

CONFIGURAZIONE SPERIMENTALE EMG

Il segnale EMG dagli elettrodi di superficie è inviato ad un amplificatore che aumenta la grandezza del segnale in modo che possa essere digitalizzato in maniera accurata dal ADC del computer.

Elettrodi:

Esistono due tipi base di elettrodi:

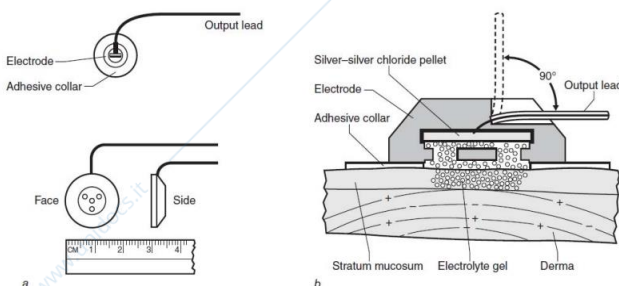
- **ELETTRODI DI SUPERFICIE:** posizionati sulla parte superiore della pelle, direttamente sul muscolo
- **ELETTRODI PERMANENTI:** inseriti all'interno della pelle, direttamente nel muscolo.

Entrambi sono costruiti con metalli conduttori e svolgono le stesse funzioni: convertono il potenziale elettrico generato dal muscolo in un segnale elettrico che viene condotto attraverso i fili all'amplificatore (*trasduzione del segnale*)

- La maggior parte degli elettrodi di superficie necessita l'uso di un gel elettronico prima di essere applicato sulla pelle
- Il potenziale d'azione delle fibre muscolari genera correnti extracellulari che si estendono dalla membrana all'elettrodo. Mentre il dipolo si propaga lungo la fibra muscolare, le correnti scorrono attraverso i fluidi extracellulari e danno origine ai gradienti potenziali.
- La variazione dei gradienti potenziali insieme alla propagazione del dipolo provocano correnti elettriche condotte dalla conduttanza capacitiva attraverso l'*interfaccia metallo-elettrolita* agli elettrodi
- Le minuscole correnti nei cavi degli elettrodi vengono rilevate dall'amplificatore e aumentate fino a raggiungere una grandezza sufficientemente grande da poter essere registrata
- L'elettrodo è quindi un dispositivo che converte i potenziali ionici generati dai muscoli in potenziali elettronici che possono essere misurati da un amplificatore.

Interfaccia elettrodo-elettrolita:

- Gli elettrodi sono realizzati con materiali conduttori che variano dai metalli preziosi (es. oro o argento) al semplice acciaio inox.
- Prima di applicare l'elettrodo sulla pelle, la pelle viene pulita per rimuovere gli oli e la pelle morta che contengono solo bassi livelli di elettrodi.
- Gel elettrolitico applicato sia sull'elettrodo che sulla pelle, in modo che venga assorbito nello strato mucoso per entrare in contatto con il derma, dove può servire a ridurre la resistenza (R) attraverso la pelle.



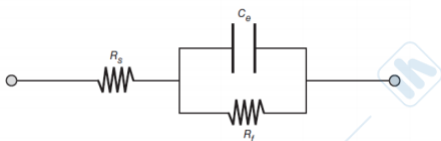
Quando il metallo entra in contatto con il gel elettrolitico, si generano due fenomeni elettrochimici critici che regolano le proprietà di registrazione dell'elettrodo superficiale:

1. Il metallo attira gli ioni del gel, il tipo di ione attratto (positivo o negativo) dipende dal tipo di metallo e di gel. Il risultato è un aumento della concentrazione di un tipo di ione sulla superficie dell'elettrodo. Gli ioni con carica opposta si allineano alla superficie dell'elettrodo ma leggermente più lontano, in modo che vi sia un piccolo spazio tra il gel elettrolitico l'elettrodo, con carica neutra.
2. C'è una tendenza del metallo a scaricare gli ioni nel gel elettrolita, lasciando dietro un eccesso di elettroni liberi nel metallo. Il tipo di ione scaricato nell'elettrolita è la fonte dell'attrazione tra l'elettrolita e la superficie del metallo.

