

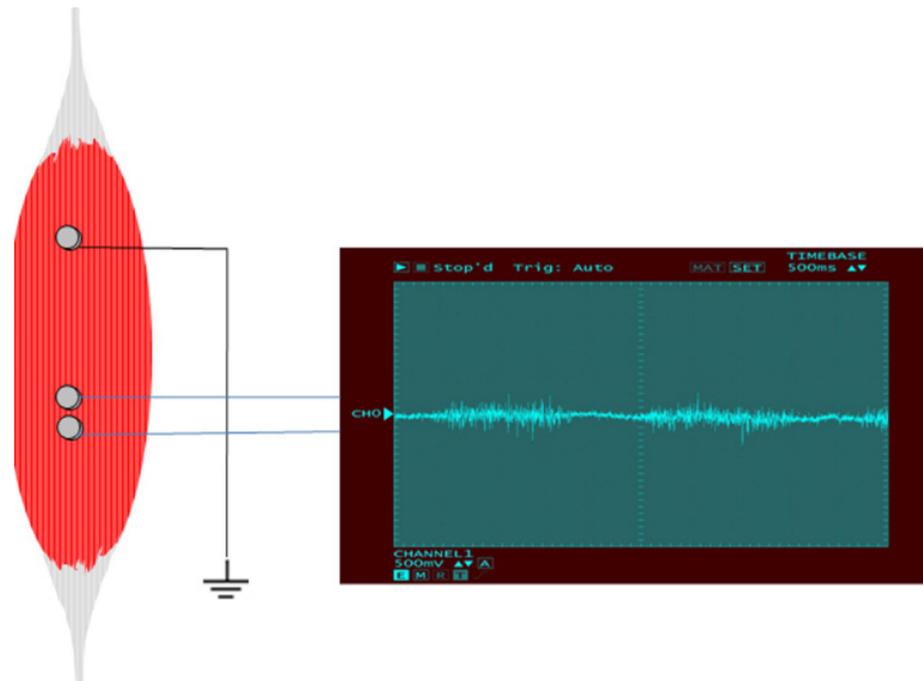
Elettromiografia (EMG)

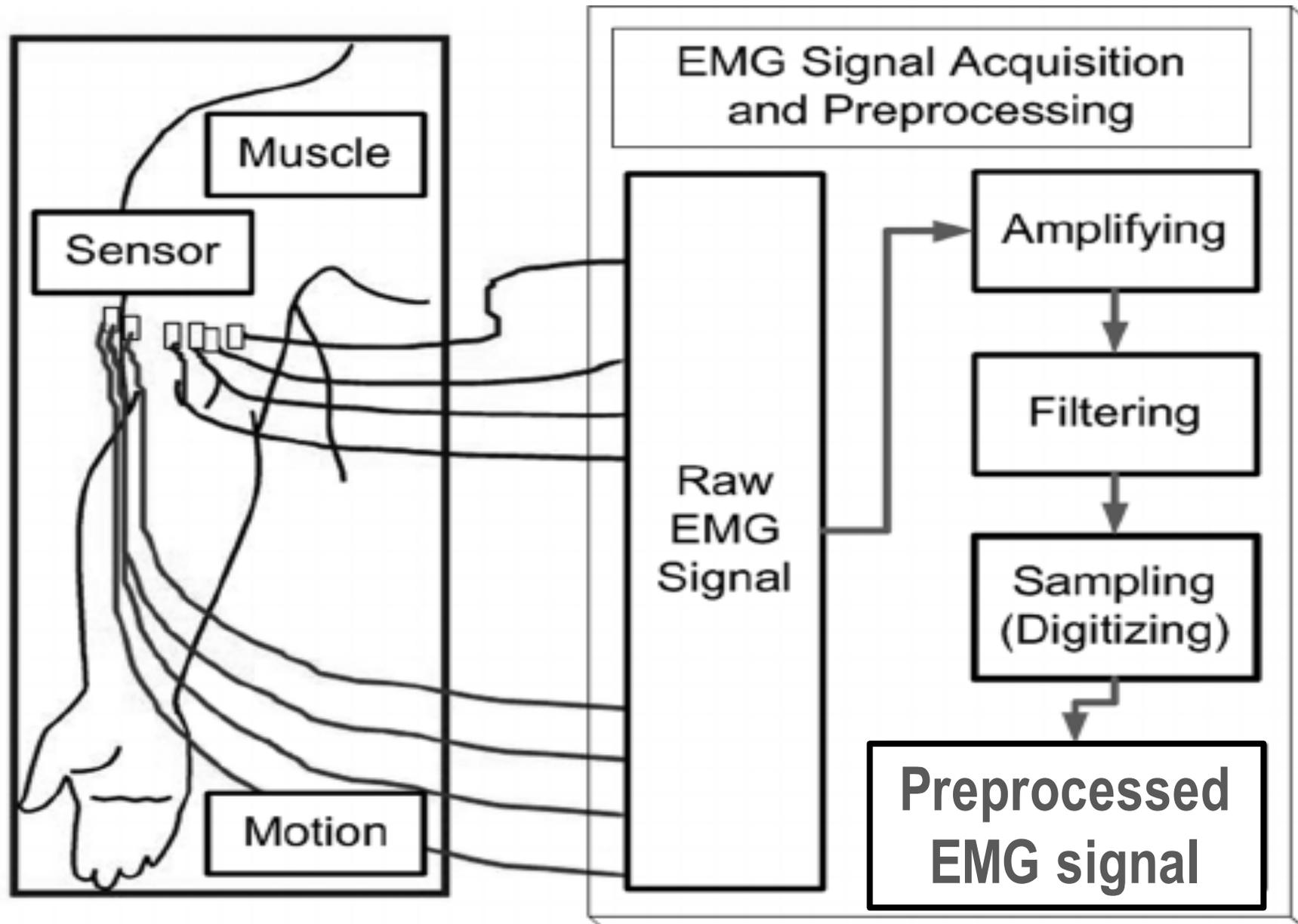
dalle lezioni del Prof. Landini
Integrate con le lezione del Prof. Tognetti

