



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**“ELETTROMIOGRAFIA: PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO ED
APPLICAZIONE NELLA SINDROME DEL TUNNEL CARPALE”**

Relatore: Prof. Gianfranco Santovito

Laureanda: Beatrice Vian

ANNO ACCADEMICO 2022 – 2023

25 settembre 2023

*Alla mia famiglia, che mi ha permesso
di realizzare questo percorso.
A Marco, che si è preso cura di me e
ha sempre creduto nelle mie capacità.
Ai miei amici che hanno reso più
spensierati questi tre anni.*

Sommario

PREFAZIONE	1
1 INTRODUZIONE ANATOMICA	2
1.1 Il sistema muscolo scheletrico	2
1.1.1 <i>La fibra muscolare</i>	2
1.1.2 <i>La miofibrilla</i>	3
1.1.3 <i>Il modello meccanico del muscolo</i>	5
1.2 La contrazione muscolare	5
1.2.1 <i>Il tessuto nervoso</i>	6
1.2.2 <i>La teoria dello scorrimento dei filamenti</i>	7
1.2.3 <i>L'unità motoria ed il reclutamento</i>	8
1.2.4 <i>Il potenziale d'azione</i>	9
2 ELETTROMIOGRAFIA	11
2.1 Cos'è l'elettromiografia	11
2.2 Preparazione all'esame	11
2.3 Schema di funzionamento	12
2.3.1 <i>Gli elettrodi</i>	12
2.3.2 <i>Preamplificazione</i>	14
2.3.3 <i>Filtraggio</i>	15
2.3.4 <i>Amplificazione</i>	16
2.3.5 <i>Conversione analogico-digitale (ADC)</i>	17
3 SEGNALE EMG	18
3.1 Origine e composizione del segnale EMG	18
3.1.1 <i>Il potenziale d'azione di unità motoria (MUAP)</i>	18
3.1.2 <i>L'andamento del segnale EMG</i>	19
3.2 Lo spettro	20
3.3 Elaborazione del segnale	21
3.4 Lettura del segnale EMG	23
3.4.1 <i>Analisi in frequenza</i>	24
3.4.2 <i>Analisi Wavelet</i>	24
4 SINDROME DEL TUNNEL CARPALE	26
4.1 Introduzione alla patologia	26
4.1.1 <i>Anatomia del tunnel carpale</i>	26

4.1.2 <i>Fisiologia patologica</i>	27
4.2 Sintomatologia	27
4.3 Analisi dati EMG e confronto	28
CONCLUSIONI	31
BIBLIOGRAFIA	32

PREFAZIONE

Questa tesi nasce dal forte interesse nel trattare il tema dell'elettromiografia, sorto durante l'attività di tirocinio svolta durante il percorso di studi, presso l'Azienda Ospedaliera dell'Università di Padova, in cui ho affiancato l'unità operativa di Ingegneria Clinica. Grazie a questa esperienza, ho avuto l'opportunità di addentrarmi nell'ambito, considerando un approccio non solo ingegneristico e tecnico, ma anche clinico. Quest'ultimo, con l'aiuto di una dottoressa (G. Z.), mi ha permesso di comprendere un importante concetto dell'elettromiografia, ovvero che l'esame EMG non è indipendente e standardizzabile, è definito complementare, poiché ogni diverso caso di applicazione necessita di una raccolta preliminare di anamnesi e quadro clinico per poter elaborare un sospetto diagnostico adeguato, per poi proseguire con la visita. L'esame in questione permette di registrare, con elettrodi di superficie o ad ago, l'attività extracellulare dei potenziali d'azione delle fibre muscolari, per studiare quindi le funzionalità di muscoli e sistema nervoso periferico.

L'elaborato presenta un'introduzione anatomica, contenente la struttura e le caratteristiche fondamentali del muscolo, i fenomeni elettrici che lo interessano, compresa la contrazione muscolare, e i tessuti associati alla stimolazione effettuata dall'apparecchiatura.

Successivamente, viene discusso il tema dell'elettromiografia, con i principi generali, lo schema circuitale e la modalità di applicazione, con la relativa preparazione del paziente all'esame e l'attrezzatura. Poi, viene analizzato il segnale EMG e la sua elaborazione, con particolare attenzione al suo tracciato, articolato secondo diversi parametri.

Infine, l'elaborato verte ad approfondire una patologia legata all'elettromiografia, insieme alla sua applicazione, la sindrome del tunnel carpale, introducendo le principali caratteristiche della malattia e la sua sintomatologia, per poi soffermarsi sul confronto di alcuni valori del segnale EMG, con pazienti sani, che permettono di elaborare la diagnosi.

CAPITOLO 1

INTRODUZIONE ANATOMICA

1.1 Il sistema muscolo scheletrico

I muscoli scheletrici, rappresentando la maggior parte della massa muscolare del nostro organismo e circa il 40% del peso corporeo, sono classificati come muscoli striati per via del loro aspetto a bande chiare e scure alternate; contribuiscono, poi, alla produzione di calore e alla termoregolazione, dove, in seguito a segnali provenienti dal cervello per l'omeostasi termica compromessa, essi si contraggono ritmicamente in modo da generare calore.

Inoltre, hanno la funzione di controllare la postura e la locomozione dei vari segmenti ossei dello scheletro, poiché sono ancorati alle ossa tramite i tendini.

I muscoli scheletrici sono imprecisamente definiti volontari, poiché possono contrarsi anche incoscientemente, ma solo in seguito a uno stimolo derivante dai motoneuroni. Infatti, non possono iniziare una contrazione in maniera autonoma e non agiscono direttamente in risposta agli ormoni.

1.1.1 *La fibra muscolare*

Il muscolo scheletrico è costituito da un insieme di fibre muscolari, cioè tante cellule muscolari, denominate anche fibrocellule o miocellule. Ciascuna di queste ha una forma cilindrica allungata e affusolata, con numerosi nuclei posti vicino alla superficie, ed ha la capacità di modificare la sua lunghezza in risposta ad uno stimolo nervoso.

Le fibre muscolari hanno una disposizione caratteristica all'interno del muscolo, infatti, giacciono con gli assi longitudinali paralleli e, ricoperte da tessuto connettivo, vengono raggruppate in fascicoli assieme alle fibre adiacenti. Inoltre, hanno un'organizzazione di tipo gerarchico, visualizzabile in figura 1.1.1, in cui ogni cellula è avvolta da una membrana, il sarcolemma, ed è contenuta nel sarcoplasma, che equivale al suo citoplasma. Le fibre presentano un reticolo sarcoplasmatico, simile al reticolo endoplasmatico, costituito a sua volta da tubuli longitudinali con regioni denominate cisterne terminali. Questo reticolo ha la funzione di concentrare Ca^{2+} nella membrana con l'aiuto dell'enzima Ca^{2+} -ATPasi, per poi rilasciarlo, generando segnali del calcio importanti per la contrazione muscolare. Assieme alle cisterne terminali, esistono dei tubuli trasversi chiamati tubuli T, le cui membrane sono costituite da invaginazioni del sarcolemma, permettendo il contatto tra i tubuli T e il liquido extracellulare.

I tubuli T presentano un ruolo importante, poiché permettono la rapida propagazione del potenziale d'azione a partire dalla superficie all'interno della miocellula.

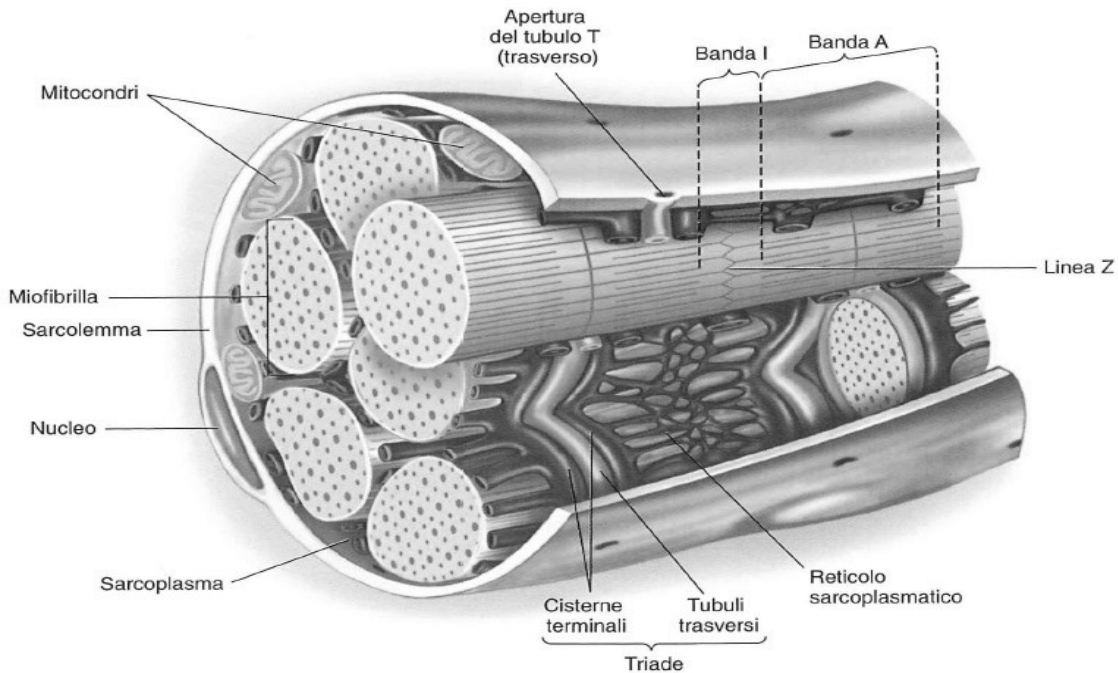


Figura 1.1.1 - Rappresentazione di una fibra muscolare in sezione assiale

1.1.2 La miofibrilla

La struttura base intracellulare delle fibre muscolari è costituita dalle miofibrille, fasci di unità proteiche contrattili in serie, unità elementari dette sarcomeri, con diametro 1 μm e lunghezza variabile tra i 10 e i 100 μm [3].

Le proteine contenute nella miofibrilla sono: la proteina motrice miosina, per i filamenti spessi, l'actina, una piccola proteina globulare che compone per la maggior parte i filamenti sottili, due proteine regolatrici, tropomiosina e troponina, e due proteine accessorie, titina e nebulina.

La miosina costituisce il motore del muscolo, dato che genera movimento, e in base alle sue diverse isoforme si distinguono i vari tipi di muscolo e la velocità di contrazione. È una grande proteina fibrosa composta da sei catene polipeptidiche, due pesanti e due leggere per ciascuna di esse, le quali vanno a formare due teste globulari complesse.

I filamenti spessi e sottili sono in contatto tra loro grazie a ponti trasversali, che modificano la loro energia in seguito alla contrazione, o legami *crossbridges* actomiosinici, in cui le teste della miosina si legano ai siti appositi sul filamento di actina [11].

Come citato all'inizio, il muscolo scheletrico è classificato striato. Infatti, l'alternarsi ordinatamente delle bande chiare e scure è determinato dalla disposizione dei filamenti spessi e sottili, aventi densità diverse, in cui ogni ripetizione forma il sarcomero, a sua volta composto da alcuni elementi. Si introducono questi ultimi, facendo riferimento alla figura 1.1.2:

- Dischi Z: formati da strutture proteiche che creano una zona a zig-zag che funge da sito di legame per i filamenti sottili.
- Bande I: bande più chiare situate agli estremi del sarcomero, costituite da filamenti sottili.
- Bande A: bande più scure che ricoprono tutto il filamento spesso. Alle sue estremità i filamenti spessi e sottili si sovrappongono, mentre nella zona centrale, detta zona H, sono presenti solo filamenti spessi di miosina.
- Linea M: composta da proteine a cui si legano i filamenti spessi.