Le due interazioni elettrochimiche danno origine a uno strato di carica dipolo in corrispondenza dell'*interfaccia elettrodo-elettrolita* che si comporta come un condensatore (C). Lo strato di dipolo è la fonte dell'impedenza d'ingresso del segnale EMG. (Gli stessi eventi si verificano con gli elettrodi permanenti).

L'interfaccia di pelle, gel ed elettrodo altera il segnale EMG in modi deterministici. Le proprietà di registrazione di un singolo elettrodo possono essere rappresentate da un circuito equivalente.

Circuito equivalente:



La resistenza del gel elettrolitico (R_s) è in serie con gli effetti capacitivi dello strato di dipolo elettrolitico sulla superficie dell'elettrodo (C_e). Esiste una resistenza (R_f) aggiunta in parallelo per indicare la resistenza della reazione chimica (attivazione energie) che sposta la carica sull'interfaccia

L'applicazione più semplice del circuito equivalente può essere vista attraverso i cambiamenti nella superficie degli elettrodi superficiali:

- Una riduzione della superficie dell'elettrodo comporterà un aumento della resistenza (R_s) e una diminuzione della capacità (C_e). Il risultato complessivo è un aumento dell'impedenza dell'elettrodo. (Vale il contrario se la superficie dell'elettrodo aumenta)

Tipi di elettrodi:

Le registrazioni in superficie e profondità sono i due metodi di base per registrare l'attività elettrica dei muscoli. Le due metodologie sono associate a diversi tipi di elettrodi, ognuno con i suoi vantaggi e svantaggi. Inoltre l'attività del muscolo può essere registrata usando una configurazione monopolare o bipolare sia per gli elettrodi superficiali che ad aghi.

1. ELETTRODI SUPERFICIALI: a piastra, galleggianti

A PIASTRA: Inizialmente erano costruiti con una semplice piastra metallica conduttiva quadrata o circolare. Veniva applicato uno strato di gel elettrolitico sulla piastra che veniva fissata alla pelle con del nastro adesivo. Gli elettrodi a piastra erano sensibili agli artefatti da movimento (disturbo meccanico che cambia lo spessore del gel tra la piastra e la pelle durante la contrazione muscolare), questi causano una momentanea modifica della distribuzione della carica all'interno del gel fino a che l'impedenza d'ingresso riacquista l'equilibrio. I semplici elettrodi a piastra possono essere quindi più problematici rispetto ad altri design, ma possono comunque essere usati in maniera efficace se il gel elettrolitico viene applicato con parsimonia e l'elettrodo viene fissato correttamente sulla pelle.

GALLEGGIANTI: Un metodo più efficace per ridurre gli effetti degli artefatti da movimento consiste nell'eliminare il contatto diretto tra la superficie metallica e la pelle, tramite *elettrodi galleggianti (floating electrode)*: la superficie di registrazione viene posta lontano dalla pelle e il gel forma un *ponte elettrolitico* tra l'elettrodo e la pelle. L'elettrodo galleggiante appartiene alla classe degli *elettrodi passivi* poiché non vengono aggiunti componenti elettronici.

Gli *elettrodi attivi* invece prevedono un preamplificatore all'interno della superficie di registrazione in metallo, che si trova a contatto diretto con la pelle.

- L'ampiezza del segnale EMG viene aumentata di un fattore di 10 (o più) prima che sia trasmesso all' amplificatore principale.
- Fintanto che la pelle viene accuratamente pulita in modo tale che gli elettroliti naturali presenti nel derma possano condurre il segnale, il gel elettrolitico non è necessario per facilitare la trasmissione del segnale.
- Il vantaggio aggiuntivo degli elettrodi attivi è che la potenza del segnale EMG risultante è grande in confronto al rumore ambientale.
- La dimensione e la configurazione degli elettrodi attivi sono necessariamente fissate per adattarsi alle dimensioni fisiche del preamplificatore.
- Gli elettrodi attivi sono quindi più restrittivi rispetto a quelli passivi riguardo alle dimensioni e alla posizione del muscolo che possono registrare

Elettrodi superficiali

VANTAGGI:

- Non invasivo
- Facile da applicare

LIMITI:

