestendo rispettivamente il mantenimento della postura e il controllo dei movimenti più fini. Tuttavia l'attività delle aree corticali non è sufficiente a controllare completamente la muscolatura volontaria, per questo si aggiunge il contributo delle strutture sottocorticali come il cervelletto e i nuclei della base.

Come ultima tappa, il segnale, sotto forma di potenziale d'azione neuronale, arriva nella *placca motrice* (o *giunzione neuromuscolare*), ovvero delle particolari giunzioni sinaptiche. Nell'uomo ogni singola fibra muscolare è innervata da una sola placca motrice. L'innervazione avviene a metà della lunghezza della fibra, così da ottimizzare il sincronismo della contrazione della fibra e dimezzare il tempo di propagazione del potenziale d'azione muscolare.

1.2 SISTEMA MUSCOLARE

1.2.1 La fibra muscolare

Le fibre del muscolo scheletrico sono composte in superficie da una membrana chiamata sarcolemma, il quale ha la funzione di contenere e mantenere ordinate le miofibrille, ovvero lunghe formazioni cilindriche che occupano la maggior parte del volume della fibra. Esse sono immerse nel sarcoplasma, ovvero il citoplasma della fibra muscolare scheletrica, il quale è concentrato in prossimità del sarcolemma. Un ulteriore componente della fibra muscolare è il reticolo sarcoplasmatico. Esso è costituito da tubuli che entrano in stretto contatto con le miofibrille ed è diviso in due strutture: il reticolo longitudinale e i tubuli trasversi. Il reticolo longitudinale prevede una rete di tubuli che avvolge le miofibrille e in corrispondenza alle estremità delle unità contrattili i tubuli si dilatano e formano le cosiddette cisterne. I tubuli trasversi, invece, decorrono ortogonalmente alle miofibrille, connettendosi ad esse formando un anello cavo ed entrando in contatto anche con le cisterne del reticolo longitudinale. La funzione del reticolo sarcoplasmatico è quella di accumulare e rilasciare ioni calcio, i quali hanno un ruolo fondamentale nella contrazione muscolare.

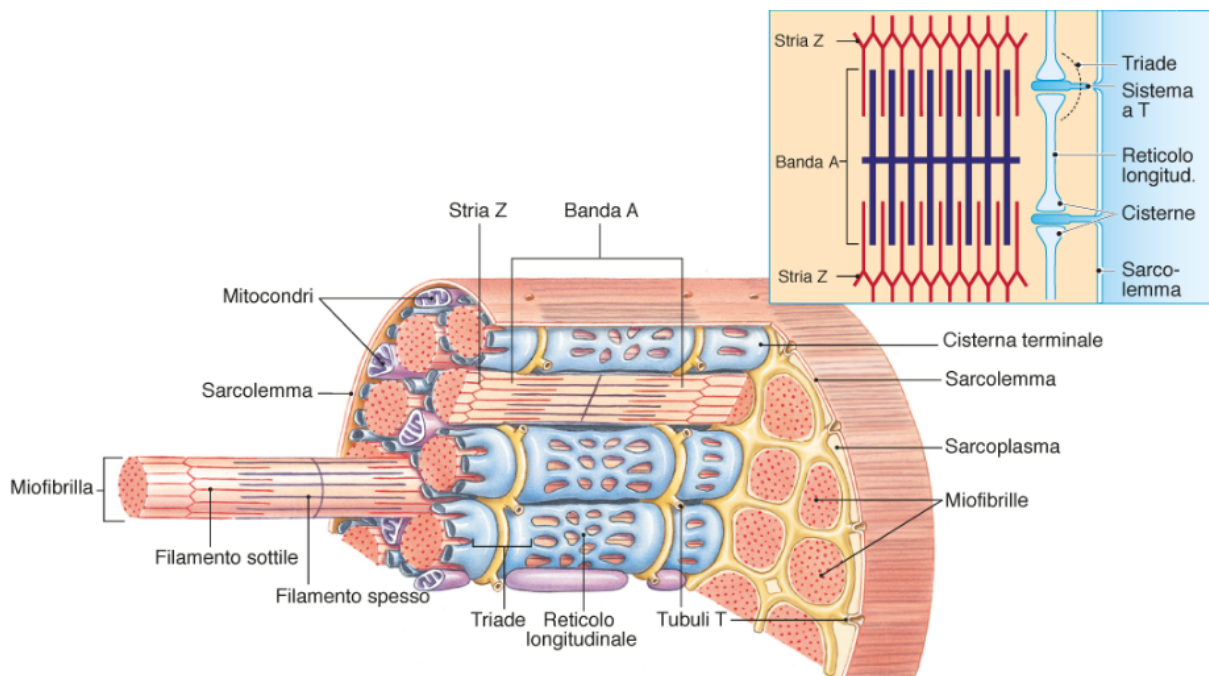


Figura 1.4: Struttura fibra muscolare scheletrica[1]

1.2.2 I sarcomeri

Ogni miofibrilla ha un diametro di circa $0,5\ \mu\text{m}$ ed è composta dai sarcomeri, ovvero unità contrattili disposte secondo una sequenza una sequenza longitudinale. I sarcomeri rappresentano l'unità funzionale vera e propria del muscolo scheletrico, in quanto sono costituiti da miofilamenti ordinati che formano l'apparato contrattile. La perfetta collimazione tra i sarcomeri ha come conseguenza la nota striatura trasversa dell'intera fibra muscolare. In condizione di riposo, i sarcomeri hanno una lunghezza di circa $2\ \mu\text{m}$ e alle due estremità sono presenti spesse strutture giunzionali denominate *Strie Z*. Ad esse sono ancorati in mezziera dei miofilamenti sottili, composti principalmente da actina, che determinano la *Banda I*. Avvicinandosi alla zona centrale del sarcomero, i miofilamenti sottili si sovrappongono ai miofilamenti spessi, composti da miosina, formando una perfetta simmetria esagonale. Questa regione di sovrapposizione è denominata come *Banda A*. Al centro del sarcomero, infine, si denota la *Banda H*, nella quale sono presenti solamente filamenti spessi, vincolati dalla *Striscia M*. Ponendo attenzione alla zona H, è possibile distinguere due casi: il primo prevede il suo restringimento in corrispondenza dell'accorciamento del sarcomero dovuto alla contrazione; il secondo corrisponde all'estensione della zona H, fino anche ad occupare l'intera zona A, in conseguenza di un allungamento passivo del sarcomero. Questo dimostra l'invarianza della lunghezza dei mio filamenti al variare della lunghezza dei sarcomeri. Si evince, dunque, che l'allungamento e l'accorciamento del muscolo è causato dallo scorrimento tra miofilamenti sottili e spessi, quindi una variazione del loro grado di sovrapposizione[1].

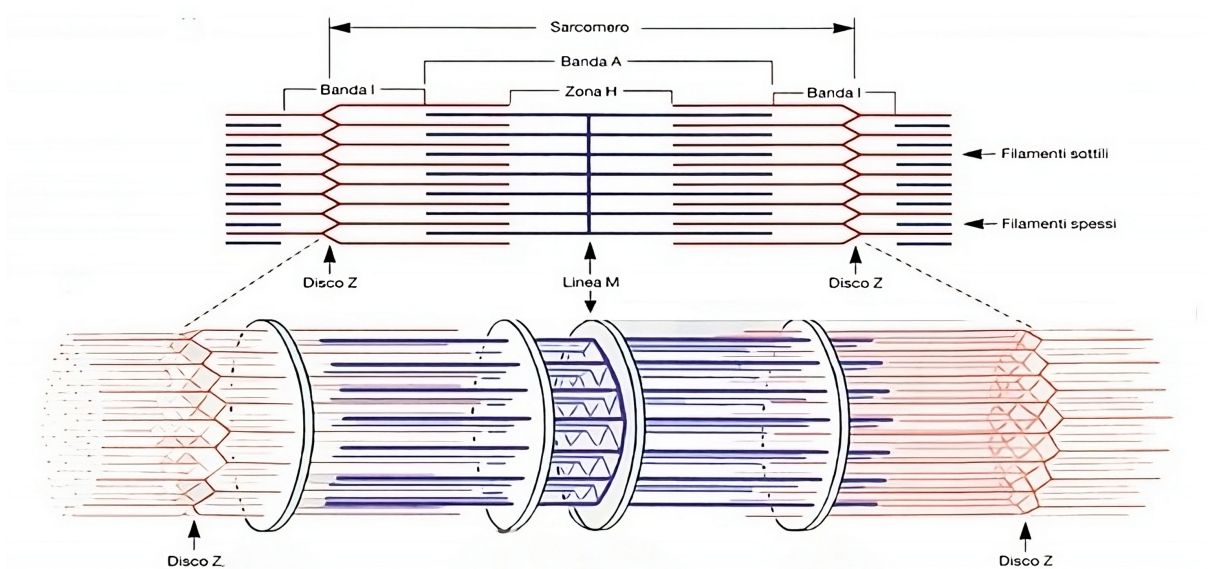


Figura 1.5: Struttura schematica del sarcomero[1]

1.2.3 L'unità motoria

L'unità funzionale del muscolo è denominata *unità motoria (UM)*. Essa è costituita dalla combinazione del motoneurone e delle fibre che esso innerva. Nel muscolo, le fibre componenti l'unità motoria hanno disposizione casuale, distribuite a mosaico con fibre di altre unità motorie. Il numero di fibre per ogni unità motoria è estremamente variabile, ci sono unità motorie con 10-20 fibre, generalmente presenti nei muscoli indicati ai movimenti più fini, mentre altre possono avere più di 2000 fibre, solitamente nei muscoli destinati a movimenti più grossolani.

Per quanto riguarda i motoneuroni, la caratteristica più variabile è la loro dimensione: i motoneuroni che innervano le unità motorie costituite da fibre a contrazione rapida sono di dimensione maggiore, mentre sono più piccoli i motoneuroni legati alle fibre che si contraggono lentamente. Ogni fibra muscolare scheletrica è innervata da una placca motrice. Essa è strutturata nel seguente modo: in prossimità della fibra muscolare, i rami terminali della fibra nervosa diventano amieliniche, formano un'espansione che affonda in una depressione del sarcolemma, ma senza contatto diretto, in quanto sono separate dallo spazio sinaptico[2].

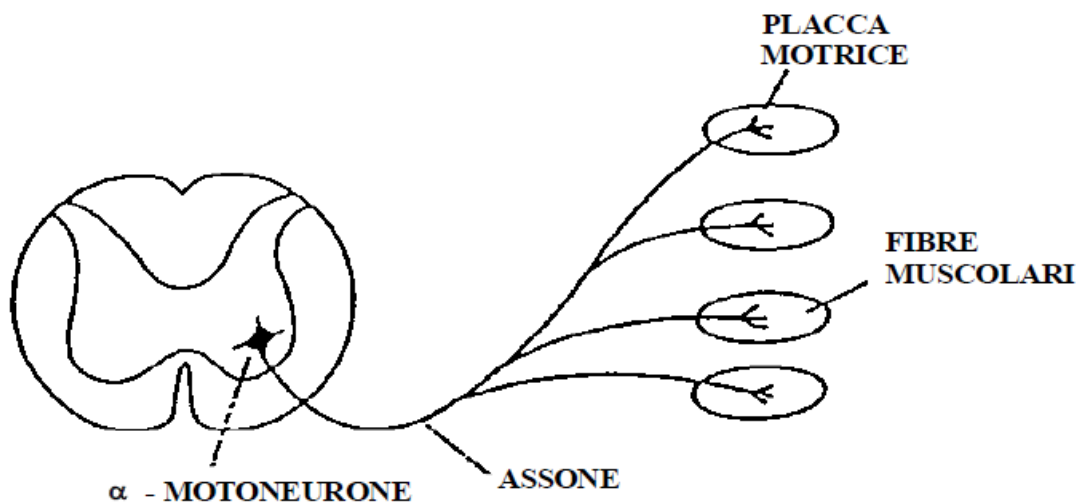


Figura 1.6: Rappresentazione schematica di una singola unità motoria[2]

1.2.4 Il potenziale d'azione muscolare

Ogni potenziale d'azione nervoso comporta l'esocitosi di circa cento vescicole sinaptiche della placca motrice, che a loro volta generano un potenziale d'azione postsinaptico eccitatorio (potenziale di placca), ovvero una depolarizzazione di 30-40mV, ben sopra la soglia d'innescio del potenziale d'azione muscolare. Quest'ultimo agisce da innescio per la contrazione muscolare.