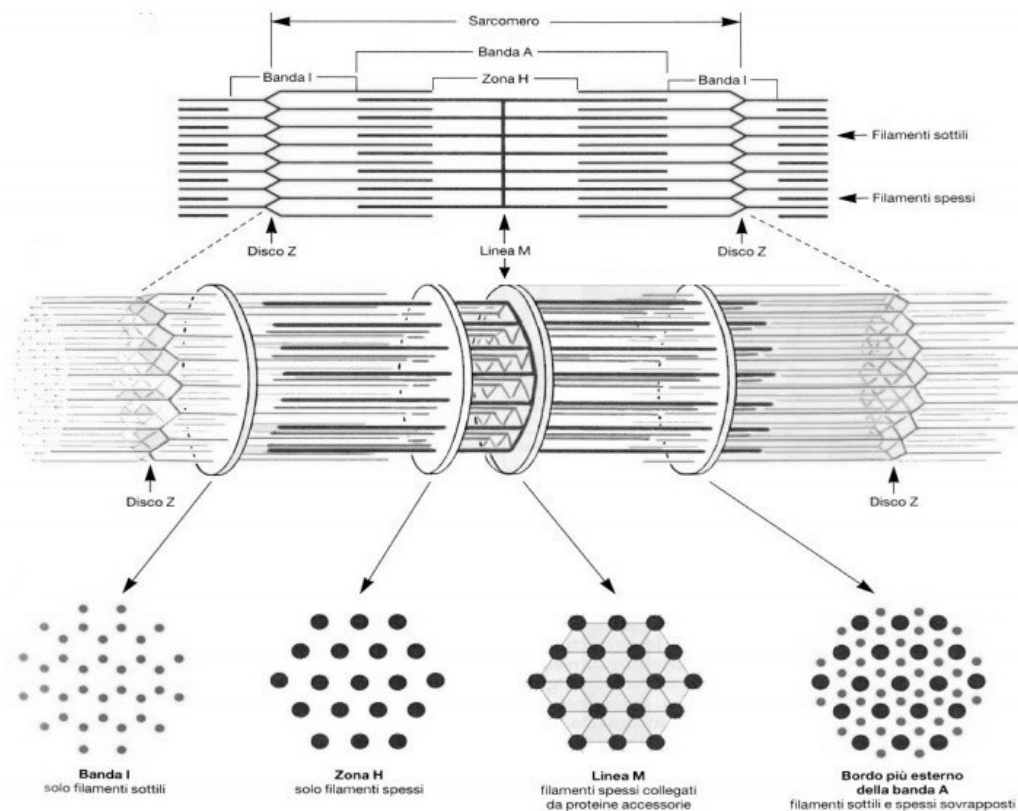


Figura 1.1.2 – Struttura schematica di un sarcomero

Quando una singola miofibrilla si contrae provoca una tensione uguale a quella unitaria di un singolo sarcomero. Il muscolo, contraendosi, produce una forza totale data dalla somma delle forze di ogni singola componente disposta in parallelo. Quindi, la forza generata da un muscolo con la contrazione è proporzionale alla quantità di miofibrille presenti in parallelo [2].

1.1.3 Il modello meccanico del muscolo

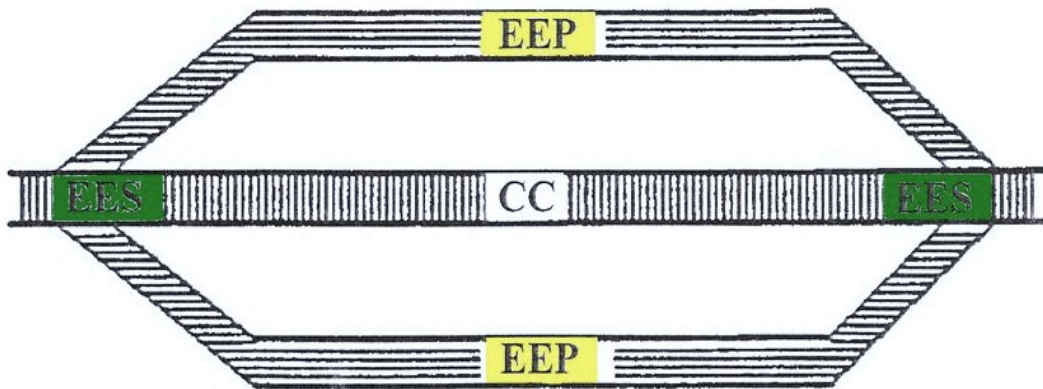


Figura 1.1.3 – Modello meccanico del muscolo

È possibile schematizzare il modello meccanico del muscolo nella seguente forma:

- CC: componente contrattile, data dal sarcomero
- EEP: elementi elastici disposti intorno alla componente CC, in parallelo, costituiti da guaine fibrose dei fascicoli muscolari, dalle guaine delle fibre muscolari e dal tessuto connettivo posto tra le fibre.
- EES: elementi elastici in serie, composti da tendini, linee Z e ponti actomiosinici

Il muscolo a riposo, quindi rilassato, è elastico e resiste allo stiramento oltre la lunghezza di riposo. L'elasticità in questione è permessa grazie al tessuto connettivo che circonda la componente CC. Quando il muscolo invece è contratto, la tensione deve verificarsi prima nel tessuto connettivo, nella componente EEP, e poi nella EES, cioè nei tendini [2].

1.2 La contrazione muscolare

La contrazione muscolare consente di produrre forza nel muscolo, detta tensione muscolare, ed è un processo attivo che necessita di energia generata dall'idrolisi dell'ATP. Il rilassamento o rilasciamento è la diminuzione della tensione creata fino al momento di riposo.

La contrazione, quindi, ricava l'energia dalle molecole di ATP fornita in gran parte dai mitocondri. Questo processo si sviluppa secondo quattro fasi:

- 1 ATP si lega alla miosina che, legata fortemente all'actina secondo lo stato di rigor, ne diminuisce l'affinità provocandone il distacco.
- 2 Avviene l'idrolisi dell'ATP, producendo l'energia necessaria per la rotazione della testa della miosina e l'attacco dell'actina.

- 3 La testa della miosina ruota generando il colpo di forza e facendo scorrere l'actina.
- 4 L'ATP, scissa in ADP, lascia la miosina, che torna allo stato di rigor.

Il fenomeno della contrazione invece avviene secondo queste tre tappe principali:

- A livello della giunzione neuromuscolare il rilascio di acetilcolina, dal motoneurone somatico, viene trasformata in segnale elettrico nella membrana della cellula muscolare.
- L'accoppiamento eccitazione – contrazione è il fenomeno in cui i potenziali d'azione provocano l'incremento della concentrazione del calcio a livello intracellulare, il quale, poi, avvia il ciclo contrazione – rilassamento.
- Un ciclo contrazione – rilassamento, detto anche scossa semplice, è spiegato dalla teoria dello scorrimento dei filamenti [11].

Per poter approfondire poi l'argomento, è bene introdurre il tessuto nervoso, il quale dà vita allo stimolo iniziale.

1.2.1 Il tessuto nervoso

Grosse fibre nervose innervano i muscoli scheletrici e hanno origine dai motoneuroni somatici alfa, posti nelle corna anteriori del midollo spinale. Questi arrivano al muscolo attraverso i prolungamenti assionali, ovvero le fibre nervose, dove le varie ramificazioni si legano a ciascuna fibra muscolare.

Il neurone, unità elementare del sistema nervoso, è mostrato in figura 1.2.1 ed è costituito da una membrana, i dendriti, deputati a segnali in entrata, gli assoni, che si occupano di trasportare informazioni in uscita, un nucleo, un corpo cellulare, il soma, e le sinapsi, che consentono la connessione delle cellule nervose. L'assone, in particolare, può avere come rivestimento una guaina, la mielina, a sua volta interrotta a salti a causa della presenza dei nodi di Ranvier. Questa disposizione permette di aumentare la velocità di propagazione dell'impulso da neurone a neurone.

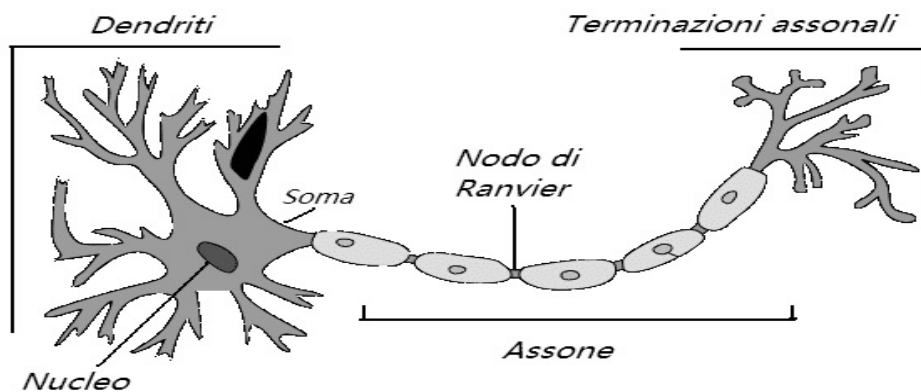


Figura 1.2.1 – Il neurone

Il neurone presenta due importanti caratteristiche che rendono il suo ruolo fondamentale durante il trasporto delle informazioni. Una è l'irritabilità neuronale, ovvero la proprietà biofisica dei neuroni che consiste nella capacità di generare, a partire da stimoli esterni, impulsi elettrici che si propagano lungo la membrana, il potenziale d'azione, con ampiezza e durata di stimolo adeguate. La seconda è, invece, la conduttività, ovvero la capacità di propagare i segnali nervosi ad altre parti della stessa cellula, ad altri neuroni ed alle cellule effettrici, per una distanza sufficiente e con velocità circa costante [3].

Gli stimoli vengono raccolti dai dendriti e dal corpo cellulare e la loro trasmissione avviene lungo una direzione sola, così da poter distinguere nelle sinapsi la componente pre e post-sinaptica. La prima componente presenta al suo interno numerosi mitocondri e vescicole, contenenti l'acetilcolina, il mediatore chimico responsabile della trasmissione dello stimolo. Quest'ultima svolge un ruolo nell'accoppiamento eccitazione – contrazione, la quale consiste in una combinazione di eventi elettrici e meccanici all'interno della fibra muscolare.

Un singolo ciclo di questo processo nel muscolo è detto scossa semplice e si sviluppa in quattro principali fasi:

- 1 L'acetilcolina (ACh) viene rilasciata dal motoneurone somatico
- 2 L'ACh provoca un potenziale d'azione nella fibra muscolare
- 3 Il potenziale d'azione muscolare comporta il rilascio di calcio dal reticolo sarcoplasmatico
- 4 Il calcio si lega alla troponina, permettendo il legame actomiosinico, e dà inizio alla contrazione con lo scorrimento dei filamenti

È importante sottolineare che esiste un breve periodo di latenza tra il potenziale d'azione muscolare e la generazione della tensione muscolare; questo intervallo coincide con il tempo necessario per il rilascio del calcio e il legame alla troponina.

1.2.2 La teoria dello scorrimento dei filamenti

La teoria dello scorrimento dei filamenti, sviluppata nel maggio del 1954 da Andrew Huxley e Rolf Niedergerke, spiega il fenomeno della contrazione muscolare a livello molecolare. Questo modello mostra che i filamenti di miosina e actina, sovrapposti tra loro e con lunghezza fissa, scorrono gli uni sugli altri secondo un processo richiedente energia.

Analizzando la miofibrilla a riposo, si nota che all'interno di ciascun sarcomero gli estremi dei filamenti sottili e spessi sono leggermente sovrapposti. Quando, invece, avviene la contrazione, i filamenti spessi e sottili scorrono gli uni sugli altri, facendo avvicinare tra loro i dischi Z, e la zona H e la banda I quasi scompaiono. Inoltre, nonostante il sarcomero si accorci, la lunghezza della banda A rimane costante [11].

Secondo questa teoria l'entità della tensione prodotta da una fibra muscolare è direttamente proporzionale al numero di legami che si creano tra actina e miosina.

Durante la contrazione ciascun ponte trasversale di miosina si lega alle molecole di actina del filamento sottile adiacente, esercitando la forza necessaria per far scivolare l'actina verso il centro del sarcomero, per poi staccarsi ed iniziare un nuovo ciclo fino a raggiungere il completo accorciamento del sarcomero.

1.2.3 L'unità motoria ed il reclutamento

L'unità motoria (UM) costituisce l'unità fondamentale per la contrazione del muscolo scheletrico ed è composta da un motoneurone somatico (figura 1.2.2), che origina dal midollo spinale, e dalle fibre muscolari che esso innerva, tutte dello stesso tipo e con disposizione casuale. Quando il motoneurone produce il segnale, cioè il potenziale d'azione, tutte le fibre dell'unità motoria si contraggono assieme.