- Limitato ai muscoli superficiali abbastanza grandi da sopportare il montaggio dell'elettrodo
- È difficile isolare l'attività di un solo muscolo
- Quadramento incrociato (*cross-talk*) i potenziali dei muscoli non correlati sono mischiati con il segnale di interesse

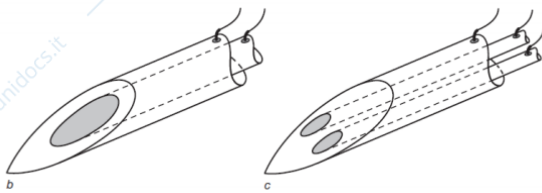
2. ELETTRODI AD AGO:

Gli elettrodi ad ago vengono utilizzati per rilevare potenziali di azione dell'unità motrice (MUAP).

- La dimensione dell'ago utilizzato (calibro 23-28) dipende dal numero di fili di registrazione che scorrono al centro della cannula.
- Il filo (di solito in acciaio inox, platino, nichelcromo o argento) ha un diametro compreso tra 25-100 microm
- Gli elettrodi concentrici sono spesso usati per registrazioni neurodiagnostiche

Se viene utilizzato solo un filo per la configurazione monopolare, questo rappresenta la superficie di registrazione (G1) e la cannula il riferimento (G2). Un elettrodo separato (massa) deve essere posizionato sulla pelle e collegato all'amplificatore.

Nella configurazione bipolare, poiché sono presenti due fili conduttori, la cannula funziona come terra.



Elettrodi ad ago:

VANTAGGI:

- Ideale per rilevare potenziali da un volume molto limitato di tessuto
- Adatto per muscoli profondi

LIMITI:

- Invasivo
- L'ago deve essere spostato più volte in altri compartimenti per ottenere una registrazione più rappresentativa dell'intero muscolo
- È richiesta una formazione per il posizionamento
- Conoscenza dell'anatomia muscolo-scheletrica

Filtraggio del tessuto:

- La propagazione di correnti elettriche attraverso il tessuto muscolare dipende dalla frequenza.
- All'aumentare della frequenza del segnale, viene rilevato un rapido declino dell'ampiezza (modulo) sulla superficie di registrazione dell'elettrodo. Poiché vi è un'attenuazione progressiva dell'ampiezza dei segnali ad alta frequenza, il tessuto muscolare è classificato come un filtro passa-basso
- Il tessuto muscolare consente ai segnali EMG a bassa frequenza di passare attraverso di esso rimanendo relativamente invariati, ma distorce i segnali a frequenza più elevata
- La relazione tra la frequenza del segnale e la quantità di attenuazione dipende dalla distanza. Un elettrodo posizionato più lontano dalle fibre attive ha una maggiore attenuazione ad alta frequenza
- L'ampiezza e il contenuto in frequenza dei segnali EMG di superficie, sono notevolmente minori rispetto ai segnali prelevati in profondità

Configurazione dell'elettrodo:

- La configurazione dell'elettrodo per EMG di superficie fa riferimento al numero di superfici di registrazione e alla loro disposizione rispetto alle superfici muscolari, tendinee e ossee
- Le due configurazioni dell'elettrodo più comuni per gli elettrodi superficiali sono: disposizione monopolare e bipolare (in entrambi i casi sono presenti due superfici di rilevamento e un elettrodo di terra)
- Configurazioni più complicate possono essere viste come un'estensione della disposizione bipolare

Registrazioni monopolari:

Nelle registrazioni monopolari viene utilizzato un solo elettrodo per registrare l'attività muscolare. I seguenti 3 elettrodi sono quelli usati per registrazioni monopolari:

- a. Superficie di registrazione *attiva* (G1) posizionata sul muscolo
- b. Il *riferimento* (G2) che viene utilizzato per determinare una differenza di potenziale, viene posizionato in una posizione elettricamente neutra, come un tendine
- c. *Terra* posizionato su una superficie ossea distante da G1 e G2

Il muscolo contiene aree con dense collezioni di piastre terminali. Queste aree possono essere identificate come punti focali sulla superficie della pelle, in cui la minima stimolazione elettrica produce una contrazione muscolare (*motor point*). Il punto motorio è spesso confuso con la zona di innervazione che è una piccola regione o una banda di tessuto muscolari in cui i MUAP hanno origine e quindi si propagano bidirezionalmente verso ciascun tendine (la tabella di riferimento anatomica descrive la posizione dei punti motore).