Partendo da un potenziale a riposo di circa -90mV , il potenziale d'azione presenta una fase di depolarizzazione, dovuta all'apertura dei canali voltaggio dipendenti dello ione sodio, che porta il potenziale di membrana a $20\text{-}30\text{mV}$. Segue la fase di ripolarizzazione, dove i canali Na diventano inattivi e si aprono i canali voltaggio-dipendenti dello ione potassio, portando il potenziale di membrana al valore di riposo (-90mV). Rispetto al PdA neuronale, quello muscolare ha una durata molto maggiore ($10\text{-}30\text{ms}$) dovuta alla presenza del potenziale postumo invertito, che porta a un rallentamento nella fase di ripolarizzazione. Esso è causato dalla lenta propagazione del PdA muscolare nei tubuli trasversi. Essendo la contrazione dei sarcomeri causata dal PdA muscolare, anch'essa si presenta sotto forma di onda che si propaga lungo la fibra muscolare anche se con una latenza, ma la durata dell'onda elettrica è molto minore rispetto a quella meccanica. Per quanto riguarda la refrattarietà, il PdA muscolare presenta prima la fase di refrattarietà assoluta, nella quale nessuno stimolo di qualsiasi intensità può innescare un ulteriore PdA, seguita poi dalla seconda fase di refrattarietà relativa, dove la soglia di innesco del PdA si alza. Rispetto alla risposta contrattile, però, l'evoluzione temporale del PdA muscolare termina molto prima, avendo come conseguenza la possibilità per la fibra muscolare scheletrica di rispondere ad un secondo stimolo durante la sua contrazione.

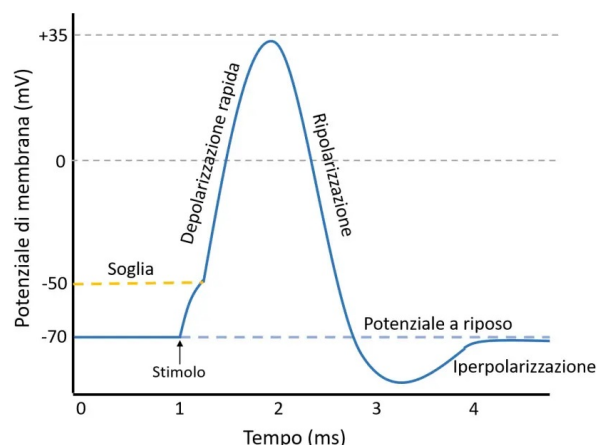


Figura 1.7: Andamento del potenziale di membrana durante un potenziale d'azione muscolare[1]

1.2.5 Il reclutamento delle fibre muscolari

La maggior durata della risposta contrattile rispetto al periodo di refrattarietà sta alla base di una caratteristica essenziale delle fibre muscolari scheletriche: la sommabilità delle scosse muscolari. Il PdA muscolare segue la legge del tutto o nulla, quindi una volta evocato genererà un eccitamento elettrico massimale della fibra muscolare. Un singolo PdA muscolare provoca una risposta meccanica chiamata scossa muscolare semplice, la quale prevede una rapida contrazione seguita da un rilasciamento più lento. Se invece più PdA muscolari si ripetono a in-

tervalli sufficientemente brevi, avviene la somministrazione delle scosse, formando una contrazione più duratura e forte chiamata tetano muscolare. Se la frequenza dei PdA muscolari non è sufficientemente alta si va incontro al tetano incompleto e dunque a una contrazione discontinua delle fibre. L'intensità della contrazione nel tetano completo può raggiungere fino a 2-3 volte quella di una contrazione semplice. Si fa presente che il tetano è la normale modalità di contrazione dei muscoli scheletrici, dato che in condizioni fisiologiche essi ricevono scariche ripetitive di PdA neuronali dai motoneuroni. La forza di contrazione delle fibre muscolari scheletriche ha una dipendenza direttamente proporzionale a due fattori: il numero di miofibre attive e la frequenza dei PdA neuronali prodotti dai motoneuroni. Si conclude che la capacità di generare più o meno forza di un muscolo dipende esclusivamente dal sistema nervoso.[1]

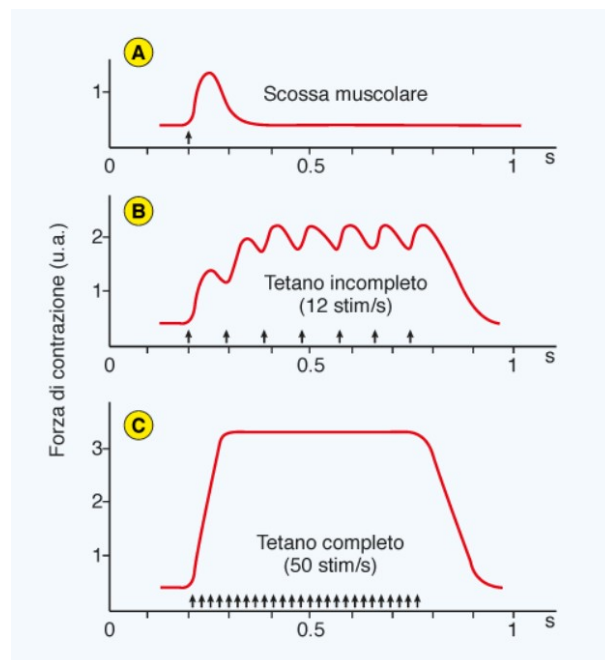


Figura 1.8: Rappresentazione della forza sviluppata dal muscolo in una *scossa semplice* **A**, in un *tetano incompleto* **B** ed in un *tetano completo* **C**[1]

Capitolo 2

ELETTROMIOGRAFIA

2.1 Introduzione all'elettromiografia

L'elettromiografia (EMG) è la registrazione e il successivo studio dell'attività elettrica muscolare durante la sua contrazione. Il segnale EMG è assai complesso, in quanto dipende dalle proprietà fisiologiche e anatomiche dei muscoli e dallo stato del sistema nervoso periferico.[2]

Generalmente, a seconda del metodo utilizzato per la registrazione del segnale, l'EMG si suddivide in elettromiografia di *superficie* (sEMG) e elettromiografia ad *ago* (o elettro-neurografia, ENG). Nel caso di sEMG il segnale è prelevato utilizzando degli elettrodi aderenti alla pelle, registrando i potenziali di un gruppo di unità motorie e la loro velocità di conduzione. L'EMG ad ago, invece, prevede l'utilizzo di sottili aghi sottocutanei che entrano in contatto diretto con le fibre muscolari e quindi è possibile analizzare la singola unità motoria.

L'impiego dell'EMG come strumento di confronto ha portato al suo utilizzo in molteplici campi:

- *Riabilitazione*: fisioterapia, post-operatoria, post-incidente;
- *Ergonomia*: prevenzione del rischio e design ergonomico;
- *Ricerca medica*: ortopedia, chirurgia (analisi pre-chirurgica) e neurologia (deficit periferico di sensibilità o forza);
- *Sport*: riabilitazione sportiva, biomeccanica, analisi del movimento, allenamento degli atleti;

[3]

2.2 L'elettromiografo

Lo strumento utilizzato per un esame elettromiografico è denominato *elettromiografo*, ed è possibile schematizzare la sua struttura come segue (figura 2.1).

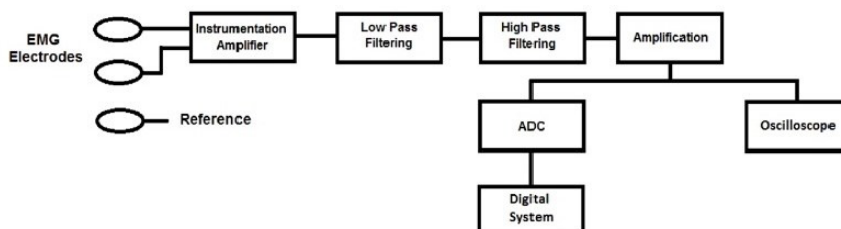


Figura 2.1: Schema di funzionamento di un elettromiografo[4]

Partendo dal paziente, che rappresenta la sorgente del segnale, si incontrano gli *elettrodi*, seguiti dal blocco di manipolazione del segnale costituito dalla *preamplificazione*, dai *filtri* e dall'*amplificazione*.

2.2.1 Gli elettrodi

Le registrazioni elettromiografiche standard richiedono l'uso di almeno due elettrodi, in quanto tutte le registrazioni sono differenziali, ovvero il segnale misurato per primo viene comparato con ottenuto per secondo.[5]

Configurazioni

In base al posizionamento degli elettrodi, si possono distinguere tre diverse configurazioni:

- **Monopolare:** Come suggerisce il nome, in questa configurazione viene posto un solo elettrodo in prossimità delle fibre di interesse, mentre un secondo elettrodo è posizionato ad una distanza tale da rendere minimo il contributo delle fibre attive. Questa configurazione è utilizzata per la sua semplicità, ma è sconsigliata in quanto rileva qualsiasi segnale elettrico in prossimità della zona di interesse.
- **Bipolare:** Nella configurazione bipolare vengono utilizzati due elettrodi posti sulla superficie di rilevamento, posti a 1-2 cm l'uno dall'altro, con l'ausilio di un terzo elettrodo di riferimento. I segnali derivanti dai due elettrodi di rilevamento sono collegati ad un amplificatore differenziale, il quale sopprime i segnali di modo comune di entrambi gli input e ne amplifica la differenza. Questa configurazione riesce quindi a colmare le mancanze di quella monopolare. Infatti, la configurazione bipolare è quella maggiormente utilizzata.

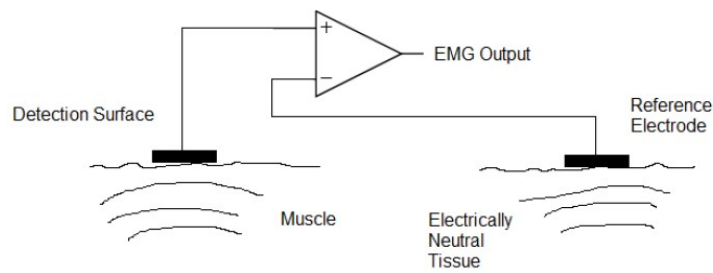


Figura 2.2: Configurazione monopolare[4]

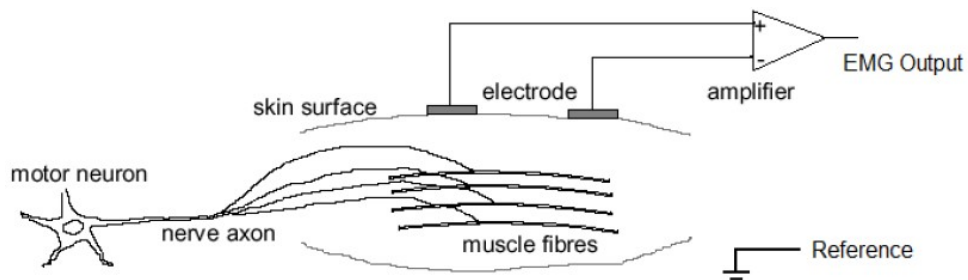


Figura 2.3: Configurazione bipolare[4]

- **Multipolare:** La terza e ultima configurazione prevede l'uso di più di due superfici di rilevamento per l'acquisizione del segnale EMG, sempre con l'aiuto dell'elettrodo di riferimento. Questa configurazione permette di ridurre ulteriormente i problemi relativi al rumore e il crosstalk, ovvero le attività elettriche generate da muscoli che non sono quelli in osservazione.