Essendo le fibre di una singola unità appartenenti alla stessa classe, si possono distinguere unità motorie rapide o lente, determinate dal tipo di neurone che innerva le fibre stesse, poiché ogni motoneurone somatico, in fase embrionale, produce un fattore di crescita in grado di orientarle.

Il punto di innesto o terminazione di una fibra nervosa motrice è detto placca motrice o sinapsi neuromuscolare, e permette al motoneurone e alla fibra stessa di comunicare chimicamente. È costituita da due componenti, una appartenente alla cellula muscolare e l'altra alla fibra nervosa. La prima presenta piccole invaginazioni nel sarcolemma, chiamate fessure sinaptiche secondarie, mentre la seconda è costituita dalla terminazione dell'assone, ramificata nelle fessure sinaptiche primarie [2].

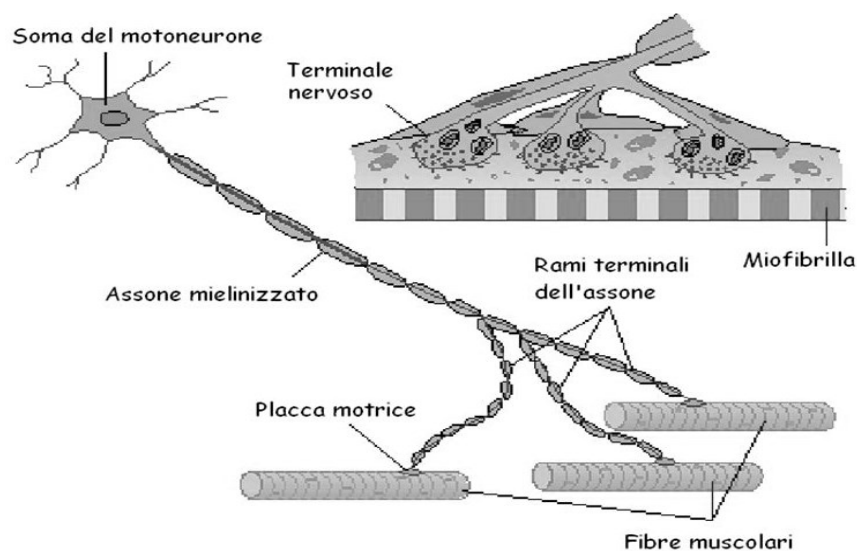


Figura 1.2.2 – L'unità motoria - La giunzione neuromuscolare

Nel muscolo scheletrico, ogni unità motoria si contrae in modo tutto o nulla. Il muscolo può variare la forza e la durata delle contrazioni, reclutando tipi diversi di unità motorie e cambiando la loro quantità. La forza di contrazione aumenta con il reclutamento di nuove unità motorie, tramite il controllo da parte del sistema nervoso, che consentendo una tensione maggiore. Se lo stimolo è di bassa intensità vengono attivati solo motoneuroni con soglia di eccitazione bassa che scaricano a bassa frequenza per lunghi periodi di tempo, se l'intensità aumenta ne entrano in gioco altri a soglia più elevata, agenti in brevi scariche ad alta frequenza.

Dal punto di innervazione della fibra, all'arrivo dello stimolo si generano due zone di depolarizzazione che si propagano verso i due estremi della fibra con velocità 3-5 m/s [5].

Visto che la tensione sviluppata da ciascuna fibra muscolare è direttamente proporzionale all'area della sua sezione trasversa, lo stimolo in una fibra a contrazione rapida produce una tensione maggiore, ma essa si affatica più rapidamente, rendendo quindi impossibile mantenere una contrazione massimale per periodi lunghi di tempo. Infatti, questo ultimo fenomeno richiede continui treni di potenziali d'azione dal SNC ai muscoli ripetuti in brevi intervalli. Se si aumenta la frequenza di stimolazione in una fibra, stimolando prima che decada la tensione del primo segnale, si ottiene la sommazione delle contrazioni, la fusione delle singole scosse, creando una contrazione continua detta tetano muscolare, aumentando il picco di tensione.

1.2.4 Il potenziale d'azione

La cellula ed il suo ambiente si possono considerare due soluzioni ricche di ioni, separate da una membrana semipermeabile selettiva (figura 1.2.3a). Le dimensioni dei pori della membrana lasciano passare gli ioni Cl^- , K^+ , mentre ostacolano quelli Na^+ e bloccano gli ioni organici A^- .



Figura 1.2.3a – La cellula: interno, membrana, esterno

La disposizione di questi ioni è disomogenea e, quindi, crea un potenziale elettrico agli estremi della membrana, con interno negativo ed esterno positivo. Questa differenza di potenziale coincide con il potenziale di membrana, avente tutte le cellule a valore costante in equilibrio, è detto potenziale di riposo ed è compreso tra i valori -80 e -90 mV nelle cellule muscolari [2].

All'interno la concentrazione di K^+ e A^- è maggiore, con piccole quantità di Cl^- e Na^+ , mentre all'esterno vi è un'elevata concentrazione di ioni Cl^- e Na^+ .

I potenziali di membrana prendono origine da due fattori diversi: la pompa sodio-potassio ATP dipendente, addetta al trasporto attivo di ioni per il mantenimento fisiologico, e la diffusione degli ioni attraverso la membrana, in seguito ad una differenza di concentrazione tra i due lati.

Il potenziale di riposo è un valore sempre negativo, dato dalla maggiore elettronegatività nell'ambiente intracellulare dovuta all'elevata concentrazione di cationi sodio all'esterno.

Le variazioni del potenziale di membrana vengono chiamate potenziali d'azione.

Quando l'acetilcolina arriva alle placche motrici viene provocata una variazione di permeabilità della membrana agli ioni Na^+ . Se la membrana si depolarizza fino al valore soglia, -55 mV, si ha l'apertura dei canali sodio/potassio voltaggio-dipendenti, che permettono l'entrata di ioni positivi all'interno, aumentando la depolarizzazione fino a raggiungere il valore +35 mV ed innescando il ciclo di Hodgkin. Quest'ultimo è un esempio di meccanismo a feedback positivo ed inizia con l'aumento della conduttanza allo ione Na^+ , che determina una depolarizzazione e in seguito si verifica l'aumento della conduttanza dello ione K^+ nel ritorno alla condizione iniziale, cioè al valore di riposo, tramite un'iperpolarizzazione (figura 1.2.3b) e grazie alla pompa sodio/potassio che utilizza l'energia sotto forma di ATP per espellere gli ioni potassio in eccesso.

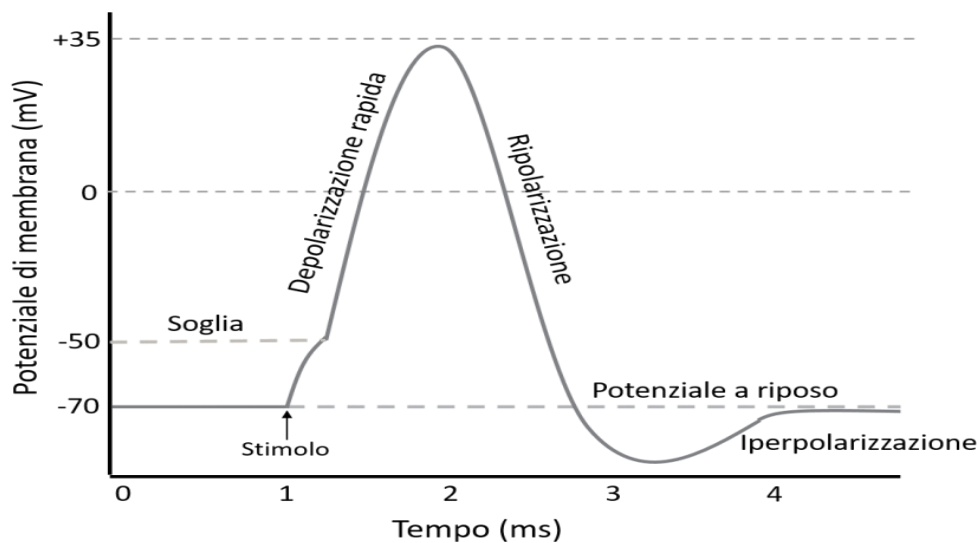


Figura 1.2.3b – Andamento del potenziale di membrana

CAPITOLO 2 ELETTROMIOGRAFIA

2.1 Cos'è l'elettromiografia

L'elettromiografia è un esame complementare ad un'adeguata valutazione neuromuscolare e si occupa del rilevamento, dell'analisi e dell'utilizzo dell'attività elettrica nel muscolo in condizioni di riposo e di attività volontaria, ovvero della registrazione dei potenziali d'azione prodotti dalle fibre muscolari durante la contrazione. Durante il movimento volontario si registrano i potenziali d'azione di unità motoria (MUAP) che corrispondono alla sommazione di tutti i potenziali delle fibre di un'unità motoria attivata. È una tecnica capace di fornire importanti informazioni in diversi campi: ricerca medica, riabilitazione, sport ed ergonomia.

L'elettromiografia si avvale di un elettrodo di derivazione, un sistema di amplificazione e di un sistema di registrazione, valutando caratteristiche e funzionamento delle unità motorie.

Si distinguono due tipi di esami elettromiografici, il primo è l'elettromiografia di superficie, sEMG, in cui il segnale viene prelevato attraverso elettrodi superficiali disposti sulla pelle, il secondo è l'EMG con elettrodi a filo sottile o ad ago con aghi concentrici sottocutanei inseriti nel muscolo d'interesse.

Con la sEMG si analizza un gruppo di unità motorie e la loro velocità di conduzione, mentre con gli aghi si può studiare la singola unità motoria.

L'inserimento dell'ago-elettrodo in corrispondenza di una placca motrice permette di misurare il potenziale di placca, cioè la somma dei potenziali di placca in miniatura (MEPP) [1].

2.2 Preparazione all'esame

Le due tipologie di EMG presentano una preparazione e un approccio distinti riguardanti il paziente. Infatti, la sEMG non provoca alcun fastidio al soggetto su cui viene eseguito l'esame, necessita, però, di una corretta conoscenza e comprensione dei muscoli d'interesse. Inoltre, richiede uno specifico posizionamento degli elettrodi sulla pelle secondo uno studio adeguato e una preventiva preparazione della pelle.

L'EMG ad ago invece, essendo mininvasivo, può causare sensazioni di contrazione e indurre il movimento involontario creando disagio. Serve, perciò, una buona collaborazione anche da parte del paziente, oltre al contributo del personale medico.

Per l'applicazione degli elettrodi di superficie occorre preparare la pelle in modo opportuno.

Essendo lo stato corneo della pelle relativamente non conduttivo, esso costituisce un ostacolo al passaggio della corrente elettrica. Grazie ai follicoli piliferi, ai dotti sudoripari e alle ghiandole

sebacee, gli ioni riescono comunque a passare lo strato corneo. Serve, però, ridurre l'impedenza per poter ottenere un segnale EMG di buona qualità ed evitare errori. È consigliabile, infatti, radere con una lametta le regioni interessate e successivamente pulire con della pasta abrasiva per ridurre lo strato secco della pelle. Inoltre, è utile pulire con alcool per eliminare qualsiasi tipo di umidità o sudore [5].

Per quanto riguarda invece il posizionamento degli elettrodi, questi ultimi devono essere posti parallelamente alla lunghezza delle fibre muscolari e nel preciso punto in cui il fuso muscolare ha maggior diametro, tra l'unità motoria e l'inserzione tendinea del muscolo, e a minor distanza dalla superficie. La localizzazione centrata nel ventre del muscolo risulta accettabile poiché si ottengono densità delle fibre più alte. Se, invece, gli elettrodi vengono posizionati sui bordi del muscolo, in maniera quindi scorretta, il segnale risulterà altamente disturbato da quello dei muscoli adiacenti.

2.3 Schema di funzionamento

Una possibile rappresentazione schematica delle componenti fondamentali di un elettromiografico può essere la seguente (figura 2.3): una prima parte, contenente gli elettrodi, l'impianto di amplificazione, i filtri e i sistemi di conversione A/D (ADC), e una seconda sezione, con i sistemi digitali che formano il blocco di visualizzazione.