Registrazioni bipolari:

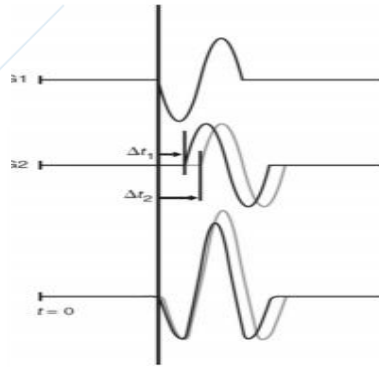
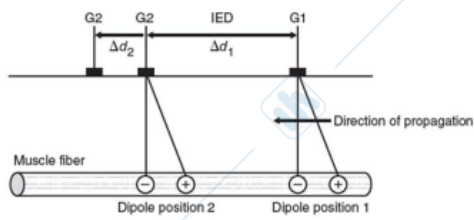
Le registrazioni bipolari sono definite in modo simile per EMG profondi e di superficie.

Una configurazione bipolare ha elettrodi G1 e G2 posizionati sul muscolo; i segnali degli elettrodi vengono quindi inviati a un amplificatore che inverte l'ingresso G2. L'elettrodo di terra è posizionato in un sito neutro, come ad esempio una prominente ossea, vicino a G1 e G2.

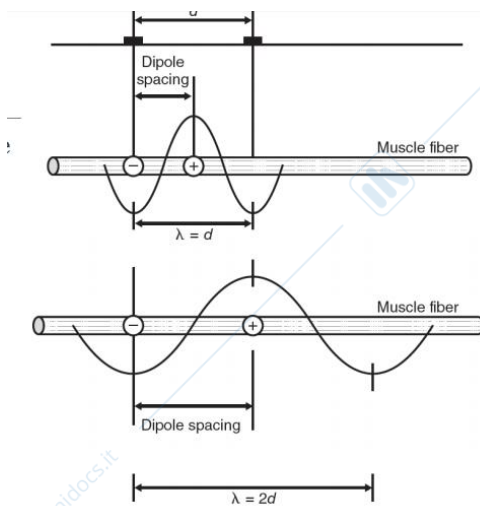
Questa configurazione di base sfrutta a pieno i circuiti dell'amplificatore progettati per ridurre al minimo i segnali di interferenza; l'amplificatore riesce a fare questo sottraendo G2 da G1.

Distanza interelettrodo:

- Il dipolo passa prima sotto G1 e la fase negativa (depolarizzazione) è sotto la linea di base
- Si propaga quindi lungo la fibra muscolare verso G2 dove il segnale viene invertito
- Il segnale che passa sotto entrambi gli elettrodi è bifasico, ma la loro somma $[G1+(-G2)]$ è trifasica
- Il riposizionamento di G2 più lontano rispetto a G1 costringerà il dipolo a percorrere una distanza maggiore ($\Delta T_2 > \Delta T_1$)
- La velocità di conduzione rimane costante, quindi il dipolo impiegherà più tempo ad arrivare a G2 ($\Delta T_2 > \Delta T_1$)



- La somma dei potenziali in G1 e G2 ha ancora tre fasi, ma ora il segnale EMG è più lungo in durata e maggiore in ampiezza
- Potenziali di maggiore durata comportano componenti a frequenza inferiore nel segnale EMG
- Vale il contrario per distante fra elettrodi minori: producono EMG di ampiezza minore con componenti a frequenza più alta
- Dato che l'ampiezza e il contenuto in frequenza dei segnali EMG sono alterati dalla distanza intraelettrodo, gli elettrodi bipolari funzionano come un *filtro spaziale*