Tipologie di elettrodi

Gli elettrodi per l'elettromiografia si dividono in due gruppi principali: gli elettrodi ad *inserimento* e gli elettrodi di *superficie*.

- Gli elettrodi ad inserimento si dividono a loro volta in elettrodi ad ago e a filo sottile. Quelli ad ago sono ampiamente utilizzati nelle valutazioni neuromuscolari[4]. Generalmente vengono utilizzati degli aghi concentrici composti da una cannula esterna d'acciaio, che funge da elettrodo di riferimento, con al suo interno un elettrodo a filo, tipicamente in platino, che rappresenta l'elettrodo attivo. La registrazione differenziale è acquisita misurando i potenziali dei due elettrodi. Questa tipologia di elettrodi ad ago è generalmente preferita agli aghi monopolari, i quali sono composti da un nucleo di acciaio inossidabile ricoperto da teflon, eccetto la punta dell'ago che funge da elettrodo attivo. L'elettrodo di riferimento potrebbe essere un ulteriore ago o un elettrodo di superficie, posti a debita distanza dall'elettrodo attivo e in una zona elettricamente silenziosa[5]. Gli elettrodi ad ago

hanno due principali vantaggi: il primo è la possibilità, grazie alla piccola area di rilevamento, di registrare il singolo potenziale d'azione dell'unità motoria (MUAP) durante contrazioni a forza relativamente bassa; il secondo consiste nel riuscire a riposizionare l'elettrodo, dopo l'inserimento, all'interno del muscolo, permettendo così l'esplorazione di nuove porzioni di tessuto. Gli elettrodi a filo sottile, invece, sono costituiti da filamenti flessibili, di diametro molto ridotto (0,30-0,45 mm), altamente non ionizzanti e isolati. Sono tipicamente prodotti in leghe di platino, argento, nichel e cromo. Grazie alla loro sottigliezza, questi elettrodi sono meno dolorosi di quelli ad ago e variandone la lunghezza è possibile analizzare muscoli diversi.[4]



Figura 2.4: Elettrodo ad ago concentrico - *Ambu® Neuroline™ concentrico. Ambu Forever Forward.* <https://www.ambu.it/neurologia/elettrodi-per-emg/prodotto/ambu-neuroline-concentric>

- Gli elettrodi di superficie consentono una misura non invasiva del segnale EMG. Il loro funzionamento è dovuto ad un equilibrio chimico tra la superficie di rilevamento e la pelle del soggetto, attraverso la conduzione elettrolitica, in modo da far scorrere la corrente attraverso l'elettrodo. Il vantaggio principale degli elettrodi di superficie è la loro semplicità e la facilità di applicazione. Al contrario degli elettrodi ad inserimento, quelli di superficie non richiedono una rigorosa supervisione medica durante l'applicazione. Nonostante questo, gli elettrodi di superficie necessitano comunque di un'adeguata preparazione del soggetto e posizionamento degli stessi elettrodi. La sEMG ha però delle limitazioni: l'applicazione degli elettrodi sulla pelle comporta un rilevamento dei soli muscoli superficiali. Un ulteriore problema rilevante è il crosstalk causato da altri muscoli, la cui soluzione è il mantenimento della posizione degli elettrodi congrua con la pelle, altrimenti il segnale risulta distorto.

Gli elettrodi di superficie più utilizzati sono quelli adesivi a gel e usa e getta. Gli elettrodi a gel contengono una sostanza gelificata elettrolitica che si interpone tra la pelle e l'elettrodo. Nella giunzione metallica dell'elettrodo, solitamente composta da Ag-AgCl,

avvengono delle reazioni di ossidazione e riduzione. Lo strato di Ag-AgCl permette alla corrente di fluire più liberamente dal muscolo attraverso la giunzione tra l'elettrolita e l'elettrodo. Questo comporta un minor rumore di natura elettrica durante la misura rispetto agli altri tipi di elettrodi metallici. Per questo gli elettrodi Ag-AgCl sono impiegati nell'oltre 80% delle applicazioni dell'sEMG.[4] Per massimizzare l'efficienza degli elettrodi a gel, è necessario preparare adeguatamente la pelle del paziente, in modo da ridurre il più possibile l'impedenza. Bisogna innanzitutto radere con una lametta la zona di applicazione degli elettrodi e successivamente pulire la pelle con una pasta abrasiva, così da rimuovere lo strato corneo dell'epidermide, ovvero uno strato di circa 20 cellule morte e appiattite che creano un ostacolo al passaggio della corrente elettrica. Oltre alla preparazione della pelle, è necessario anche posizionare gli elettrodi secondo dei criteri specifici. Per esempio, gli elettrodi devono essere posti nel punto di maggior diametro del fuso muscolare e la distanza dalla superficie è minima. La loro forma è tipicamente circolare con un diametro che varia dai 2,5 cm ai 5,5 cm, mentre la superficie conduttiva è di circa 1 cm.[6]

Gli elettrodi di superficie sono suddivisibili in due categorie: *attivi e passivi*. Gli elettrodi attivi contengono un circuito di pre-amplificazione che permette di ridurre il rumore in ingresso, come tensioni parassite dovute al movimento degli elettrodi o ad accoppiamenti capacitivi. Gli elettrodi passivi, invece, necessitano un collegamento ad un circuito di amplificazione esterno tramite dei cavi adatti al rilevamento dell'EMG.[4]



Figura 2.5: Elettrodo a gel usa e getta - Srl, D. S. (n.d.). *Acquista Elettrodi ECG Monouso a bottone in TNT 50 mm - gel Solido, doctor shop.*https://www.doctorshop.it/Prodotti/monouso-mn/elettrodi-MN-7/elettrodi-per-ecg-MN-7-02/elettrodi-ecg-monouso-a-bottone-in-tnt-55-mm-gel-solido-103440?gad_source=1&gclid=CjwKCAjwooq3BhB3EiwAYqYoEs-iSqLvRLMpbDrUY3RMmxLf8rxmu0zaIv3d1L-Hrr_x1D7xW8883hoCiXwQAvD_BwE

2.2.2 Preamplificazione

Il segnale EMG è acquisito tramite la tecnica di amplificazione differenziale. L'amplificatore differenziale dovrebbe avere idealmente un'impedenza d'ingresso infinita e un'impedenza d'uscita nulla. Nella realtà si cerca quindi di avere le impedenze d'ingresso e d'uscita rispettivamente il più alta e più bassa possibile. La preamplificazione differenziale permette di amplificare il segnale utile e di diminuire drasticamente il rumore. Questa tipologia di amplificazione si ottiene grazie alla presenza di un amplificatore per strumentazione ad alta impedenza d'ingresso. Tipicamente viene utilizzato un circuito con tre amplificatori operazionali, come mostrato di seguito (figura 2.6)

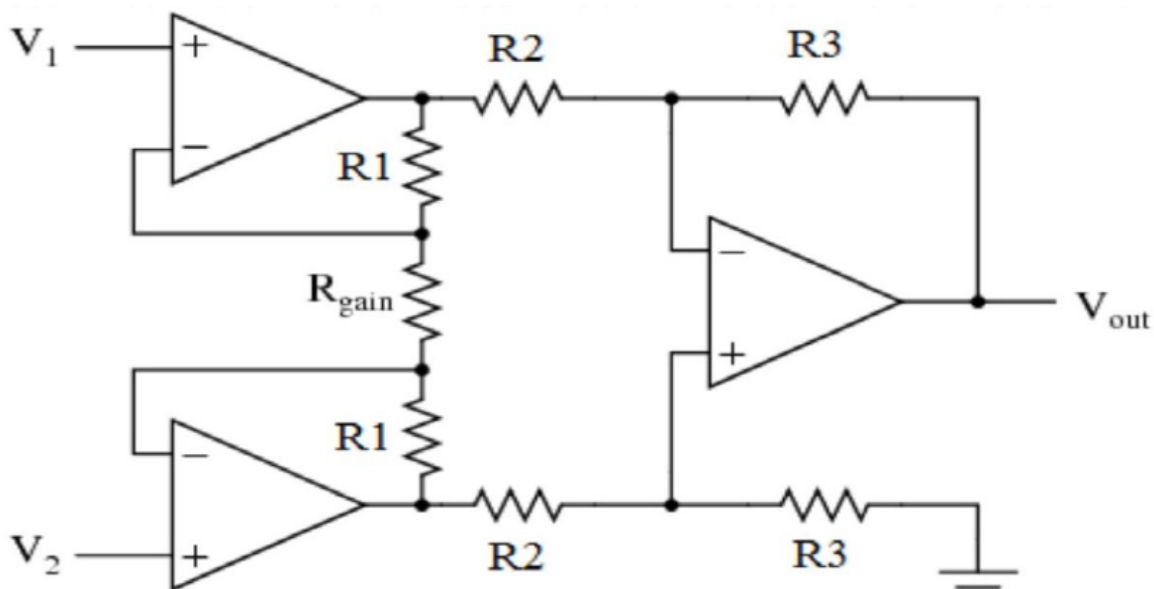


Figura 2.6: Amplificatore per strumentazione a tre amplificatori[4]

L'amplificazione differenziale consiste nel sottrarre i voltaggi in ingresso V_1 e V_2 . In questo modo, la parte di rumore nel segnale, che è comune tra V_1 e V_2 , si annulla. Un esempio di rumore annullato in questa maniera è l'interferenza di linea. La capacità di un amplificatore differenziale di annullare segnali comuni ad entrambi gli ingressi è denominata *rapporto di reiezione di modo comune (CMMR)*. Il suo valore è calcolato tramite il rapporto tra il guadagno differenziale e quello di modo comune ed è considerato sufficiente se è uguale o superiore a 90 dB. Con le ultime tecnologie si è riuscito a portare questo valore a 120 dB, ma è sconsigliato utilizzare un CMMR così elevato, in quanto il rumore elettrico rilevato dagli elettrodi potrebbe non essere in fase e quindi amplificato.

2.2.3 Filtraggio

Nonostante l'amplificazione differenziale, il rumore gioca un ruolo importante nell'impedire un rilevamento pulito del segnale EMG. Per questo motivo, dopo la preamplificazione, viene inserito un sistema di filtraggio, con lo scopo di ripulire ulteriormente il segnale. Le frequenze del rumore che intaccano il segnale EMG possono essere sia alte che basse.[4]

Filtro passa-alto

Il filtro passa-alto è utilizzato per rimuovere le componenti a bassa frequenza di un determinato segnale elettrico, come ad esempio il movimento degli elettrodi[5]. Per configurare questa tipologia di filtri si varia un valore denominato *frequenza di taglio* f_c , il quale rappresenta la frequenza al di sotto della quale tutte le frequenze sono eliminate, mentre al di sopra di essa le frequenze sono mantenute. La zona in cui la risposta del filtro è pari a 1, dunque il segnale è totalmente trasmesso, è nota come *regione passa-banda*. Al contrario, dove la risposta del filtro è 0 e il segnale è attenuato, il nominativo è *regione blocca-banda*.