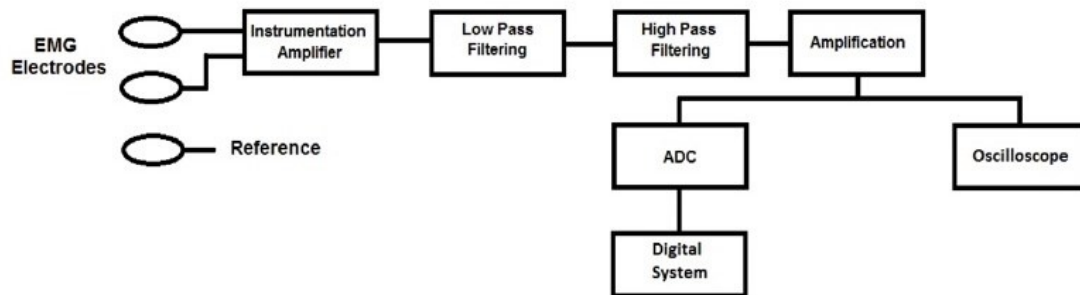


Figura 2.3 – Schema a blocchi di un elettromiografo

2.3.1 Gli elettrodi

Dopo aver preparato la pelle si possono applicare gli elettrodi. Gli elettrodi costituiscono il sensore, poiché trasformano un segnale elettrico da un mezzo a conduzione ionica ad uno a conduzione elettronica, formando un equilibrio chimico tra la superficie di rilevamento e la pelle del corpo attraverso la conduzione elettrolitica, permettendo il passaggio della corrente.

Gli elettrodi di superficie per muscoli superficiali operano con azioni non invasive e i più comunemente usati sono quelli di tipo Ag-AgCl, in gel, adesivi e usa e getta. Solitamente hanno forma circolare a singolo o doppio bottone [14].

Gli ago-elettrodi hanno la punta che costituisce la superficie di rilevamento, un polo di un campo elettrico di registrazione, il catodo, mentre il corpo rappresenta l'altro polo, l'anodo.

Essi sono costituiti da fili sottili e flessibili, solitamente in leghe di platino, argento, cromo e nichel.

A seconda del posizionamento si possono avere tre configurazioni:

- Monopolare (figura 2.3.1a), in cui viene utilizzato un solo elettrodo sulla cute rispetto ad un elettrodo di riferimento. Questo è il metodo più semplice, ma viene sconsigliato poiché riesce a rilevare tutti i segnali attorno alla superficie di rilevamento.

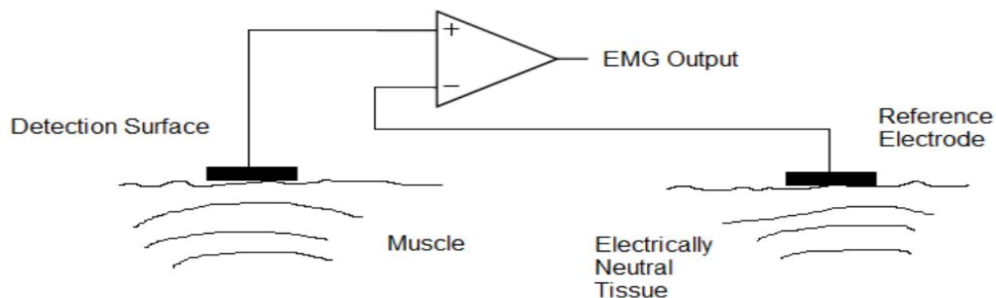


Figura 2.3.1a – Configurazione monopolare elettrodi

- Bipolare (figura 2.3.1b), in cui vengono utilizzate due superfici di rilevamento con un elettrodo di riferimento. I segnali che originano dalle due superfici sono connessi ad un amplificatore differenziale, il quale elide i segnali di rumore comuni, che svantaggiano la configurazione precedente, ed amplifica la differenza.

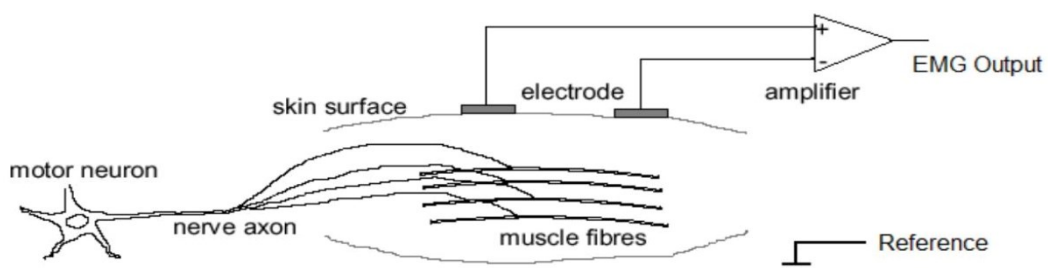


Figura 2.3.1b – Configurazione bipolare elettrodi

- Multipolare, dove sono presenti più di due superfici di rilevamento ed un elettrodo di riferimento. I segnali che provengono da tre o più superfici attraversano più di due stadi di amplificazione differenziale, incrementando la qualità del segnale.

2.3.2 Preamplificazione

L'acquisizione del segnale EMG, come accennato in precedenza, avviene con la tecnica dell'amplificazione differenziale, tipicamente integrata nei cavi o posizionata sopra gli elettrodi. Questa tipologia di preamplificazione serve a visualizzare meglio il segnale e rifiutarne gli artefatti. Deve, inoltre, possedere un'impedenza di ingresso molto elevata, idealmente tendente a infinito, e quella di uscita molto bassa, idealmente nulla.

L'amplificazione differenziale si sviluppa in due stadi ed è permessa grazie alla presenza di un amplificatore per strumentazione ad alta impedenza d'ingresso, che riceve in ingresso il segnale EMG. Tipicamente l'amplificatore da strumentazione è implementato tramite 3 amplificatori operazionali, con il seguente schema (figura 2.3.2).

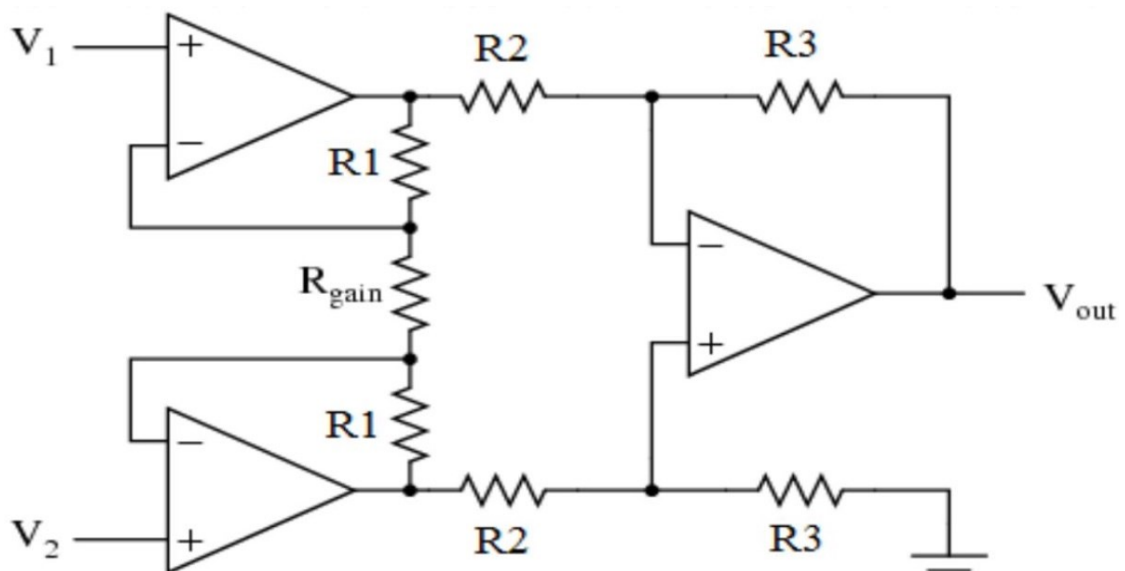


Figura 2.3.2 – Amplificatore per strumentazione a 3 amplificatori

Le tensioni V_1 e V_2 vengono sottratte tra loro, così permettendo l'eliminazione del rumore comune ai due ingressi.

La tendenza a rifiutare i segnali comuni a entrambe le tensioni è data dal rapporto di reiezione di modo comune, CMRR. Questo rappresenta la relazione tra guadagno differenziale e guadagno di modo comune ed è considerato sufficiente se possiede un valore superiore o uguale a 95 dB.

Il guadagno per l'amplificatore per strumentazione può essere impostato utilizzando un singolo resistore, R_{gain} in figura 2.3.2. Inoltre, si consiglia un valore di guadagno non elevato, pari a 5 o 6, per evitare di amplificare componenti del segnale inutili o rumorose [6,14].

2.3.3 Filtraggio

Come citato in precedenza, il segnale di rumore altera il segnale EMG e per minimizzare questo si utilizza un sistema di filtraggio specifico, anche dopo l'amplificazione differenziale.

Durante l'acquisizione elettromiografica possono verificarsi sovrapposizioni di segnali derivanti da artefatti da movimento degli elettrodi, da attività elettriche originate dalla trasmissione di rete, radio, computer oppure da variazioni di temperatura, a seconda della tipologia di rumore e la relativa frequenza.

Esistono diversi metodi di filtraggio al variare della frequenza del rumore:

A. Filtro passa alto (PA)

Il filtro passa-alto viene utilizzato per eliminare il contributo a bassa frequenza da un segnale elettrico, causato da movimenti degli elettrodi o da fluttuazioni di temperatura. Un importante parametro per questi filtri è la frequenza di taglio, f_c in figura 2.3.3a, cioè la frequenza al di sotto della quale tutte le frequenze vengono azzerate, creando un intervallo di valori attenuati chiamato "banda di arresto", e lasciando invece passare il resto nella "banda passante".

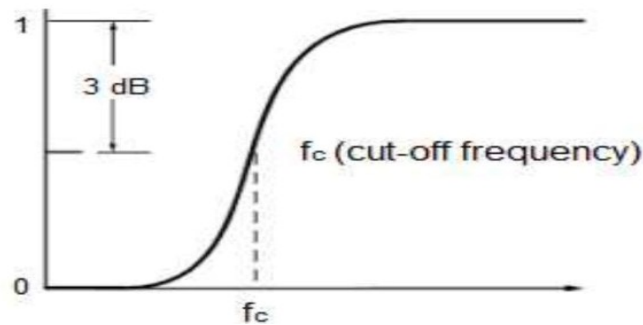


Figura 2.3.3a – Risposta di un filtro passa-alto

La frequenza di taglio per i filtri passa-alto si aggira intorno ai 15-20 Hz.

Si distinguono filtri PA del primo (figura 2.3.3b) e secondo ordine (figura 2.3.3c), con rispettive attenuazioni di 20 dB/dec e 40 dB/dec.

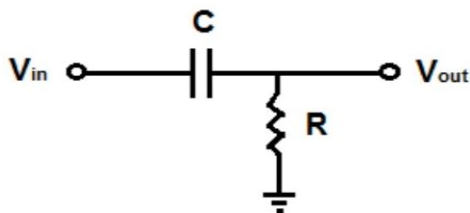


Figura 2.3.3b – Filtro PA di primo ordine

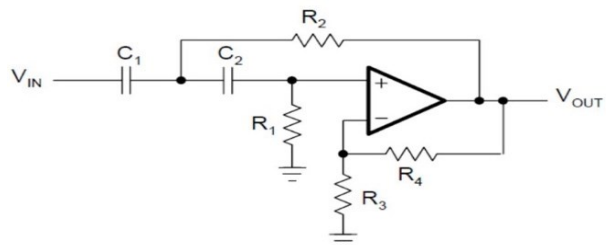


Figura 2.3.3c – Filtro PA di secondo ordine

B. Filtro passa basso (PB)

Il filtro passa-basso, rappresentato nella figura 2.3.3d, compensa il contributo del rumore ad alte frequenze, causato dalla conduzione del segnale nei nervi e da interferenze dovute a strumenti elettronici.

In questa tipologia di filtri vengono trasmesse solo le frequenze al di sotto della frequenza di taglio, la quale presenta valori di circa 450 Hz.