- Consideriamo di nuovo un dipolo ma con spaziatura più ampia
- Ad una certa velocità di conduzione (v) due successive creste del potenziale d'azione, pari a una lunghezza d'onda (λ), saranno entrambe sotto gli elettrodi contemporaneamente (fibra superiore)
- La somma tra G1 e G2 comporterà la cancellazione d'onda. Quando la lunghezza d'onda è uguale alla distanza interelettrodo ($\lambda=d$) la frequenza (f) cancellata nel segnale EMG è $f=v/d$
- Anche le frequenze che coinvolgono un semplice multiplo della velocità di conduzione vengono cancellate
- Quando la spaziatura del dipolo è uguale alla distanza interelettrodo ($\lambda=d$) le fasi negativa e positiva sono concentrate rispettivamente sotto G1 e G2 (fibra inferiore). Il risultato è la somma perfetta delle due fasi
- In questo caso la lunghezza d'onda è pari al doppio della distanza interelettrodo ($\lambda=2d$). La frequenza passata dagli elettrodi è $f=v/2d$

- Frequenze che coinvolgono un multiplo dispari della velocità di conduzione sono presenti nel segnale EMG. La relazione $f=v/2d$ semplificata algebricamente a $\lambda=d$ per frequenze che sono un multiplo pari della velocità di conduzione, porta alla cancellazione
- I valori non interi subiscono solo un'attenuazione parziale

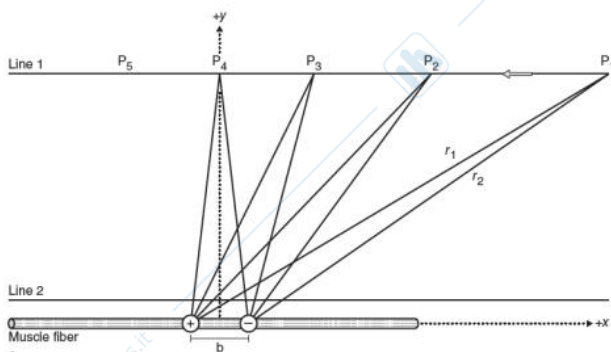
L'impatto pratico è che un sistema di rilevamento bipolare agisce come un *filtro a pettine*, che consente il passaggio di alcune frequenze nel segnale EMG, ma non altre. Se si conoscono la distanza intraelettrodo e la velocità di conduzione muscolare, è possibile calcolare le frequenze presenti nel segnale EMG.

Selettività:

La selettività si riferisce alla capacità di registrare un'attività muscolare significativa da un volume locale di tessuto piuttosto che il cross-talk delle fibre muscolari vicine.

Gli elettrodi di superficie in merito hanno uno svantaggio iniziale ma la situazione può essere migliorata.

La spaziatura del dipolo per le fibre muscolari è costante; tuttavia l'effettiva spaziatura del dipolo dipende dalla geometria della distanza radiale tra la fibra muscolare e la superficie di rilevamento. La spaziatura del dipolo per le fibre più distanti sembra essere maggiore di quella delle fibre più vicine.



Se la distanza dell'inter-elettrodo viene mantenuta il più breve possibile, corrisponderà alla spaziatura del dipolo delle fibre muscolari più vicine alla superficie di rilevamento, mentre il contributo di ampiezza e frequenza delle fibre più distanti verrà attenuato.

Ricordiamo che CMAP registrato dalla superficie della pelle è di grandezza maggiore e di durata maggiore. La durata del CMAP è anche correlata alla lunghezza d'onda e può essere utilizzata per determinare la distanza inter-elettrodo ottimale per gli elettrodi di superficie, poiché varia in base alle dimensioni del muscolo.

Un modo per verificare che la distanza inter-elettrodo sia sufficiente è evocare un CMAP. Se la classica forma trifasica CMAP appare priva di distorsioni, oltre a quelle del filtro spaziale associato alle registrazioni bipolari, la distanza inter-elettrodo è sufficiente.

La selettività non può essere migliorata diminuendo la superficie dell'elettrodo, poiché aumenterebbe l'impedenza provocando una maggiore contaminazione del rumore nel segnale.