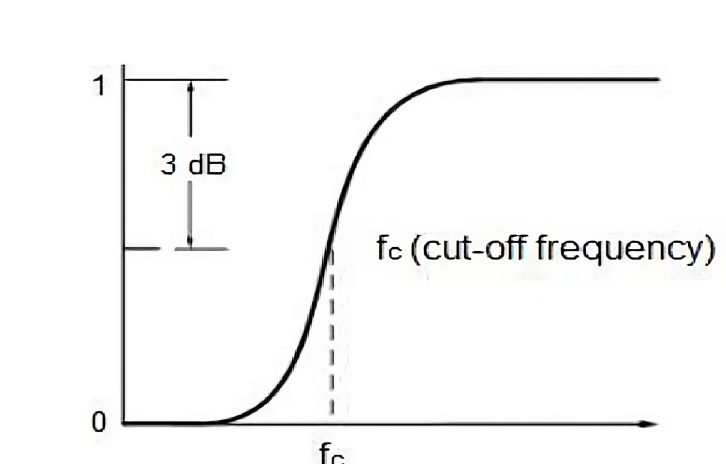


Figura 2.7: Andamento in frequenza di un filtro passa alto [4]

Il più semplice filtro passa-alto realizzabile è costituito da un condensatore in serie ad un resistore, la tensione di uscita viene misurata ai capi del resistore ed è classificato come filtro di primo ordine, L'equazione per ricavare la frequenza di taglio in un filtro passa-alto di primo ordine è

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.1)$$

L'attenuazione in un filtro di primo ordine è di 20 dB/dec.

In un filtro di secondo ordine, invece, vengono implementati dei componenti attivi. Un esempio è illustrato in figura 2.9, dove si può notare il circuito composto da due filtri di primo ordine in serie e un amplificatore operazionale. In questa configurazione, se $R_1 = R_2$ e $C_1 =$

C_2 , l'equazione per la frequenza di taglio è identica alla (2.1). L'attenuazione di un filtro di secondo ordine è di 40 dB/dec. Inoltre, l'utilizzo di componenti attivi permette di isolare il filtro dal resto della circuiteria [4].

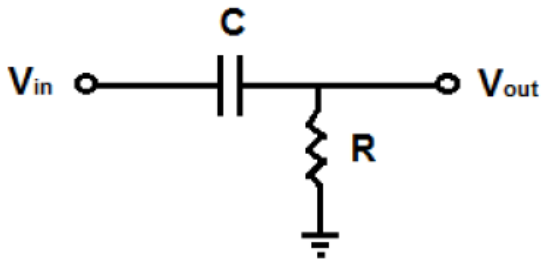


Figura 2.8: Filtro PA di primo ordine[4]

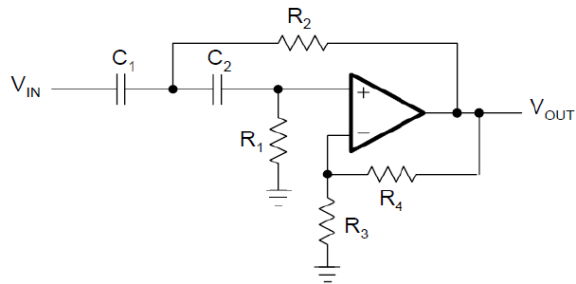


Figura 2.9: Filtro PA di secondo ordine[4]

Filtro passa-basso

Il filtro passa-basso è concettualmente opposto a quello passa-alto. La banda passante in questo caso è composta dalle frequenze inferiori alla frequenza di taglio, mentre la banda di arresto è costituita dalle frequenze maggiori alla f_c [4]. Bisogna porre attenzione al dimensionamento della frequenza di taglio. Infatti, se viene scelto un valore troppo basso, c'è il rischio che il sistema non riesca a rilevare correttamente l'ascesa del potenziale, in quanto contiene le frequenze più alte del segnale[5].

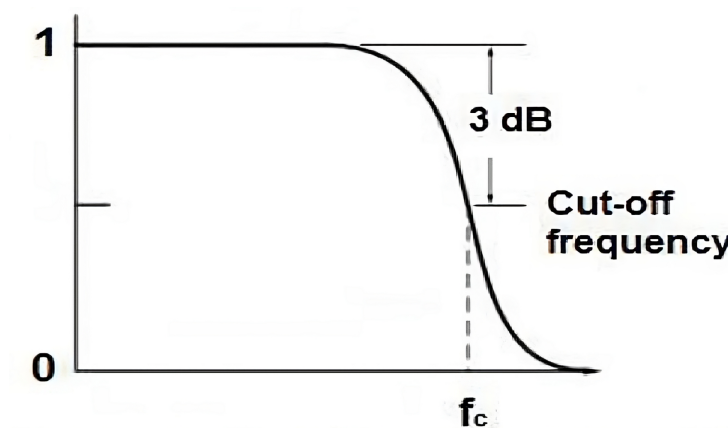


Figura 2.10: Andamento in frequenza di un filtro passa-basso[4]

Il più semplice filtro passa-basso realizzabile è costituito da un resistore e da un condensatore in serie. L'unica differenza da un filtro passa-alto è l'ordine con cui sono disposti i componenti, che è opposto. La tensione di uscita in questo caso viene rilevata ai capi del condensatore, come mostrato in figura 2.10. Come nel filtro passa-alto, è possibile avere un filtro di primo ordine ed

il più efficiente filtro di secondo ordine. Per ricavare la frequenza di taglio si utilizza l'equazione 2.1, valida per i filtri di primo ordine e per quelli di secondo ordine se $R_1 = R_2$ e $C_1 = C_2$.

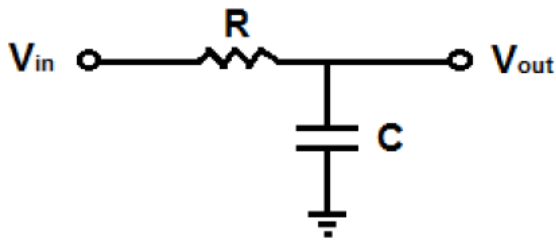


Figura 2.11: Filtro PB di primo ordine[4]

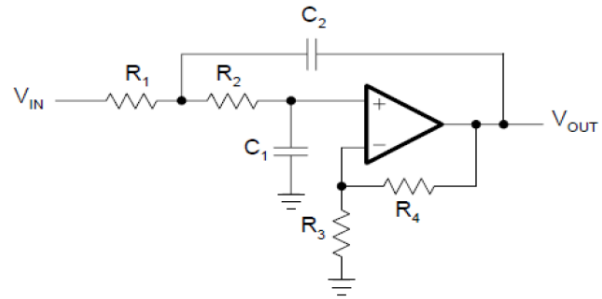


Figura 2.12: Filtro PB di secondo ordine[4]

2.2.4 Amplificazione

L'amplificazione post-filtraggio è necessaria per alzare il segnale EMG ottenuto ad un livello consono per l'analisi. Questa amplificazione può essere facilmente ottenuta tramite un amplificatore non invertente (figura 2.13). L'amplificazione può essere strutturata a più stadi, mettendo più amplificatori in cascata, per soddisfare i requisiti del controllore. Il valore di guadagno di un amplificatore non invertente è definito dalla seguente equazione:

$$A_v = 1 + \frac{R_1}{R_2} \quad (2.2)$$

Il segnale EMG, essendo un segnale debole ($1 - 10mV$), necessita di un'amplificazione adeguata. Il valore del guadagno deve essere dimensionato correttamente in base al tipo di muscolo. Per muscoli molto forti può essere sufficiente un guadagno di 500-1000, mentre per i muscoli più deboli si può dover arrivare ad un guadagno anche di 10000. Un'ulteriore fattore da tenere in considerazione è il soggetto che si va ad esaminare, in quanto un paziente può avere risposte muscolari più forti o più deboli rispetto ad altri.

2.2.5 Conversione analogico-digitale ADC

Per poter visualizzare e analizzare il segnale tramite computer, è prima necessario convertirlo da analogico a digitale. La conversione consiste nel trasformare il segnale in bit tramite campionamento e quantizzazione. Il campionamento è un processo che prevede il passaggio dal dominio del tempo continuo a quello del tempo discreto. Esso è regolato da un parametro denominato *frequenza di campionamento* f_c , la quale determina il numero di campioni che l'ADC preleva in un secondo. La scelta del suo valore è guidata dal teorema di Nyquist: la frequenza di cam-

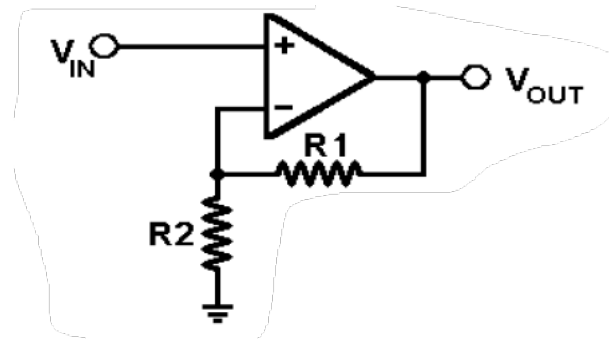


Figura 2.13: Amplificatore non invertente[4]

Il campionamento deve essere non inferiore al doppio della frequenza massima prevista per il segnale (equazione 2.3).

$$f_c \geq 2f_{max} \quad (2.3)$$

Se viene preso un valore troppo basso si riscontra il fenomeno di aliasing, ovvero la sovrapposizione dello spettro del segnale che provoca la perdita di informazioni[3].

La quantizzazione, invece, ha la funzione di discretizzare l'ampiezza del segnale. La risoluzione in ampiezza desiderata ha un impatto diretto sul numero di bit necessari per l'ADC. La loro relazione è la seguente

$$V_{resolution} = \frac{V_{range}}{(2)^n} \quad (2.4)$$

Quindi, maggiore è il numero di bit, minore sarà la risoluzione. I convertitori AD attuali utilizzano solitamente 24 bit o più, i quali sono più che sufficienti per la maggior parte delle applicazioni.

Capitolo 3

SEGNALE EMG

3.1 Rilevamento del segnale

3.1.1 Origine del segnale

Come già visto, un potenziale d'azione, propagandosi attraverso il motoneurone e tutti i suoi rami, arriva ad attivare le fibre muscolari innervate e di conseguenza a depolarizzare la loro membrana post sinaptica. Questa depolarizzazione è accompagnata da un movimento di ioni, questo comporta la formazione di un campo magnetico in prossimità delle fibre muscolari. Posizionando un elettrodo all'interno di questo campo, esso rileverà un potenziale, la cui escursione temporale è nota come *potenziale d'azione*[2]. La zona di depolarizzazione ha un'espansione di circa $1-3 \text{ mm}^2$ e viaggia lungo la fibra muscolare a una velocità di 2-6 m/s, passando anche attraverso la zona in cui è situato l'elettrodo.

3.1.2 Potenziale d'azione dell'unità motoria (MUAP)

Essendo l'unità motoria un insieme di fibre muscolari, gli elettrodi rilevano l'attività di tutte le fibre innervate nell'UM. Il segnale rilevato è noto come *Motor Unit Action Potential (MUAP)*, tradotto in "potenziale d'azione dell'unità motoria". La forma e la dimensione possono essere influenzate dalla orientazione geometrica delle fibre in relazione alla localizzazione dell'elettrodo.

La ripetuta attivazione dell'unità motoria genera quello che viene chiamato un *treno di MUAP*. Il segnale EMG di superficie è costituito dalla sovrapposizione di questi treni di MUAP. Da un punto di vista matematico, il segnale sEMG è la somma lineare di tutti i contributi dati dai treni di MUAP rilevati dagli elettrodi, esso è osservato come un segnale bipolare con una distribuzione simmetrica di ampiezze positive e negative, avendo come conseguenza una media nulla. Questo segnale è noto anche come *tracciato di interferenza*.