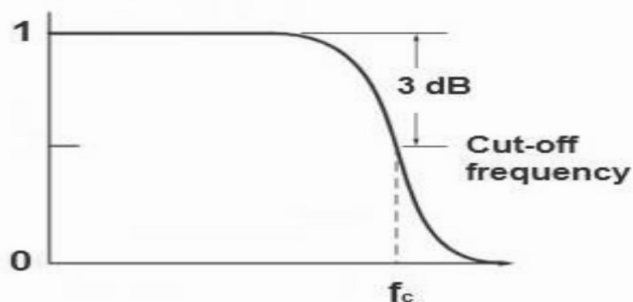


Figura 2.3.3d – Risposta di un filtro passa-basso

Anche in questo caso si differenziano i filtri PB di primo (figura 2.3.3d) e, più efficace, secondo ordine (figura 2.3.3e).

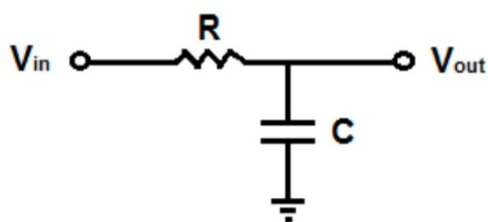


Figura 2.3.3d – Filtro PB di primo ordine

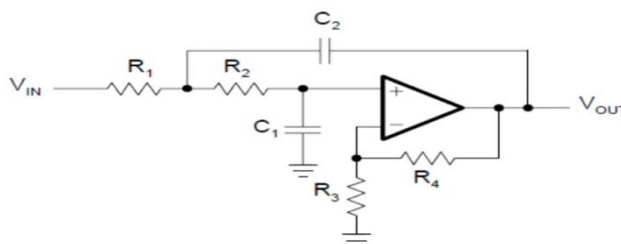


Figura 2.3.3e – Filtro PB di secondo ordine

2.3.4 Amplificazione

L'amplificazione è la fase successiva al filtraggio con una adeguata banda di frequenza. Questa può essere effettuata tramite l'uso di un amplificatore non invertente, dove il relativo guadagno, A_v in figura 2.3.4, può essere controllato con il rapporto di due resistenze.

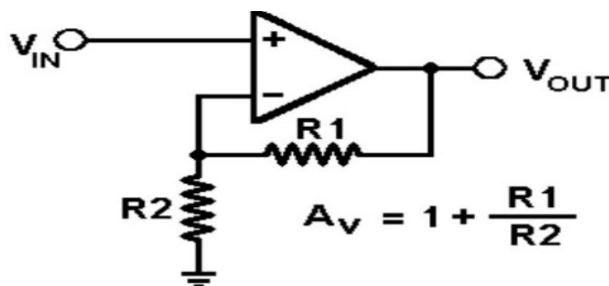


Figura 2.3.4 – Amplificatore non invertente

Il segnale per i muscoli con risposta molto forte è generalmente amplificato di un fattore 500 se si utilizzano preamplificatori, fino a raggiungere le 1000 unità, mentre per i muscoli con risposta EMG molto debole servono valori molto più alti, come ad esempio in corrispondenza delle dita dove sono necessari guadagni pari a 10000 [6,14].

Infatti, l'impostazione opportuna del guadagno dipende esclusivamente dalla risposta osservata del segnale che deriva dal muscolo d'interesse.

2.3.5 Conversione analogico-digitale (ADC)

Prima che un segnale EMG venga analizzato dal computer necessita di essere convertito da un potenziale a un segnale equivalente digitale attraverso il convertitore ADC, diventando quindi compatibile.

La conversione consiste nella trasformazione del segnale in bit tramite il campionamento e la quantizzazione. Il primo processo trasforma il segnale dal dominio del tempo continuo al dominio del tempo discreto con l'ausilio di una frequenza di campionamento, f_c , la quale indica il numero di campioni che un ADC riesce a convertire in un secondo. Quest'ultima viene scelta rispettando il teorema di Nyquist, ovvero non inferiore al doppio della frequenza massima contenuta nel segnale ($f_c \geq 2f_{\max}$), e per far fronte alle frequenze dei segnali EMG risulta tipicamente compresa tra i 1000 e i 1500 Hz. Il campionamento a una frequenza troppo bassa provoca il fenomeno di *aliasing*, ovvero la sovrapposizione dello spettro del segnale, comportando la perdita di informazioni e dati.

Il secondo processo, la quantizzazione, permette la suddivisione del segnale analogico campionato in un insieme di livelli che rappresentano ognuno un *range* di tensione differente, in cui ogni livello è associato ad un codice binario. Il numero di bit di quantizzazione determina la risoluzione dell'ADC. Infatti, se il numero di bit in questione è alto, la risoluzione risulterà bassa.

CAPITOLO 3 SEGNALE EMG

3.1 Origine e composizione del segnale EMG

Il segnale elettromiografico è basato sull'insieme di potenziali d'azione provenienti dalla membrana delle fibre muscolari a seguito dei fenomeni di depolarizzazione e di ripolarizzazione. La zona di depolarizzazione si estende per circa 1-3 mm²; dopo lo stimolo iniziale, questa zona viaggia lungo la fibra con velocità di 2-6 m/s per poi passare attraverso il sito d'elettrodo [6].

La membrana depolarizzata, accompagnata dal movimento degli ioni, crea un campo magnetico vicino alle fibre muscolari. Un elettrodo situato in questo campo rileva poi il potenziale d'azione.

3.1.1 Il potenziale d'azione di unità motoria (MUAP)

Gli elettrodi, quindi, sono capaci di acquisire i segnali che derivano dalle unità motorie e da tutte le fibre innervate. La somma di questi potenziali è detto MUAP, cioè potenziale d'azione di unità motoria, che differisce in forma e dimensioni in base al tipo ed all'orientamento rispetto al sito d'elettrodo delle fibre.

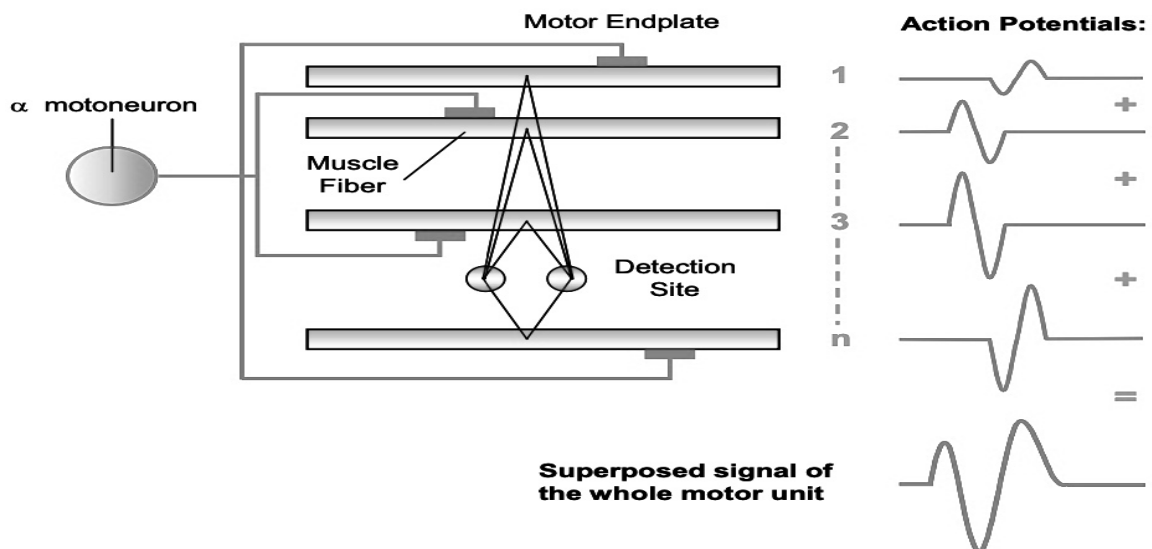


Figura 3.1.1 – Rilevamento potenziale d'azione

I numerosi MUAP che si presentano per la stessa unità motoria vengono raggruppati in treni di MUAP detto MUAPT. Un modello completo di segnale EMG superficiale rilevato dagli elettrodi considera la sovrapposizione di questi MUAPT delle diverse unità motorie, cioè la loro somma lineare (figura 3.1.1).

I due meccanismi che maggiormente influenzano le dimensioni e la densità del segnale rilevato sono il reclutamento dei MUAP e la loro frequenza di *firing*, cioè la frequenza di attivazione. Queste ultime due hanno il compito di regolare il processo di contrazione e modulare la forza del muscolo coinvolto [6,12].

3.1.2 L'andamento del segnale EMG

Il segnale non filtrato e non elaborato che individua i MUAPT è detto segnale EMG grezzo o tracciato d'interferenza ed è una misurazione dell'andamento nel tempo dell'attività di contrazione di un muscolo, ponendo in risalto i momenti di contrazione e riposo.

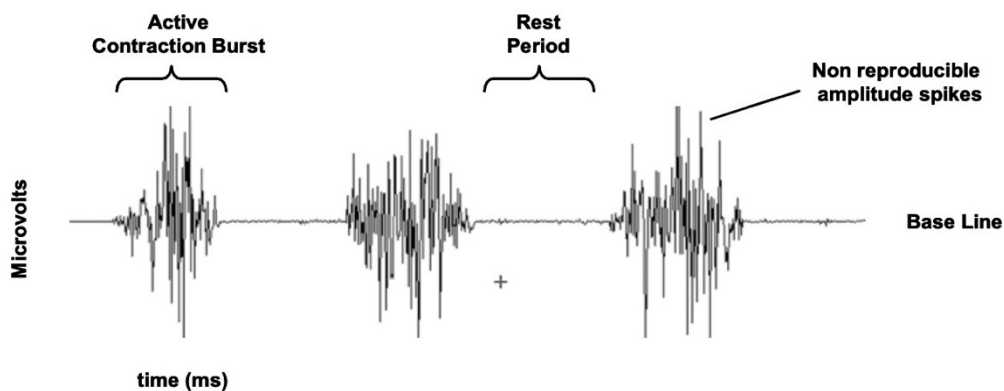


Figura 3.1.2a – Andamento del segnale EMG grezzo di 3 contrazioni

Durante i periodi di riposo si può notare la linea di base (“*Base Line*” in figura 3.1.2a) che indica quando il segnale è nullo. L'andamento di questa linea dipende da molti fattori, tra i quali la qualità dell'amplificatore e il rumore dell'ambiente. Se si suppone una buona prestazione in termini di amplificazione e preparazione della pelle, la media del rumore non dovrebbe eccedere i 3-5 µV.

Il *range* di valori corrispondente, invece, all'ampiezza di questa linea varia tra +/- 5000 µV, mentre il *range* di frequenza varia tra 6 e 500 Hz [6].

Analizzando in particolare il potenziale del MUAP si possono incontrare varie configurazioni, differenziate secondo alcuni parametri descrittivi (presenti in figura 3.1.2b):

- Ampiezza: la massima ampiezza picco-picco della principale onda del MUAP è indice della densità delle fibre muscolari che compongono l'unità motoria. Varia da poche centinaia di µV ad alcuni mV.

- Forma: può essere bifasica o polifasica e dipende prevalentemente dalla relazione spaziale tra elettrodo e fibre dell'unità motoria. Fornisce indicazioni riguardo all'attività globale di un muscolo o un gruppo muscolare.
- Durata: rappresentata dal distacco iniziale della linea di base al ritorno, è indice di sincronizzazione delle fibre muscolari. Varia dai 5 ai 15 ms e tende a crescere con l'età.
- Tempo di risalita: l'intervallo tra iniziale picco positivo e il picco negativo successivo.
- Fasi: è una porzione d'onda che parte dalla linea di base e ritorna, ed è indice del numero di fibre muscolari partecipanti. Il numero di fasi corrisponde ai picchi positivi e/o negativi.
- Stabilità: nei soggetti sani i MUAP sono stabili e identici ad ogni scarica, ma nei casi patologici, come disordini della trasmissione neuromuscolare, miopatie e disordini neurogenici si verificano variazioni di configurazione [1].