Una regola generale è che gli elettrodi sono in grado di rilevare un'attività significativa da un volume sferico di tessuto muscolare avente raggio pari alla distanza interelettrodo (area di prelievo o volume di rilevamento). Per una distanza fissa interelettrodo il volume di rilevamento è lo stesso sia se il muscolo è grande o piccolo. Tuttavia per un muscolo più piccolo un dato volume di rilevazione è una percentuale maggiore del volume muscolare totale. Pertanto le registrazioni EMG di superficie sono più rappresentative per i muscoli più piccoli.

Non si può aumentare la distanza interelettrodo per aumentare il volume di rilevamento di per un muscolo grande, perché un aumento di tale distanza da 2 a 4 cm può aumentare l'ampiezza e diminuire il contenuto in frequenza del segnale EMG di superficie. Aumentare la distanza interelettrodo non significa necessariamente che gli elettrodi registrino l'attività elettrica dai muscoli più profondi. Il volume di rilevamento degli elettrodi di superficie comprende solo le fibre più superficiali del muscolo; queste fibre muscolari appartengono a unità motorie più grandi e con soglia più elevata.

Il segnale EMG di superficie può quindi rappresentare una visione distorta dell'attività muscolare complessiva.

Considerazioni sul posizionamento degli elettrodi:

- La distanza interelettrodo per le registrazioni superficiali varia tra 5 e 20 mm a seconda delle dimensioni del muscolo
- Sono possibili distanze interelettrodo più brevi, ma esiste un limite pratico associato a un rischio maggiore che il gel elettrolita formi un ponte salino tra le due superfici di registrazione attraverso la pelle
- Ciò ridurrà la differenza di potenziale tra i due elettrodi e l'ampiezza EMG osservata sarà molto più basse del previsto. È importante quindi rimuovere l'eccesso di gel.
- Contrariamente al posizionamento con la configurazione monopolare, gli elettrodi di superficie bipolari non devono essere collocati all'interno della zona di innervazione
- I potenziali di azione delle fibre muscolari originati dalla zona di innervazione viaggiano bidirezionalmente verso il tendine alle due estremità del muscolo
- Se G1 e G2 dovessero cavalcare la zona di innervazione entrambi gli elettrodi vedrebbero lo stesso potenziale e si verificherebbe una cancellazione
- Realisticamente la cancellazione non sarebbe perfetta. Il segnale sarebbe di ampiezza inferiore e conterrebbe componenti a frequenza più elevate poiché la somma tra G1 e G2 comporterebbe picchi più irregolari
- Per le contrazioni statistiche gli elettrodi devono essere posizionati a 20 mm di distanza dalla zona di innervazione per ridurre al minimo gli effetti della dispersione temporale
- La dispersione temporale è funzione di: velocità di conduzione (che dipende dal diametro delle fibre), la dispersione delle giunzioni terminali, la variabilità dei tempi di attivazione delle fibre all'interno di un'unità motoria
- Queste differenze spaziali tra le fibre all'interno della stessa unità motoria provocano la dispersione dei loro potenziali individuali mentre si propagano verso il tendine
- Poiché la dispersione aumenta con il tempo di conduzione, l'effetto si chiama *dispersione temporale*

- Posizionando gli elettrodi vicino, ma non oltre, la zona di innervazione sommerà gli MFAP quando la dispersione temporale è minima e produrrà la massima grandezza EMG
- La somma dei potenziali che sono più dispersi nel tempo comporterà un segnale che è più basso in ampiezza e più lungo in durata, contenente più componenti a bassa frequenza
- La dispersione temporale ha effetti di filtro passa-basso sul MUAP
- Al contrario, se gli elettrodi sono posizionati troppo vicino al tendine, gli effetti finali dei potenziali vicino al tendine contribuiranno al segnale EMG con componenti ad alta frequenza.