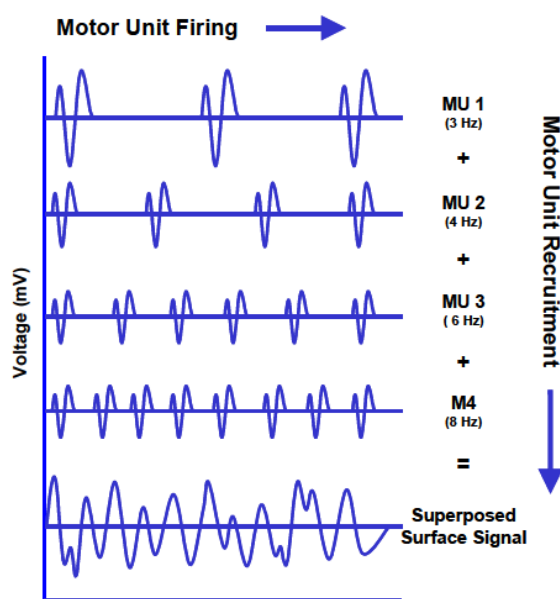


Figura 3.1: Il reclutamento e la frequenza di firing dell'unità motoria modula la forza in output del muscolo, questo si riflette sul tracciato di interferenza[3]

I due meccanismi principali che influenzano l'ampiezza e la densità del segnale sEMG sono il numero di unità motorie reclutate e la frequenza con cui queste vengono attivate, nota come frequenza di firing. Questi due fattori influenzano direttamente il controllo della contrazione muscolare e la modulazione della forza generata dal muscolo.

3.1.3 Segnale EMG grezzo

Un segnale EMG non filtrato e non elaborato è chiamato *segnale EMG grezzo*. Nella figura sottostante (figura 3.2), si può osservare una registrazione sEMG di una triplice contrazione statica di un bicipite.

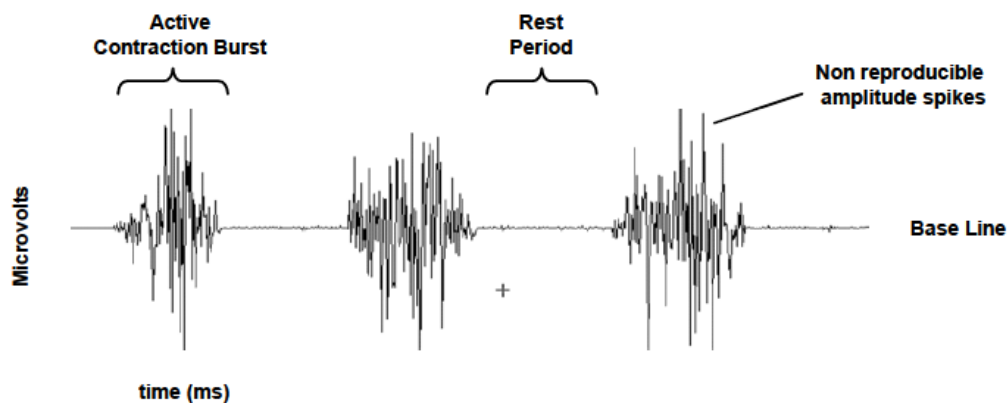


Figura 3.2: EMG grezzo di un bicipite che esegue tre contrazioni[3]

Nel periodo in cui il muscolo è rilassato, si può notare una linea di fondo quasi priva di rumore. Essa dipende da molteplici fattori, come la qualità degli amplificatori dell'elettromiografo, il rumore ambientale e la qualità delle condizioni in cui si preleva il segnale. In condizioni ottimali la linea di fondo di un segnale EMG dovrebbe non superare i $3 - 5\mu V$

Passando al periodo di contrazione del muscolo, invece, è importante specificare che, per sua natura, il pattern dei picchi del segnale EMG grezzo è casuale, questo comporta l'impossibilità di replicare una contrazione esattamente come quella precedente. Questa casualità è dovuta al continuo cambiamento del numero di unità motorie reclutate, in relazione con la matrice di unità motorie disponibile.

Il segnale EMG grezzo può variare in ampiezza in un range di $\pm 5000\mu V$ e con una frequenza compresa tra i 6 e i 500 Hz, mostrando una potenza maggiore tra i 20 e i 150 Hz.

3.2 Lo spettro del segnale

Per permettere un ulteriore approccio e una più semplice elaborazione del segnale, i dispositivi odierni riescono in breve tempo a fornire la distribuzione in frequenza del segnale EMG. Tale distribuzione è denominata *Spettro* del segnale ed è calcolata tramite la *Fast Fourier Transform (FFT)*. Il tipico range di frequenze di un EMG di superficie è tra i 10 e i 250 Hz. La rappresentazione grafica dello spettro viene chiamata *spettro di potenza*, nella quale la distribuzione della potenza in frequenza (asse Y) è in relazione con la banda di frequenza (asse X).

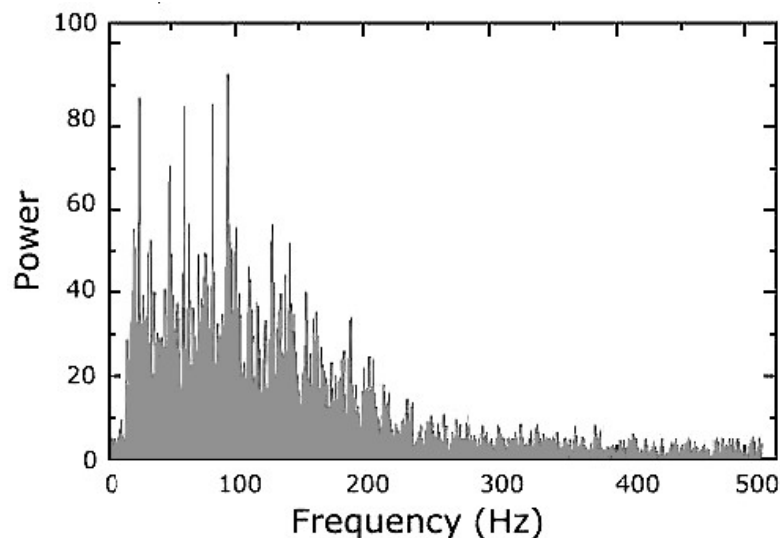


Figura 3.3: Spettro del segnale EMG della contrazione del bicipite. [Monitoring of Upper-Limb EMG Signal Activities Using a Low Cost System; Towards a Power-Assist Robotic Arm - Scientific Figure on ResearchGate. Available from: https://www.researchgate.net/figure/Frequency-spectrum-of-the-EMG-signal-11_fig3_313251323]

Nel caso del segnale EMG, il suo spettro è costituito da due parti:

- La prima prevede le frequenze di firing delle unità motorie più grandi e reclutate per ultime. Contribuiscono nello spettro con dei picchi attorno alla frequenza media di sparo delle UM, ovvero tra i 10-40 Hz
- La seconda è caratterizzata dalla forma dei MUAP, varia tra i 50 e i 100 Hz, ed è funzione di vari fattori, quali la fatica muscolare, la distanza delle fibre, la disposizione e la forma degli elettrodi. In particolare si è notato che, con l'aumentare della fatica muscolare e quindi con il procedere dell'esercizio, lo spettro si concentra verso le basse frequenze. Questo ha comportato un incremento in ampiezza.

3.3 Elaborazione del segnale

Nonostante il segnale EMG, al suo stato più grezzo, può comunque fornire informazioni utili per la sua interpretazione, necessita in ogni caso di una elaborazione digitale per permettere una maggiore attendibilità dei dati. Questo a causa di rumori e artefatti casuali che, non avendone ben noti spettro e entità, non possono essere rimossi tramite filtraggio hardware. Bisogna porre attenzione durante l'elaborazione del segnale poiché, una volta eseguita, gli artefatti e il segnale vero e proprio diventano indistinguibili.

A seguire verranno illustrate solo alcune tecniche di elaborazione del segnale, in quanto esse sono molteplici e sono in continua evoluzione.

3.3.1 Rettifica (*full wave rectification*)

La rettifica è una tecnica di elaborazione che prevede la conversione di tutti i valori negativi del segnale in valori positivi, in modo da ottenere un segnale con solo valori non negativi. Rispetto ad un segnale EMG grezzo, possedente la caratteristica di avere media nulla, avere un segnale a valori non nulli permette di ricavare i tipici parametri in ampiezza di un segnale, quali la media, il valore del picco massimo e l'area sottesa alla curva. Ottenere questi parametri è utile per fare un confronto tra più pazienti, previa normalizzazione. Il vantaggio di eseguire la rettificazione durante l'elaborazione, e non tramite circuito fisico, è la possibilità di ottenere i parametri sopracitati mantenendo una copia del segnale grezzo, così da poter eseguire altre tecniche di elaborazione su di esso.

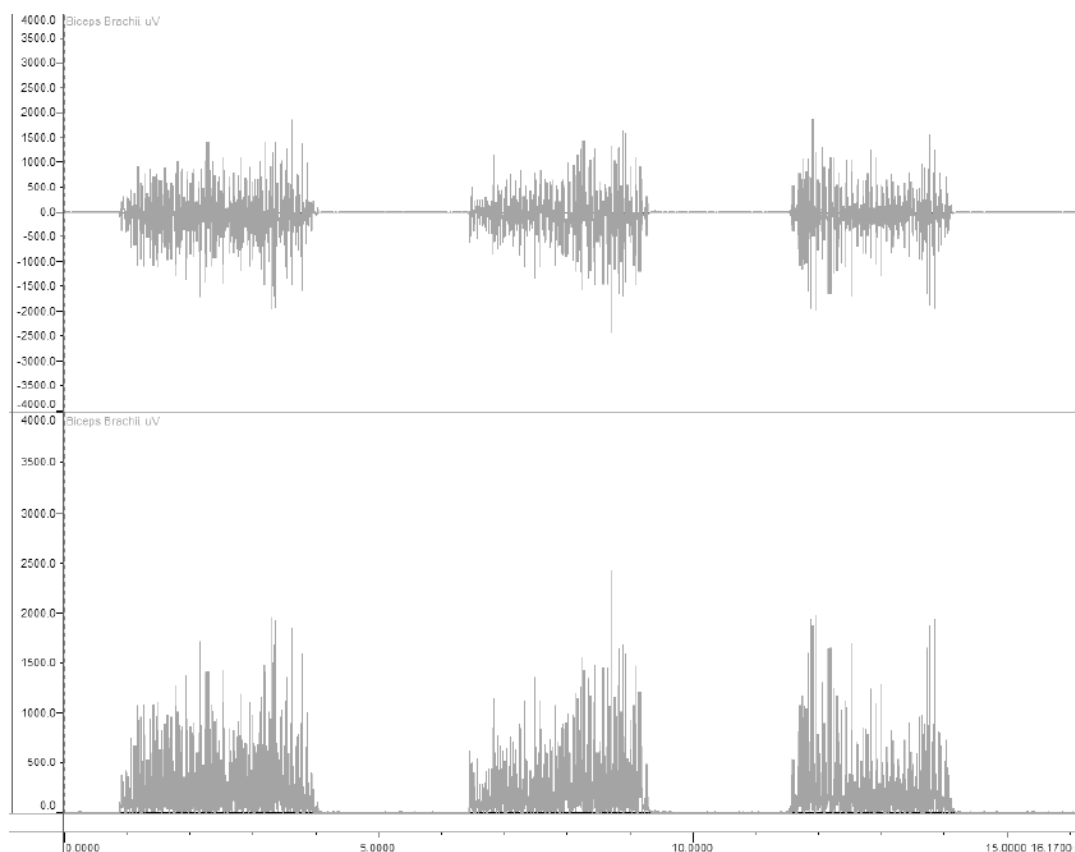


Figura 3.4: Effetto della rettifica applicata ad un segnale EMG ricavato dalla triplice contrazione di un bicipite [3]