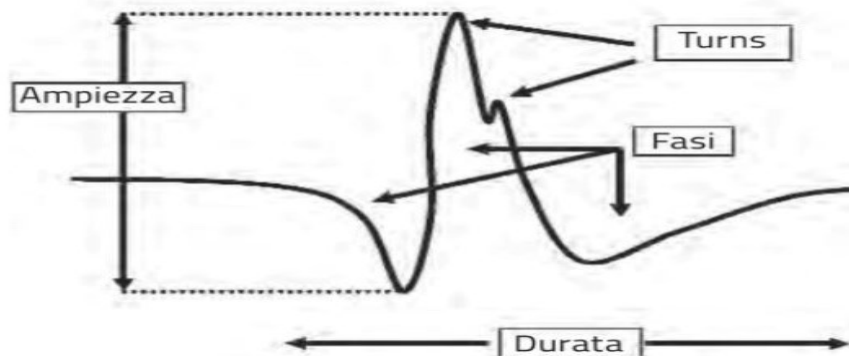


Figura 3.1.2b – Rappresentazione di un potenziale d'azione dell'unità motoria

3.2 Lo spettro

I dispositivi moderni permettono un facile studio della distribuzione delle frequenze del segnale EMG, ricavata tramite la trasformata di Fourier (FFT), la quale individua la componente più rilevante nel range dei 20-250 Hz e rappresenta lo spettro del segnale. Quest'ultimo può avere una forma variabile, a seconda delle impostazioni di controllo della FFT e dalle caratteristiche del muscolo che si va ad esaminare; si possono distinguere alcune peculiarità fondamentali: i picchi di frequenza sono localizzati tra i 50-80 Hz, dai quali valori poi la curva decresce e arriva ad azzerarsi intorno ai 200 e 250 Hz [6].

È costituito da due parti:

- Una è dovuta alla frequenza di *firing* (o di sparo) delle unità motorie più grandi e reclutate per ultime, contribuenti con dei picchi attorno alla frequenza media di sparo, ovvero tra i 10-40 Hz.

- La seconda è dovuta alla forma dei potenziali d'azione di unità motoria, intorno ai 50 fino ai 100 Hz, a seconda di alcuni fattori, tra i quali la forma e la disposizione degli elettrodi, la distanza tra le fibre e la fatica muscolare. In particolare, l'aumento di quest'ultima si è rivelata fondamentale per le variazioni dello spettro. Infatti, prolungando l'attività muscolare le frequenze tendono a concentrarsi intorno a valori inferiori e le ampiezze tendono ad aumentare [2].

3.3 Elaborazione del segnale

Il segnale elettromiografico, seppur in natura grezza contenga già informazioni rilevanti e sufficienti alla valutazione dell'esame, necessita di essere elaborato per consentire una migliore attendibilità dei dati. Infatti, a causa dei rumori, ambientali e/o casuali, contenuti nel segnale osservato, converrebbe porre un sistema di filtraggio apposito; tuttavia questa azione si rivela controproducente nel momento in cui l'entità e lo spettro dell'artefatto non sono ben riconosciuti, poiché, una volta elaborato, il segnale vero e proprio e gli artefatti diventano indistinguibili.

Esistono diversi metodi di elaborazione del segnale EMG, alcuni dei quali verranno introdotti a seguire.

A. Rettifica (*full-wave rectified*)

Il processo di rettifica ha inizio con la trasformazione di tutte le ampiezze negative in ampiezze positive, quindi ottenendo un segnale con tutti i valori non nulli al di sopra della linea di base (figura 3.3a).

Un aspetto fondamentale di questo metodo è la possibilità di applicare la misurazione di parametri come il valore medio, valore di massimo picco o l'area sottesa alla curva ottenuta. Infatti risulta utile calcolare un profilo medio per poter confrontare più soggetti o più muscoli solo a seguito della rettifica, dato che il segnale grezzo possiede media nulla.

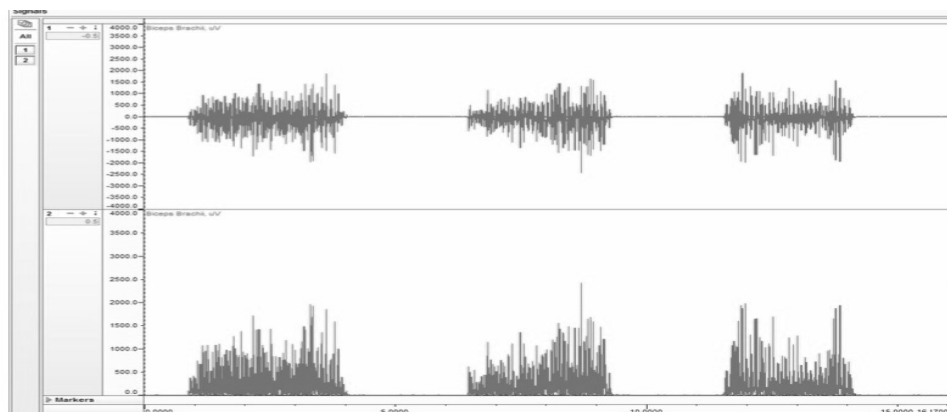


Figura 3.3a - Segnale EMG grezzo (in alto) – segnale EMG rettificato (in basso)

B. Smoothing

La tecnica di *Smoothing* consiste nell'eliminazione dei contributi non riproducibili del segnale EMG, generati tipicamente da rumori o variazioni delle unità motorie e i relativi potenziali.

Questo metodo viene applicato tramite l'utilizzo di algoritmi di livellamento digitale, i quali, oltre a porre al minimo la componente variabile del segnale, permettono l'eliminazione dei picchi di ampiezza ripida, mostrando in fase finale l'andamento medio del tracciato.

Si crea, quindi, un segnale d'involuppo lineare, che riflette un profilo di attività utile al confronto. Vengono utilizzati due algoritmi. Il primo è la media mobile (Movag), che consente di calcolare il valore medio di un sezione di dati arbitraria. Per i segnali rettificati viene denominato "Valore Medio Rettificato" (ARV) e serve per poter stimare il valore d'ampiezza [6]. Il secondo algoritmo è il *Root Mean Square* (RMS) che calcola la radice quadrata, riflettendo la potenza media del segnale applicando la formula 3.3b utilizzando una finestra temporale (N) con ampiezza a scelta (25 o 50 ms) [5].

$$\text{RMS}(k) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^N X(k-i)^2} \quad (\text{formula 3.3b})$$

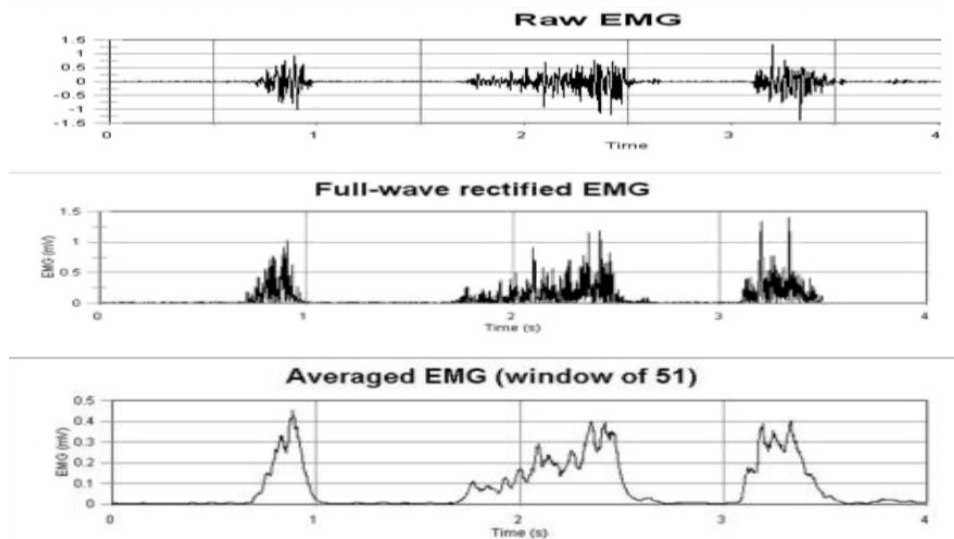


Figura 3.3b – Applicazione di ARV ad un segnale EMG

C. Filtraggio digitale

In alcuni casi è ritenuto opportuno implementare filtri digitali aggiuntivi, oltre a quelli già menzionati precedentemente. Il filtro passa-basso con frequenza di taglio pari a 6 Hz costituisce un metodo alternativo rispetto al Movag o al RMS per generare un segnale d'involuppo.

È inoltre consigliato utilizzare filtri di ordine superiore poiché possono essere applicati ricorsivamente, fino a rendere minimo l'effetto di sfasamento provocato tipicamente da artefatti legati al movimento.

D. Normalizzazione in ampiezza

Per poter effettuare un confronto quantitativo diretto tra i dati elettromiografici provenienti da più pazienti o dallo stesso paziente è necessaria una previa normalizzazione, poiché i risultati in ampiezza si rivelano influenzati da fattori di detezione variabili. Le imperfezioni e differenze in questione vengono corrette applicando una normalizzazione rispetto a un valore fissato. Generalmente quest'ultima si effettua attorno al cosiddetto "Valore Massimo di Contrazione Volontaria" (MVC) di una contrazione di riferimento, evidenziando i dati in valore percentuale. Questo metodo non comporta alcuna modificazione della curva ottenuta dal segnale EMG, ma introduce solamente un ridimensionamento dell'asse delle ordinate.

La normalizzazione MVC è il metodo più utilizzato e va effettuato separatamente per ogni muscolo in esame; permette di individuare l'innervazione massima muscolare effettiva, e non la massima forza.

È importante trovare una tipologia di esercizio che produca il valore MVC più elevato in un determinato soggetto, dato che potrebbero verificarsi risultati differenti tra individui distinti.

E. Normalizzazione temporale

Tra le varie ripetizioni effettuate durante l'esame EMG si è notato che la durata di uno stesso esercizio non è mai la medesima, a causa delle variazioni nell'attività di locomozione del soggetto o delle differenze tra i segnali elaborati. Quindi, analogamente alla normalizzazione MVC, il tempo viene definito nel periodo rispetto a un valore percentuale, non più in millisecondi, che va dallo 0% al 100%. Questo metodo consente di ottenere una riduzione della deviazione standard del segnale e di avere un segnale sempre più lineare.

3.4 Lettura del segnale EMG

L'analisi dei dati elettromiografici è un passo fondamentale per poter valutare l'attività elettrica del muscolo e poter elaborare un'adeguata diagnosi.

Esistono diversi metodi per poter leggere i tracciati EMG e i relativi spettri, tra i quali l'analisi in frequenza e l'analisi *Wavelet*.

3.4.1 *Analisi in frequenza*

Un'analisi nel dominio della frequenza permette una buona stima del segnale e delle sue caratteristiche rilevanti applicando la trasformata di Fourier e ricavando lo spettro di potenza. Quest'ultimo fornisce informazioni sui fenomeni fisiologici che si verificano nel muscolo durante la contrazione. Come visto nei capitoli precedenti (cap. 3.2), i parametri che definiscono lo spettro vengono influenzati dalla disposizione degli elettrodi, la forma delle fibre e la fatica muscolare. Tramite la trasformata di Fourier è possibile ricavare i parametri che identificano i cambiamenti nella distribuzione, come la frequenza mediana (MDF) e la frequenza media (MNF).

La MDF è la frequenza che divide lo spettro di potenza in due parti di uguale potenza e area.

$$\text{MDF: } \int_{F_1}^{F_{\text{median}}} \text{PS}(f) \cdot df = \int_{F_{\text{median}}}^{F_2} \text{PS}(f) \cdot df \quad (\text{formula 3.4.1a})$$

Nella formula 3.4.1a PS(f) è lo spettro di potenza del segnale EMG, mentre F_1 e F_2 sono le frequenze agli estremi della banda.

La MNF, invece, è definita come la frequenza baricentrale dello spettro di potenza del segnale ed è rappresentata dal rapporto tra due momenti spettrali di ordine diverso:

$$\text{MNF: } \frac{\int_{F_1}^{F_2} f \cdot \text{PS}(f) \cdot df}{\int_{F_1}^{F_2} \text{PS}(f) \cdot df} \quad (\text{formula 3.4.1b})$$

Dove PS(f) e F_1 e F_2 , nella formula 3.4.1b, sono analoghi alla formula precedente; al numeratore si trova il momento spettrale di ordine 1 mentre al denominatore il momento ha ordine 0 [4,5].

3.4.2 *Analisi Wavelet*

Un altro metodo di analisi è l'analisi *Wavelet*, la quale si serve della trasformata Wavelet (WT), che a differenza della trasformata di Fourier possiede sia una risoluzione in frequenza che una risoluzione temporale. La trasformata WT esprime il segnale come combinazione lineare di un insieme di vettori di base, in forma continua e discreta. Le *wavelet*, oscillanti, sono generate da una singola onda di base, denominata "Wavelet Madre", tramite i processi di ridimensionamento e traslazione, quindi si presentano compatibili per l'adattamento al segnale.