Caratteristiche dell'amplificatore:

1. L'intervallo dei valori EMG riportati varia a seconda del tipo di contrazione, della dimensione del muscolo e di altre differenze metodologiche
2. Le contrazioni isometriche massime possono generare ampiezze P-P di 5 mV
3. L'EMG interno non è attenuato dal filtraggio dei tessuti e può raggiungere un massimo di 10mV
4. Le ampiezze P-P più grandi (30 mV) sono associate a potenziali evocati perché non hanno la cancellazione dell'onda associata a contrazioni volontarie
5. Queste tensioni sono ancora molto piccole e necessitano di una strumentazione speciale per essere registrate

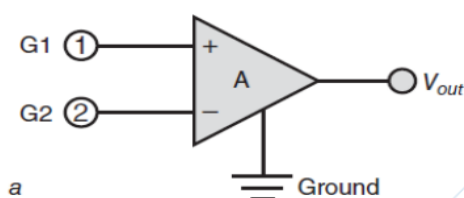
Guadagno differenziale:

La funzione di base dell'amplificatore è quella di aumentare l'ampiezza del segnale in modo che possa essere visualizzato su un oscilloscopio o inviato a un computer per la conversione analogico-digitale con un alto livello di accuratezza.

Le due configurazioni tipiche degli amplificatori operazionali sono:

- a. Unità di somma (*summing*)
- b. Amplificatore differenziale

SUMMING:



-I segnali G1 e G2 vengono inizialmente sommati.

-l'input 1 (+) è detto *input non inverso*, e l'input 2 (-) è detto *input inverso*

-l'uscita di tensione è quindi proporzionale alla differenza tra le due tensioni di ingresso:

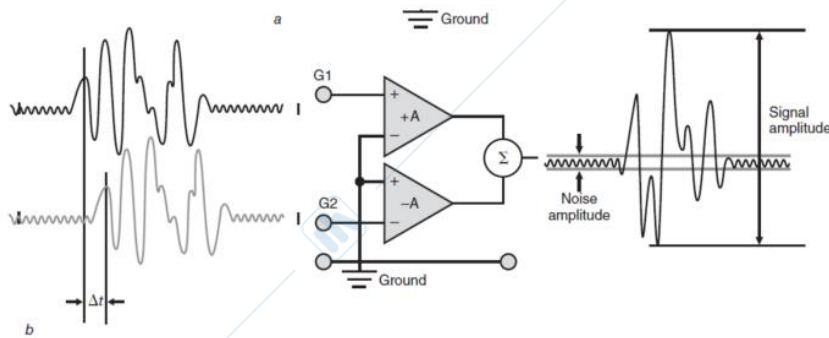
$$V_o = A(G_1 - G_2)$$

Dove A varia da 10 a 10⁶ volte, a seconda della grandezza originale

AMPLIFICATORE DIFFERENZIALE:

Se entrambi gli elettrodi G1 e G2 sono posizionati sul muscolo e ricevono gli stessi segnali, la somma degli input dovrebbe essere zero. Tuttavia è importante ricordare che i potenziali d'azione devono propagarsi lungo le fibre muscolari. Se G1 e G2 sono in configurazione bipolare, il segnale che passa sotto G1 apparirà circa 2 ms più tardi in G2. La latenza esatta dipende dalla velocità di conduzione e dalla distanza interlettrodo (IED).

Il punto è che G1 e G2 non rilevano esattamente lo stesso segnale biologico nello stesso istante. Un segnale presente contemporaneamente in entrambi gli elettrodi viene definito di modo comune, e se questo è presente viene considerato come rumore.



Lo scopo principale dell'amplificatore differenziale è eliminare il modo comune (rumore) e amplificare la differenza (segnale). L'amplificatore differenziale può essere visto come due amplificatori separati collegati a terra e con uscite comuni.

Il segnale EMG su G2 è ritardato rispetto a G1 dal tempo (Δt) impiegato per propagarsi lungo il muscolo tra le due superfici di registrazione. L'ingresso G2 viene invertito in modo tale che le componenti positive e negative del modo comune si annullino a vicenda, lasciando solo il segnale di differenza, che viene quindi moltiplicato per la grandezza impostata dall'amplificatore:

$$V_o = A[(G_1 + \text{noise}) - (G_2 + \text{noise})]$$

$$V_o = A(G_1 - G_2)$$

Nella linea di base dell'uscita rimane ancora un rumore di alimentazione di 60 Hz, ma la sua ampiezza è notevolmente ridotta. A causa delle differenze naturali nelle impedenze di ingresso elettrodo-pelle tra G1 e G2, il segnale di modo comune non sarà identico sui due terminali di ingresso dell'amplificatore.