3.3.2 Smoothing

La tecnica dello smoothing è utilizzata per minimizzare i contributi non riproducibili del segnale EMG, dovuti tipicamente alla continua variazione del numero di unità motorie reclutate e dai loro potenziali d'azione. Lo smoothing prevede l'uso di algoritmi di livellamento digitali, mettendo in risalto l'andamento medio del segnale[3]. Gli algoritmi più utilizzati sono due:

- **Media mobile (Movag):** per applicare lo smoothing ad un segnale tramite media mobile, è necessario selezionare una finestra da utilizzare durante l'elaborazione. Questa finestra è caratterizzata da due fattori: il numero di punti, o lunghezza della finestra, ovvero la lunghezza del segnale da elaborare ad ogni passo; il valore ponderale attribuito a ogni punto della finestra, noto come *tipo* di finestra. Una volta definiti questi due valori, è possibile calcolare un valore rappresentativo per ogni finestra. Il segnale verrà rappresentato da tutti i valori calcolati per ogni finestra, formando una curva più smussata[7].
- **Root Mean Square (RMS):** questo algoritmo prevede il calcolo della radice quadrata, in modo da riflettere la potenza media del segnale. Tramite l'utilizzo di una finestra

temporale (N) con ampiezza scelta a piacere, è possibile applicare la seguente formula[6]:

$$RMS(k) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} X(k-i)^2} \quad (3.1)$$

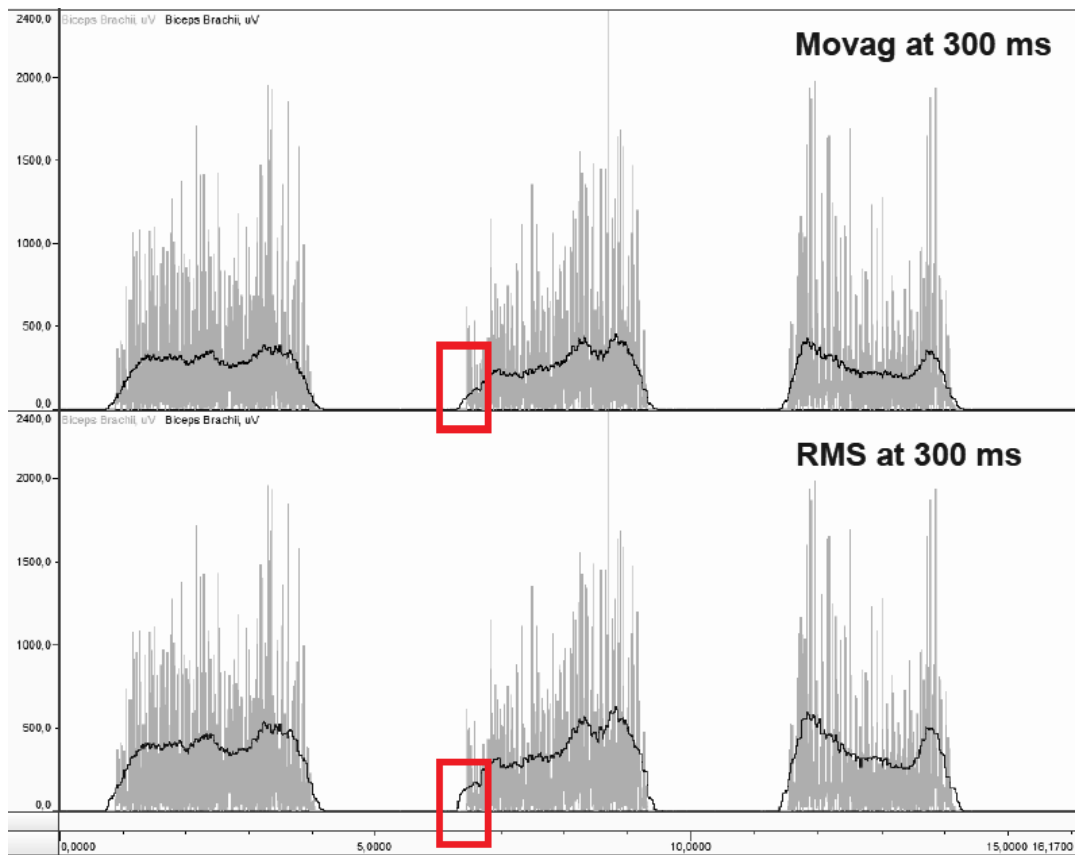


Figura 3.5: Confronto dei due algoritmi di smoothing utilizzando la stessa finestra temporale. Essendo simili in quanto forma, la differenza che si può osservare è che l'algoritmo RMS (tracciato in basso) mostra un'ampiezza maggiore rispetto all'algoritmo Movag (tracciato in alto) [3]

Per poter applicare gli algoritmi, è necessario in entrambi i casi la definizione di finestre temporali che, nel caso di segnale EMG, hanno una durata che varia tra i 20 ms (movimenti rapidi) e i 500 ms (movimenti lenti). Per ottenere buoni risultati in qualsiasi caso è consigliato un valore tra i 50 e i 100 ms. Maggiore è il valore di durata della finestra, maggiore è il rischio di uno spostamento di fase nelle contrazioni con aumento del segnale (vedi rettangoli rossi in figura 3.5).

3.3.3 Normalizzazione

Come già visto, il segnale EMG è la somma dei potenziali d'azione misurati da un elettrodo durante una contrazione. Questa attività è solitamente espressa in millivolt, ma il dispositivo di acquisizione può fornire l'uscita in altre unità di misura. La normalizzazione è un processo per cui i valori del segnale elettrico vengono espressi in percentuale di attività muscolare. Con l'obiettivo di migliorare l'assoluta attendibilità del segnale EMG e fornire un'espressione dell'attivazione muscolare relativa, la normalizzazione richiede l'utilizzo di un valore di riferimento affidabile e standardizzato, rispetto al quale vengono misurati i dati sperimentali. Le caratteristiche di ampiezza e frequenza del segnale EMG grezzo sono note per essere sensibili a numerosi fattori interni ed esterni. La normalizzazione viene eseguita al fine di permettere la comparazione dell'attività muscolare tra muscoli diversi, individui diversi e attraverso il tempo.

Sono presenti numerosi metodi per normalizzare un segnale, ma tipicamente si utilizza come valore di riferimento la *massima contrazione volontaria (MVC)* del muscolo da esaminare. Questa è forse la tecnica più efficace per normalizzare un segnale EMG di un paziente sano, in quanto individui anziani o sintomatici non sono solitamente capaci di effettuare una contrazione a massimo sforzo. Ci sono, però, dei fattori che possono influenzare l'affidabilità e la validità del processo di normalizzazione. Questi fattori includono gli effetti inerziali all'inizio dell'esame, la fatica, la postura e la motivazione del paziente. In più, la normalizzazione non è una misura della tensione muscolare, ma una misura dell'attivazione muscolare espressa in percentuale rispetto alla MVC del paziente. Pertanto, l'EMG della MVC può non rappresentare la massima capacità di attivazione del muscolo o a lunghezze diverse da quelle in cui è stata eseguita l'MVC. Nonostante le complicanze sopracitate, la normalizzazione tramite MVC è la tecnica più utilizzata[8].

3.3.4 Filtraggio digitale

Nel rilevamento del segnale EMG, sono sempre presenti disturbi quali tensioni di offset in DC, movimento di elettrodi e cavi, interferenza di linea a 50 Hz e interferenze elettrostatiche. Per quanto accuratamente possano essere svolte le rilevazioni, questi disturbi non possono essere completamente evitati. Per questo il segnale viene elaborato tramite varie procedure. Una delle più diffuse è il filtraggio, ma in questo caso non è analogico, in quanto esso ha due maggiori svantaggi: non permette di mostrare la quantità di interferenze sul segnale che deve essere utilizzato, e il segnale non può essere rigenerato, in quanto la parte di esso che viene persa durante il filtraggio non può essere recuperata. Per evitare queste due problematiche, viene utilizzato il filtraggio digitale, qualora non sia necessaria una elaborazione in tempo reale. Inoltre, ha l'ulte-

riore vantaggio di essere indipendente dai problemi dovuti dall'hardware, come la temperatura e il deterioramento per invecchiamento.

Il filtro digitale è considerato un sistema sviluppato appositamente per soddisfare determinate condizioni note in partenza. Tramite l'apposita funzione di trasferimento, è possibile inibire certi intervalli di frequenza e mantenerne altri. Bisogna porre attenzione a non abusare di questa tecnica, in quanto i filtri creati non sono ideali e quindi non hanno una forma perfettamente rettangolare.

Sono noti 4 tipologie di filtri: passa-basso, passa-alto, passa-banda e notch. I filtri passa-basso e passa-alto sono già stati descritti nel capitolo 2, il filtro passa-banda non è che una combinazione tra i due, dunque, come suggerisce il nome, le frequenze mantenute sono solo quelle all'interno del range descritto dalle due frequenze di taglio. Il filtro notch è anch'esso una combinazione dei primi due filtri, ma con la particolarità di sopprimere solo una particolare frequenza del segnale. Questo filtro è fortemente utilizzato per inibire l'interferenza di linea a 50 Hz, la quale è sempre presente nei dispositivi elettronici[9].

3.4 Analisi del segnale

Per poter elaborare un'adeguata diagnosi e valutare correttamente l'attività elettrica del muscolo, è fondamentale eseguire un'analisi dei dati del segnale EMG. Esistono molteplici metodi per leggere e analizzare i tracciati EMG e i relativi spettri, in questo elaborato verranno descritti i seguenti due: l'*analisi spettrale* e l'*analisi Wavelet*.

3.4.1 Analisi spettrale

L'analisi spettrale non è altro che l'analisi del contenuto in frequenza di un segnale, la quale può risultare più semplice rispetto ad un'analisi nel dominio del tempo. Nel caso di un segnale EMG, l'analisi spettrale può essere impiegata tramite l'utilizzo di procedure basate sulla trasformata di Fourier, al fine di calcolare dei parametri caratteristici, come la frequenza media e mediana del segnale.

La frequenza mediana è quel valore di frequenza che separa lo spettro di potenza in due parti di egual energia. È calcolata come segue:

$$\int_{f_1}^{F_{median}} PS(f) \cdot df = \int_{F_{median}}^{f_2} PS(f) \cdot df \quad (3.2)$$

dove $PS(f)$ è lo spettro di potenza del sEMG calcolato con la trasformata di Fourier, mentre f_1 e f_2 rappresentano rispettivamente il valore minimo e il valore massimo di frequenza del segnale sEMG, assieme determinano la larghezza in banda del segnale.

La frequenza media, invece, è definita come la frequenza baricentrale dello spettro di potenza del segnale:

$$F_{mean} = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f \cdot PS(f) \cdot df}{\int_{f_1}^{f_2} PS(f) \cdot df} \quad (3.3)$$

Dove $PS(f)$, f_1 e f_2 hanno il medesimo significato dell'equazione 3.2.

Questi parametri spettrali sono correlati ai cambiamenti nelle velocità di conduzione della fibra muscolare e ai successivi cambiamenti nella durata del potenziale d'azione dell'unità motoria. È stato mostrato che le maggiori diminuzioni della frequenza media sono legati alle maggiori fluttuazioni della forza muscolare, definite come tremore[10].