Questa onda madre scalata e traslata viene rappresentata dalla seguente formula 3.4.2a:

$$\Psi(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (\text{formula 3.4.2a})$$

Dove la funzione $\Psi(t)$ corrisponde alla *wavelet madre*, la quale può essere considerata una funzione passa-banda, mentre i parametri a e b , con a non nullo, rappresentano rispettivamente i fattori di scala e di traslazione.

La trasformata Wavelet può essere ricavata combinando la precedente formula 3.4.2a, applicando quest'ultima al segnale $x(t)$ d'ingresso ed ottenendo (formula 3.4.2b):

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int x(t) \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (\text{formula 3.4.2b})$$

Questo metodo, quindi, permette di calcolare i coefficienti che sono interni al prodotto tra il segnale e un insieme di wavelet, e risulta più efficace della trasformata di Fourier, poiché presenta una maggiore prestazione (figura 3.4.2). La trasformata Wavelet esegue un'analisi in maniera multirisolutiva, offrendo maggiori informazioni relative alle variazioni tempo-frequenza del segnale EMG e preservando il segnale nonostante si applichi un insieme di filtri [13, 15].

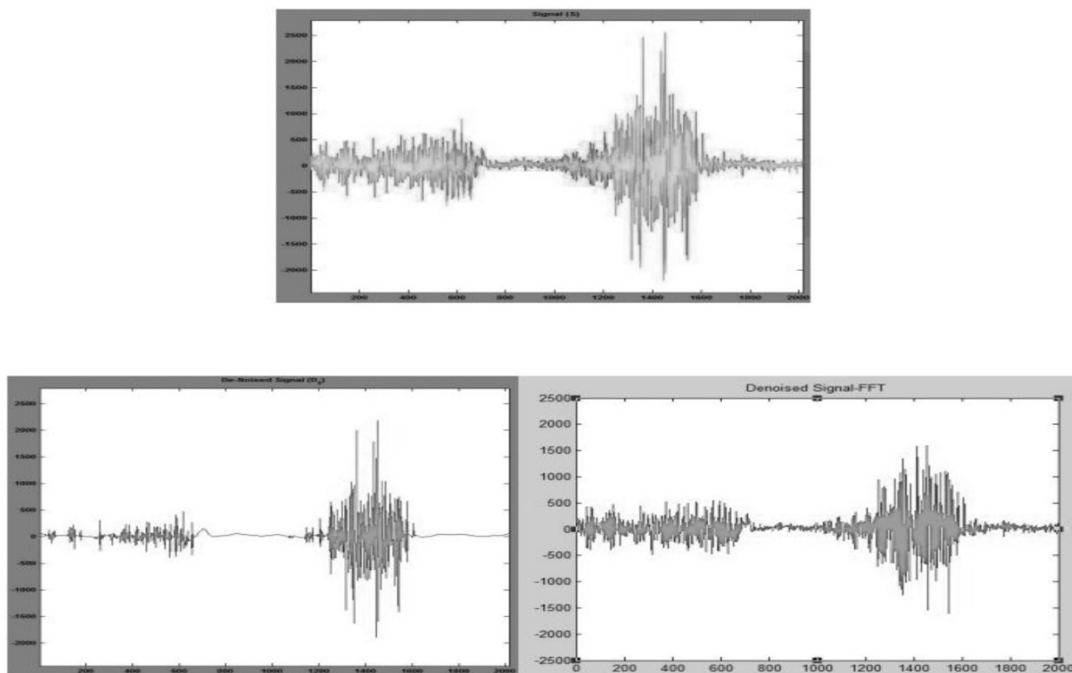


Figura 3.4.2 – Segnale EMG grezzo (in alto) – Segnale filtrato ed elaborato con WT (a sinistra) – Segnale filtrato ed elaborato con FFT (a destra)

CAPITOLO 4 SINDROME DEL TUNNEL CARPALE

4.1 Introduzione alla patologia

L'elettromiografia assume un ruolo importante studiando l'attività elettrica dei muscoli al fine di identificare eventuali patologie assieme al contributo clinico, e talvolta alla valutazione genetica. Quindi, tramite la registrazione dei dati neuromuscolari, è possibile individuare le alterazioni, le quali possono essere di origine neurogena, miogena o da disturbi della trasmissione.

In questa sezione si vuole approfondire una di queste patologie, ovvero la sindrome del tunnel carpale (STC).

La sindrome del tunnel carpale è la più comune tra le neuropatie e la sua eziologia è legata al lavoro, allo stile di vita, come movimenti ripetitivi del lavoro a macchina o digitazione, a lesioni o a predisposizioni genetiche. È definita come la compressione del nervo mediano a livello dell'articolazione del polso, legata ad una scarsa funzionalità del nervo stesso a quel livello. Inoltre, è maggiormente riscontrata nei soggetti di sesso femminile ed anziani [8].

4.1.1 Anatomia del tunnel carpale

Il tunnel carpale è un canale localizzato all'interno del polso, in corrispondenza della sua superficie palmare, ed è composto da un segmento centrale, noto come legamento trasverso del carpo.

Il tunnel carpale (TC), rappresentato in figura 4.1, ha il compito di proteggere il nervo mediano e nove tendini, utili alla flessione delle dita. Il nervo mediano ha origine dal plesso brachiale ed accede alla superficie della mano tramite il TC, in cui poi si dirama in rami muscolari, che a loro volta innervano i muscoli tenari, come il muscolo abdotto breve del pollice. Quest'ultimo viene valutato nell'esame elettromiografico per conseguire una diagnosi sospetta o conclusiva.

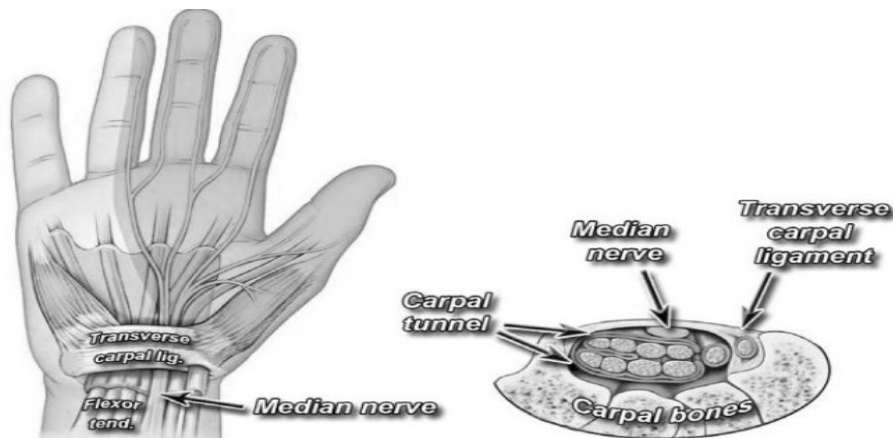


Figura 4.1 – Anatomia del tunnel carpale

4.1.2 Fisiologia patologica

Analizzando invece la sindrome del tunnel carpale in termini fisiopatologici, si valutano le alterazioni delle funzioni dell'organismo in merito alla malattia. Infatti si nota che la STC è provocata dall'incremento ciclico di pressione all'interno del tunnel carpale, con una successiva compressione e lesione del nervo mediano. Questo aumento di pressione viene amplificato nel caso di movimenti ripetitivi, sia che si tratti del movimento di flessione che di estensione del polso. A causa della compressione si verifica una demielinizzazione del nervo comportando anche disfunzionalità irreversibili, oltre che all'ostruzione, talvolta, del flusso sanguigno.

La sindrome in questione, con l'avanzare dei sintomi, provoca danni assonali diffusi e un aumento dei ritardi nella conduzione nervosa, poiché il tessuto neurale del polso diviene sempre più gonfio a causa dell'aumento di volume di uno qualsiasi dei nove tendini flessori presenti.

4.2 Sintomatologia

I sintomi legati alla STC possono essere vari, con diverse intensità di fastidio e dolore. Nel paziente si presentano disturbi della sensibilità associati a formicolii irregolari, sia notturni che diurni, in corrispondenza del pollice, indice, medio e in parte l'anulare. Queste sensazioni possono essere accompagnate da debolezza e, nel peggiore dei casi, diminuzione della coordinazione motoria e atrofia [10].

Esistono tre stadi della sindrome del tunnel carpale in base ai sintomi presenti nel soggetto malato. Il primo stadio corrisponde alla fase iniziale, in cui il paziente è infastidito dalla forte sensazione di intorpidimento e di gonfiore delle mani solo durante il sonno, dolore al polso assieme a formicolii, mentre durante il giorno tutto ciò si allevia.

Nel secondo stadio, invece, i sintomi si verificano anche quando il soggetto è sveglio.

L'ultimo stadio presenta invece una forte goffaggine nel prendere gli oggetti e i fenomeni di ipotrofia ed atrofia, cioè l'alterazione di organi e tessuti in termini di dimensioni.

A seconda dei sintomi, il clinico può provvedere alla cura del paziente in diversi modi. Infatti, se il soggetto lamenta sensazioni simili a quelle del primo stadio, in modo lieve e discontinuo, non si ricorre a misure chirurgiche. Mentre, se si verificano sintomi più gravi e frequenti vengono effettuati accertamenti secondo diversi test, come studi di conduzione nervosa ed elettromiografia. Quest'ultima ha il compito, inoltre, di identificare se la malattia si presenta in forma acuta o cronica [8].

4.3 Analisi dati EMG e confronto

Le alterazioni dell'attività mioelettrica del segnale elettromiografico che possono verificare la presenza della sindrome del tunnel carpale vengono individuate secondo uno studio strutturato sulla base dell'intensità dei sintomi riscontrati nel paziente.

Tipicamente, gli esami effettuati per pazienti con deficit sia sensoriali che motori sono la risonanza magnetica e l'ecografia, le quali possono servire ad individuare lesioni nel tunnel carpale o anomalie nel nervo mediano. I test alla base della valutazione clinica sono i test fisici come il test di Tinel e Phanel, o un insieme di valutazioni di movimenti attivi e passivi, di contrazione muscolare e d'allungamento. Inoltre, per poter confermare o meno la diagnosi di STC, si effettuano elettromiografia e studi della conduzione nervosa.

L'esame elettromiografico, accompagnato da test elettroencefalografici per studiare la conduzione nervosa, viene svolto per valutare i cambiamenti patologici nei muscoli innervati dal nervo mediano, nella maggior parte dei casi il muscolo abduttore (ABD), ed il flessore (FLX), breve del pollice [8, 9].

Lo studio delle alterazioni di alcuni parametri caratteristici consente l'identificazione della neuropatia. Questi valori sono: la velocità di conduzione media di fibra muscolare (CV), la frequenza media (MNF) e mediana (MDF) dello spettro di potenza, l'ampiezza descritta dal Valore Medio Rettificato (ARV) ed infine il Valore Quadratico Medio (RMS).

Al fine di analizzare l'esame elettromiografico tra soggetti sani e sintomatici secondo risultati attendibili, si prende come caso di studio quello svolto, nel 2008 da Rainoldi A., Gazzoni M. e Casale R. [9], su cinque soggetti femminili con STC.

In questo studio si effettua l'elettromiografia sui muscoli ABD e FLX, secondo un protocollo ben definito con tutti gli elementi e parametri che rispettano quanto citato nei capitoli precedenti, su cinque donne sintomatiche con stadio avanzato e senza aver subito interventi chirurgici, per poi confrontare gli esiti con cinque pazienti sani.

Vengono applicati elettrodi con alta impedenza d'ingresso ($100\text{ M}\Omega$), bassa impedenza d'uscita ($< 100\ \Omega$) e una componente di rumore molto ridotta. Il segnale EMG viene lavorato attraverso un filtro con una larghezza di banda di 10-450 Hz, per poi essere amplificato ed elaborato.

Per ciascun muscolo esaminato, è stato chiesto di effettuare tre massime contrazioni volontarie (MVC) lunghe 3 s. Successivamente, sono state registrate contrazioni isometriche di durata 3-5 s di entrambi i muscoli per valutare la qualità dei segnali riscontrati, ovvero se fosse ben rilevabile la propagazione dei MUAPs e se fossero accettabili le stime dei valori medi.