3.4.2 Analisi Wavelet

La trasformata Wavelet è un metodo su scala temporale che prevede la decomposizione di un segnale in svariate componenti multirisoluzione, secondo una funzione di base denominata *funzione wavelet*. Quest'ultima è sia dilatata che traslata nel tempo intraprendendo una cross correlazione bidimensionale nel dominio del tempo del segnale sEMG. La WT è un approccio estremamente flessibile alla decomposizione di un segnale. Infatti, rispetto alle funzioni di base della trasformata di Fourier, ovvero funzioni tempo invarianti, le funzioni di base della WT sono tempo varianti e localizzate nel tempo, con posizione e scala definibili dall'utente. Questa trasformata fornisce un'ampia scelta di funzioni di base standardizzate, chiamate *mother wavelet function*, con la possibilità di progettare una funzione personalizzata all'occorrenza. I maggiori vantaggi della WT, quindi, sono:

- la possibilità di tenere traccia delle variazioni tempo-frequenza all'interno del segnale sEMG;
- permettere un'analisi multirisoluzione del segnale, con la capacità di concentrarsi su diverse componenti del segnale.

Grazie a queste proprietà, la WT ha trovato numerose applicazioni nel campo dell'elaborazione dei segnali[11]. Una delle più comuni è l'eliminazione del rumore o de-noising, che prevede l'impiego di un accurato metodo per stimare i coefficienti della trasformata del segnale grezzo, rimuovendo le componenti spettrali generate dal rumore. Il de-noising tramite Wavelet è basato sulla definizione di una soglia e può essere suddiviso nei seguenti passaggi:

- Eseguire una decomposizione multi-scala del segnale EMG grezzo, in modo da osservare i coefficienti wavelet del segnale.

- Stimare il rumore e scegliere una soglia, eseguire l'analisi della soglia ottenendo nuovi coefficienti wavelet.
- Ricostruire il segnale EMG tramite i coefficienti wavelet ottenuti[12].

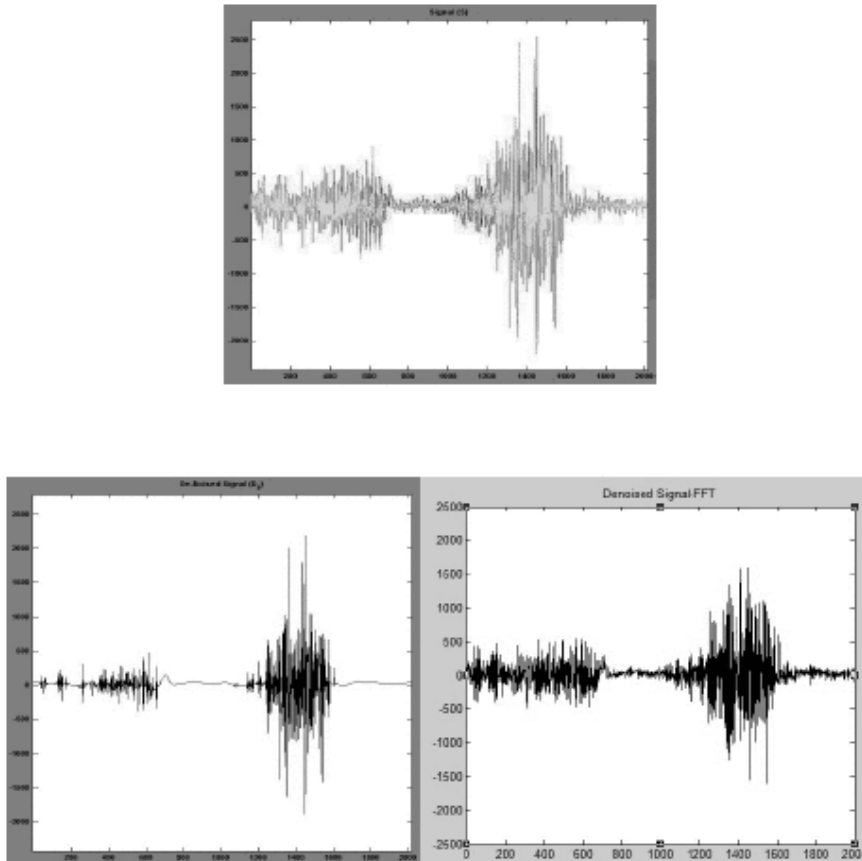


Figura 3.6: Segnale sEMG grezzo (in alto), riduzione del rumore tramite WT (a sinistra), riduzione del rumore tramite FT (a destra)[12]

Capitolo 4

APPLICAZIONE DELL'ELETTROMIOGRAFIA NELLE MIOPATIE

4.1 Introduzione alle patologie

Con il termine miopatie si fa riferimento ad un gruppo eterogeneo di patologie che colpiscono principalmente i muscoli scheletrici. Solitamente si presentano con debolezza, rigidità, crampi e spasmi. La debolezza e il dolore muscolare causano interferenza con le attività quotidiane del paziente. Le miopatie sono generalmente causate da un'interruzione dell'integrità del tessuto muscolare, come anche da un disturbo della stabilità metabolica. Quest'ultima può essere innescata da vari fattori, come patologie genetiche ereditarie, errori metabolici, alcuni farmaci o tossine, infezioni batteriche o virali, infiammazioni, oltre a irregolarità nei livelli ormonali, elettrolitici o minerali.

Sulla base di questi fattori, le miopatie sono state classificate come segue:

Miopatie ereditarie

- miopatie mitocondriali
- miopatie congenite
- miopatie metaboliche
- canalopatie
- distrofie muscolari

Miopatie acquisite

- miopatie tossiche
- miopatie infiammatorie immuno-mediate o idiopatiche
- miopatie infettive
- miopatie endocrine
- miopatie mediate da elettroliti
- miopatie associate a patologie sistemiche[13]

4.2 Applicazione dell'elettromiografia

Generalmente, la valutazione delle miopatie include degli esami clinici, biopsie muscolari, studi di genetica molecolare e registrazioni elettromiografiche. Nonostante il ruolo dell'EMG nella valutazione delle miopatie sia più modesto rispetto agli esami istochimici e di genetica molecolare, l'esame EMG è sostanziale per scopi diagnostici e prognostici. Le registrazioni EMG sono la procedura più comune per lo screening dei pazienti miopatici, in quanto gli esami istologici e genetici non sono universalmente disponibili. L'elettromiografia è tuttora la procedura più importante per valutare il corso della patologia nel tempo[14].

L'applicazione dell'EMG nelle miopatie presenta diversi metodi, in questo elaborato ne verranno descritti alcuni.

4.2.1 Analisi dei potenziali dell'unità motoria (MUPs)

Lo studio dei MUPs è un metodo EMG molto utilizzato per la valutazione dello stato miopatico di un paziente. Per eseguire questo esame, vengono utilizzati elettrodi monopolari o ad ago concentrici. L'attività elettrica viene misurata prima a riposo, per valutare l'attività spontanea del muscolo, poi durante deboli e massime contrazioni volontarie per valutare, rispettivamente, le proprietà dei singoli MUP e del pattern di interferenza. I MUPs possono essere analizzati sia tramite valutazioni qualitative sullo schermo, sia attraverso valutazioni quantitative manuali o automatiche. Nonostante la valutazione quantitativa manuale viene tuttora utilizzata, lo sviluppo di tecniche automatiche come il calcolo della media di diversi potenziali d'azione della stessa UM, le misure automatiche, la decomposizione del segnale e template matching, hanno reso più rapida l'esecuzione e la valutazione dell'esame, benché molte di queste tecniche non siano di routine.

I parametri solitamente osservati in un MUP sono la durata, l'ampiezza e la percentuale di potenziali polifasici. Nei muscoli dei pazienti miopatici, la degenerazione casuale e diffusa delle fibre muscolari, nonché la loro rigenerazione, è caratterizzata dalla breve durata, dalla bassa ampiezza e dalla forma polifasica dei singoli MUPs. L'accorciamento della durata è dovuto alla perdita casuale di fibre muscolari, inoltre è la caratteristica più utile per differenziare le condizioni miogeniche da quelle neurologiche, in quanto l'ampiezza non è di particolare utilità e l'aumento di potenziali polifasici è un fattore non specifico delle miopatie.

4.2.2 Analisi quantitativa dei pattern di interferenza

Analisi dello spettro di potenza

Nei pazienti affetti da miopatia, lo spettro di potenza del segnale EMG risulta traslato verso le alte frequenze rispetto a quello di un soggetto sano. Comparando lo spettro di potenza con la misura della durata di un MUP, è stato riscontrato che lo spettro di potenza ha una sensibilità inferiore alla misura del MUP nel riconoscimento delle miopatie. Lo spettro di potenza utilizzato in questa comparazione, però, era stato ottenuto tramite una analisi semplice, usando filtri passa-banda analogici. Ad oggi, grazie alla Fast Fourier Transform, lo spettro di potenza ha una risoluzione molto maggiore. La sensibilità dell'analisi spettrale risulta maggiore al 30% della MVC rispetto al 10%, indicando la necessità di un'analisi a una data forza.

Analisi turns-amplitude a diversi livelli di forza

Un'analisi del pattern di interferenza, con una forza data di 2 Kg, mostra un incremento del numero di *turns* (cambi di direzione del segnale) per secondo nella maggior parte dei pazienti miopatici. In alcuni di essi è stata riscontrata anche una diminuzione dell'ampiezza per turn. L'utilizzo della forza fissata a 2 Kg, però, ha portato al rilevamento un aumento del numero di turns/secondo con la diminuzione della forza muscolare dei soggetti. Quindi, se il soggetto è debole, può portare al riscontro di falsi positivi nella ricerca alla miopatia. In seguito a questa problematica, è stata svolta un'analisi con una forza fissata al 30% della MVC su pazienti miopatici o con disordini neurologici, con il risultato di una migliore efficacia, rispetto alla prova con 2 Kg, nel differenziare i muscoli miopatici, neurologici e normali. Difatti, se nel caso di miopatia il numero di turns/secondo aumenta e l'ampiezza media diminuisce, nei pazienti con patologie neurologiche si riscontra l'esatto opposto. Un ulteriore fattore che presenta una differenza in questi due casi è il rapporto tra turns e ampiezza media: nei pazienti miopatici aumenta, mentre in quelli neurologici diminuisce. Per diminuire il rumore in questo metodo di analisi, viene solitamente utilizzata una soglia di 100 μV . Affinché l'efficacia di questo metodo sia

più alta possibile, è necessaria la collaborazione del paziente, in quanto è necessario un certo numero di prove di contrazione e la fatica muscolare è un fattore che incide sul segnale EMG.

Analisi a nuvola, attività e numero di piccoli segmenti

Può essere ottenuto un plot della ampiezza media in funzione del numero di turns, senza misura della forza. La distribuzione di 20 valori misurati a bassi e alti valori di forza muscolare, è denominata la *nuvola*. Se un soggetto ha due punti al di fuori della nuvola, è considerato patologico. Nei pazienti affetti da miopatia, i valori di ampiezza media su numero di turns risulta basso, mentre nel caso di lesioni neurologiche risultavano più elevati. L'analisi della nuvola è stata comparata a quella del singolo MUP: nel caso di pazienti miopatici la sensibilità della nuvola risulta del 75%, mentre quella dell'analisi MUP del 46%. Il metodo della nuvola, però, ha come svantaggio la possibilità di far risultare dei falsi negativi nella ricerca di miopatie.

Con l'intenzione di ricavare dei parametri simili a quelli trovati visivamente dai neurofisiologi, ne sono stati sviluppati tre: attività, ampiezza del centile superiore e numero dei piccoli segmenti.