Per ogni muscolo sono state eseguite, inoltre, contrazioni submassimali, rispetto al valore MVC, al 10%, al 20% e al 30% per 5 s, mentre al 80% per 40 s, con un tempo di rilassamento di 5 minuti per ogni contrazione.

Per poter individuare le alterazioni mioelettriche si analizzano i valori e le relative variazioni della frequenza spettrale media (MNF) e mediana (MDF), il RMS e la velocità di conduzione (CV). Quest'ultima si calcola come rapporto tra la distanza tra gli elettrodi, ovvero di circa 2,5 mm, ed il tempo di ritardo tra i segnali registrati nella configurazione differenziale.

Prendendo in esempio i risultati ottenuti e riportati in figura 4.3.1, nel gruppo sano si è notata una maggiore ampiezza del segnale ed i valori dei MVC registrati si sono rivelati più elevati rispetto al gruppo sintomatico in entrambi i muscoli.

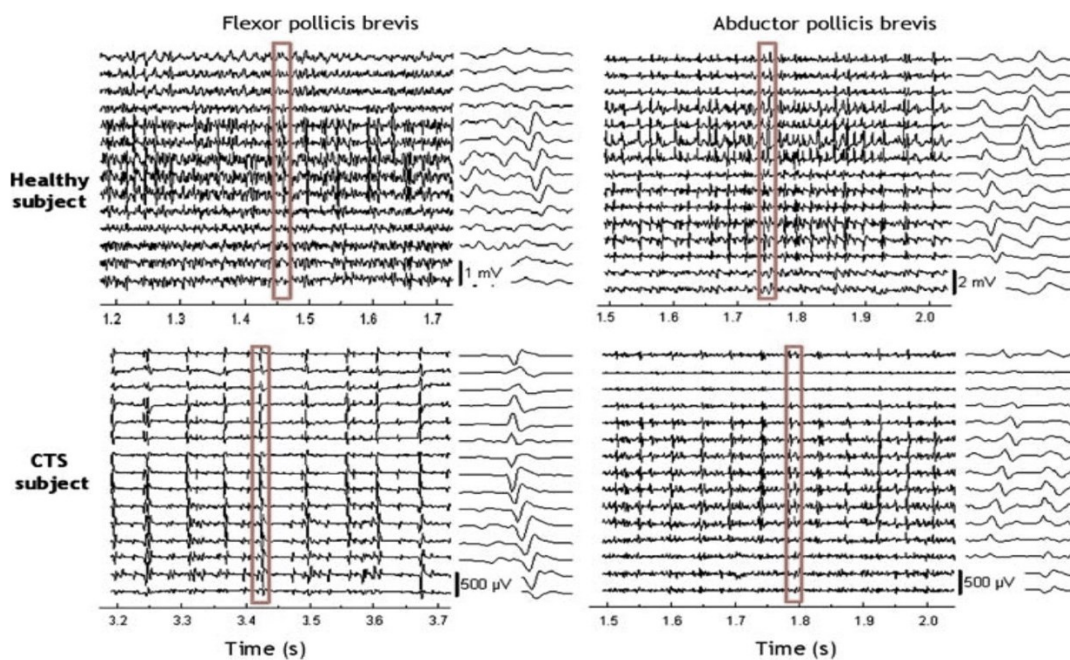


Figura 4.3.1 – Esempio di segnale misurato con contrazione 80% MVC in FLX e ABD

Per quanto riguarda, invece, le variabili globali, si è riscontrata una distribuzione di CV, MNF e MDF tendente a valori più bassi nel gruppo sintomatico rispetto a quello sano.

Come si può evincere dalla seguente figura (figura 4.3.2), la sindrome del tunnel carpale altera il segnale elettromiografico fisiologico e diminuisce il tracciato di interferenza. Infatti, gli esiti possono essere ricondotti ad una riduzione di numero di unità motorie reclutate, poiché l'abbassamento della figura di interferenza suggerisce una scarsa forza muscolare o uno sforzo ridotto a causa del dolore provato durante la contrazione, legati alla compromissione dell'accoppiamento eccitazione-contrazione del muscolo. Inoltre, come osservato nella stessa figura, le unità motorie con valori di velocità di conduzione superiori ai 3,5 m/s sono molto abbondanti solo nei soggetti sani, mentre nei pazienti sintomatici sono meno frequenti, o addirittura quasi assenti.

In conclusione, lo studio preso in esame ha dimostrato che l'elettromiografia è un esame riesce a distinguere e ad identificare le alterazioni portate dalle patologie, come la STC. Infatti, le informazioni rilevanti riscontrate con questa analisi sperimentale sono le seguenti: i tracciati di interferenza risultano differenti tra soggetti sani e malati, nei pazienti con STC la velocità di conduzione media delle fibre muscolari è più bassa e l'insieme di MUAP si presenta alterato [9].

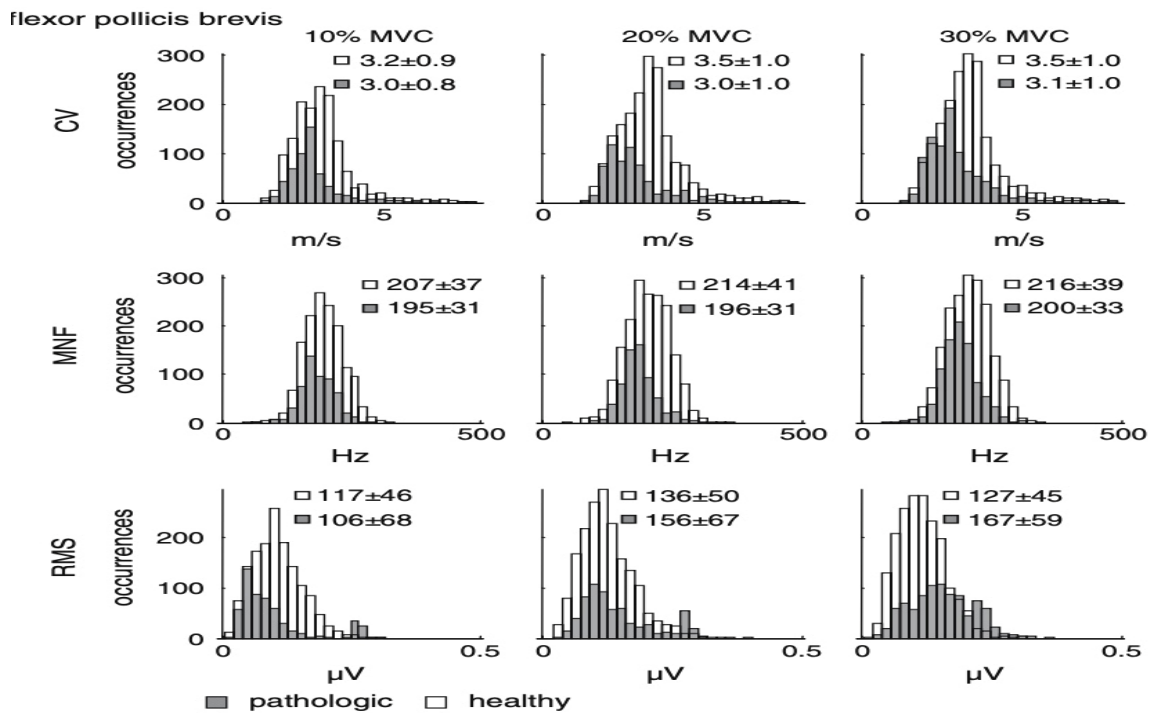


Figura 4.3.2 – Distribuzione CV, MNF, RMS per contrazioni di 10%, 20%, 30% MVC nel FLX

CONCLUSIONI

Nel presente elaborato è stato analizzato a fondo il tema dell'elettromiografia, a partire dagli elementi anatomici a cui si applica, dalla struttura del muscolo al tessuto nervoso e i suoi potenziali associati. Poi, è stata trattata la preparazione del paziente e della strumentazione all'esame ed il sistema di funzionamento della macchina, l'elettromiografo, con tutti i componenti del suo schema a blocchi.

Dopo aver studiato l'apparecchiatura, è stato approfondito il segnale EMG ed il suo spettro, ovvero la distribuzione delle frequenze, la quale fornisce le informazioni utili per individuare eventuali anomalie. È stata presentata, inoltre, l'analisi del segnale stesso, seguita dalla sua elaborazione, che si può sviluppare in diversi modi, due dei quali sono stati citati nella tesi, ovvero l'analisi in frequenza e l'analisi *Wavelet*.

Infine, si è posta l'attenzione su un esempio di applicazione clinico, in cui si è potuto verificare l'attendibilità dell'esame e dei suoi risultati. Infatti è stata introdotta una patologia, la sindrome del tunnel carpale, la neuropatia più diffusa, ed i suoi sintomi, per poi concludere con un confronto di dati, attendibili, poiché sono stati acquisiti durante un'esperienza svolta da alcuni studiosi citati nel capitolo corrispondente. Si è evinto da quest'analisi che le variazioni del tracciato d'interferenza del segnale sono ben visibili nei soggetti sintomatici, i quali presentano valori più bassi, rispetto ai soggetti sani, nelle variabili globali come il valore RMS, la frequenza media e la frequenza mediana dello spettro.

Quanto descritto è stato d'aiuto per comprendere meglio il tema dell'EMG e delle sue potenzialità, poiché, con l'esperienza svolta in ospedale direttamente nell'ambiente di questa tecnica, l'elettrofisiologia è risultata molto sottovalutata. Seppur rimanga un esame complementare che necessita di altri test preliminari, una raccolta di indagini ed informazioni, l'elettromiografia riesce ad individuare eventuali alterazioni importanti per l'identificazione di una patologia, miogena o neurogena, in modo esaustivo ed efficace.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Angelini C. & Battistin L. (2022). *Neurologia clinica: Elettrodiagnostica neurofisiologica periferica* (3rded.) (Negrin P., Fardin P., Zara G.). Esculapio.
- [2] Bracale M. (2002). *Elettromiografia: Appunti del corso di Elettronica Biomedica*. Napoli. http://www.ingbiomedica.unina.it/studenti/ing_bio/mat_did/PB_SB/Elettromiografia.pdf
- [3] Di Bello C. & Bagno A. (2016). *Biomateriali: Dalla Scienza dei Materiali alle Applicazioni Cliniche* (2nded., pp. 136-140, 145-146). Pàtron Editore.
- [4] Gonzalez-Izal M., Malanda A., Gorostiaga E. & Izquierdo M. (2012). Electromyographic models to asses muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22, 501-512.
- [5] Guiotto A. (2023). *Analisi del movimento ed elettromiografia di superficie*. Seminario in data 27/03/2023 presso il DEI, Università di Padova. Lezione di Tecnologia e Strumentazione Biomedica.
- [6] Konrad P. (2006). *The ABC of EMG – A practical Introduction to Kinesiological Electromyography*, v. 1.4, 30-35.
- [7] Merletti R., Parker P. (2004). *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken: Wiley-Interscience.
- [8] Osiak K., Elnazir P., Walocha J.A. & Pasternak (2021). *Carpal tunnel syndrome: state-of-the-art review* (vol. 81 (4), pp. 851-862). Via Medica. https://journals.viamedica.pl/fovia_morphologica/article/view/FM.a2021.0121/64749
- [9] Rainoldi A., Gazzoni M. & Casale R. (2008). *Surface EMG signal alterations in Carpal Tunnel syndrome: a pilot study*. *Eur J Appl Physiol* 103, 233-242.
- [10] Sevy J.O. & Varacallo M. (2022). *Carpal Tunnel Syndrome*. Treasure Island (FL): StatPearls. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK448179/>
- [11] Silverthorn, D. U. (2020). *Human Physiology: An Integrated Approach* (8th ed., pp. 355-363, 212-214). Pearson Education.
- [12] Stegeman D. F., Blok J. H., Hermens H. & Roeleveld K. (2000). Surface EMG models: properties and applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 313-326.
- [13] Wei G., Tian F., Tang G. & Wang C. (2012). A Wavelet-Based Method to Predict Muscle Forces From Surface Electromyography Signals in Weightlifting. *Journal of Bionic Engineering*, 9, 48-58.
- [14] Zahak M. (2012). Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis: A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. InTech.
- [15] Zhang X., Wang Y. & Han R. P.S. (2010). Wavelet Transform Theory and its Application in EMG Signal Processing. *Seventh International Conference on Fuzzy System and Knowledge Discovery*. Qingdao, China.