- attività: corrisponde al tempo all'interno di un'epoca in cui sono presenti i MUPs.
- ampiezza del centile superiore: quantifica l'ampiezza dei maggiori picchi del pattern di interferenza.
- numero dei piccoli segmenti: corrisponde ai piccoli intervalli di tempo tra i turns, escludendo quelli ricavati tra MUPs

Un muscolo è considerato anormale se, considerando le nuvole ricavate dalla relazione tra ampiezza del centile superiore - attività e numero dei piccoli segmenti - attività, più del 10% delle epoche analizzate sono al di fuori di esse. Il metodo della nuvola è disponibile nell'equipaggiamento EMG commerciale.

Rapporto dei picchi o peak ratio

Con *peak ratio* si intende il massimo valore del rapporto tra turns/secondo e ampiezza media, ottenuto utilizzando l'ampiezza media per turn come indicatore di forza. L'ampiezza media può essere sostituita alla forza, in quanto cresce linearmente con essa. L'attività elettrica del muscolo, è continuamente monitorata durante un incremento della forza da zero a massimo in un intervallo di 10-20 secondi. Dal rapporto tra turns e ampiezza media, rappresentate in funzione della forza, viene ottenuto il massimo valore del rapporto (peak ratio). Questa misura deve essere effettuata in almeno 10 posizioni diverse del muscolo, in modo da ottenere dei valori rappresentativi. L'intervallo di riposo tra le prove è di circa 30 secondi, così da evitare

l'affaticamento del muscolo. Attraverso uno studio, è stato mostrato che, in 25 pazienti affetti da varie miopatie, il 92% ha riscontrato un aumento del peak ratio. Il motivo per cui questo metodo è particolarmente efficace nella diagnosi di disordini neuromuscolari, è dovuto alla sua probabile capacità di mettere in evidenza il punto, durante l'incremento della forza, in cui la somma dei MUAPs ha eliminato gli intervalli più silenziosi tra i MUPs, mentre allo stesso tempo non c'è abbastanza cancellazione per oscurare le anomalie. Il peak ratio, quindi, è un ottimo metodo per la valutazione delle miopatie e più in generale delle patologie neuromuscolari, in più è eseguibile in soli 5-10 minuti per ogni muscolo ed è disponibile in alcuni equipaggiamenti EMG commerciali[15].

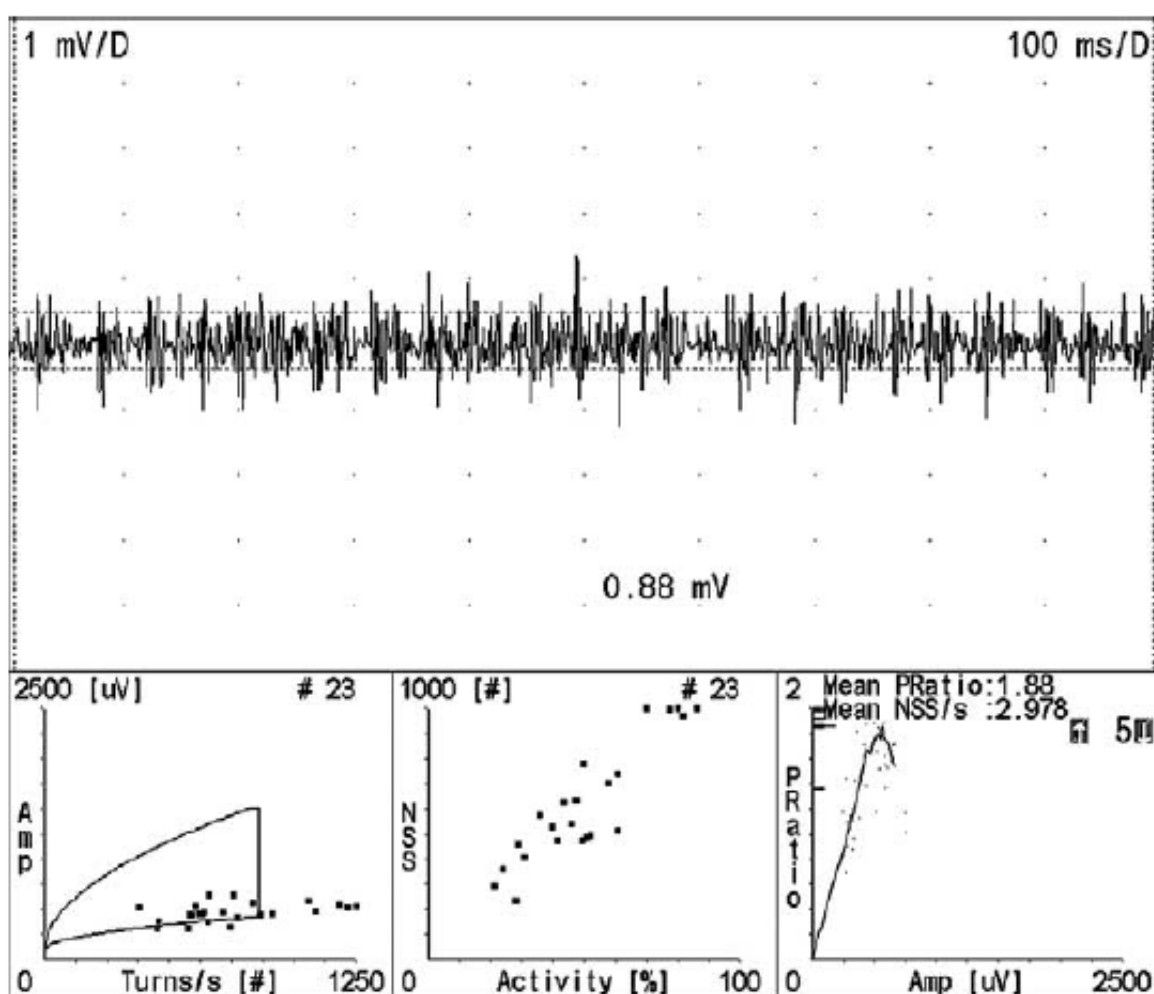


Figura 4.1: Differenze tra analisi con metodo nuvola e peak ratio, dal bicipite brachiale destro di un paziente affetto da polimiosite, una miopatia infiammatoria. In alto è mostrato il pattern di interferenza. In basso a sinistra si nota l'analisi a nuvola, con 12 valori all'interno della nuvola di controllo, mentre 11 sono all'esterno, i quali sono al di sotto e a destra della nuvola, corrispondenti ad un elevato numero di turns/secondo e bassa ampiezza, tipico nelle miopatie. In basso a destra è mostrato un peak ratio dei 10 campionati. Il peak ratio medio è stato rappresentato in scala logaritmica ed è risultato un incremento, anch'esso tipico nei soggetti miopatici[15]

CONCLUSIONI

In questo elaborato è stato descritto a fondo il tema dell'elettromiografia, partendo dalla descrizione anatomica e fisiologica del sistema neuromuscolare, illustrando come il percorso del segnale della contrazione muscolare volontaria parte dalla corteccia motoria, fino ad arrivare al motoneurone che innerva il muscolo da contrarre, per poi descrivere l'unità motoria e i suoi potenziali.

Successivamente, è stato descritto lo strumento, l'elettromiografo, approfondendo uno ad uno ogni componente del suo schema a blocchi. Sono stati presentati gli elettrodi e le loro tipologie, la circuiteria per l'amplificazione e il filtraggio analogico, finendo con la conversione analogico digitale che permette la comoda visualizzazione dei dati sul monitor.

Dopodiché, si è analizzato il segnale EMG, partendo dalla sua origine, passando alla descrizione del MUAP, fino ad arrivare al segnale EMG grezzo che si vede sul monitor. Poi, è stata trattata l'elaborazione del segnale EMG, illustrando alcune delle tecniche più utilizzate al fine di rendere il segnale il più pulito e di facile interpretazione possibile.

Nell'ultimo capitolo dell'elaborato, sono state introdotte e classificate le miopatie, per poi proseguire descrivendo vari metodi utilizzati in elettromiografia per il riconoscimento delle miopatie. Nonostante l'analisi qualitativa manuale è rapida e applicabile a tutti i muscoli, ha come grossi svantaggi la necessità di anni di preparazione e la possibilità dell'operatore di essere condizionato nel giudizio dei dati. Per questo è stata introdotta l'analisi quantitativa dei MUPs, la quale permette risultati riproducibili e basati sull'evidenza dei dati. La tecnica dell'analisi turns-amplitude può essere valida, ma necessita di rilevazioni normali eseguite nello stesso laboratorio o utilizzando lo stesso identico metodo. Metodi come l'analisi a nuvola o il peak ratio, invece, hanno una buona efficacia e richiedono poco tempo per eseguire le misurazioni, ma con sforzi da parte del paziente troppo duraturi e tempi di recupero troppo corti, lo sviluppo della fatica è elevato, intaccando i risultati dell'esame.

In conclusione, nonostante l'elettromiografia sia per lo più un esame complementare per la diagnosi di patologie, come possono essere le miopatie, essa ha la possibilità di fornire un importante contributo nel campo della diagnosi e osservazione delle patologie neuromuscolari. Questo grazie alla continua ricerca e sviluppo di nuovi metodi per l'analisi dei dati. Inoltre, con l'avvento dell'intelligenza artificiale, le possibilità di migliorare e scoprire nuove tecniche elettromiografiche crescono esponenzialmente.

Bibliografia

- [1] V. Taglietti, *Fondamenti di Fisiologia generale e integrata*. EdiSES, 2019.
- [2] B. Marcello, «Elettromiografia: Appunti del corso di Elettronica Biomedica,» Napoli, rapp. tecn., 2002.
- [3] P. Conrad, *The ABC of EMG*. Noraxon INC. USA., 2006.
- [4] M. Z. Jamal, *Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis*. InTech, 2012.
- [5] H. Tankisi, D. Burke, L. Cui et al., «Standards of instrumentation of EMG,» *Clinical neurophysiology*, 2020.
- [6] G. Annamaria, «Seminario al DEI, Università di Padova. Lezione di Tecnologia e Strumentazione Biomedica,» in *Analisi del movimento ed elettromiografia di superficie*, 2024.
- [7] Z. Taha, A. Deboucha, N. U. Ahamed et al., «IIR filter order and cut-off frequency influences on EMG signal smoothing,» *Biomedical Research*, vol. 26, n. 4, pp. 616–620, 2015.
- [8] A. S. Sousa e J. M. R. Tavares, «Surface electromyographic amplitude normalization methods: a review,» *Electromyography: new developments, procedures and applications*, 2012.
- [9] V. Zschorlich, «Digital filtering of EMG-signals,» *Electromyogr Clin Neurophysiol*, vol. 29, n. 2, pp. 81–86, 1989.
- [10] M. González-Izal, A. Malanda, E. Gorostiaga e M. Izquierdo, «Electromyographic models to assess muscle fatigue,» *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 22, n. 4, pp. 501–512, 2012, issn: 1050-6411. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.019>. indirizzo: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641112000508>.

- [11] D. Kumar, N. Pah e A. Bradley, «Wavelet analysis of surface electromyography,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, n. 4, pp. 400–406, 2003. doi: 10.1109/TNSRE.2003.819901.
- [12] X. Zhang, Y. Wang e R. P. Han, «Wavelet transform theory and its application in EMG signal processing,» in *2010 Seventh International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery*, vol. 5, 2010, pp. 2234–2238. doi: 10.1109/FSKD.2010.5569532.
- [13] H. Nagy e K. D. Veerapaneni, *Myopathy*, 2023. indirizzo: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK562290/>.
- [14] R. Liguori, A Fuglsang-Frederiksen, W Nix, P. Fawcett e K Andersen, «Electromyography in myopathy,» *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, vol. 27, n. 3, pp. 200–203, 1997.
- [15] A. Fuglsang-Frederiksen, «The role of different EMG methods in evaluating myopathy,» *Clinical neurophysiology*, vol. 117, n. 6, pp. 1173–1189, 2006.