<http://www.centropiaggio.unipi.it/course/fenomeni-bioelettrici.html>

Elettromiografia (EMG)

- L'elettromiografia è una metodica diagnostica facente parte del settore della neurofisiologia che permette di effettuare l'analisi, mediante aghi ed elettrodi, dell'attività muscolare a riposo e durante l'attivazione volontaria (EMG propriamente detta).

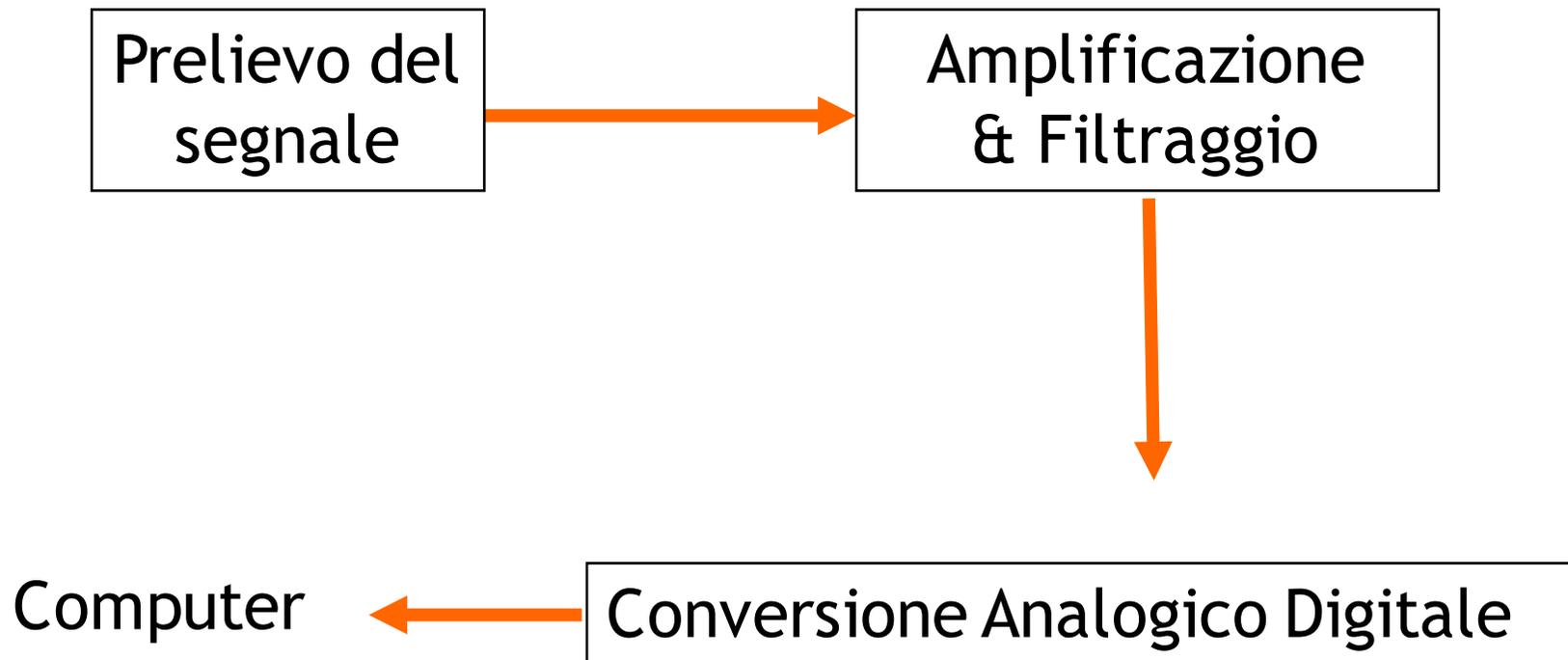




Segnale EMG



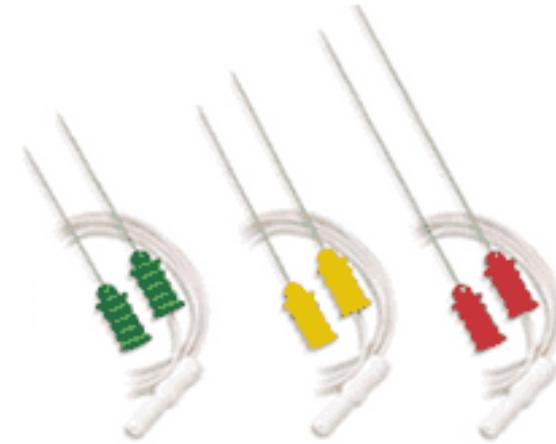
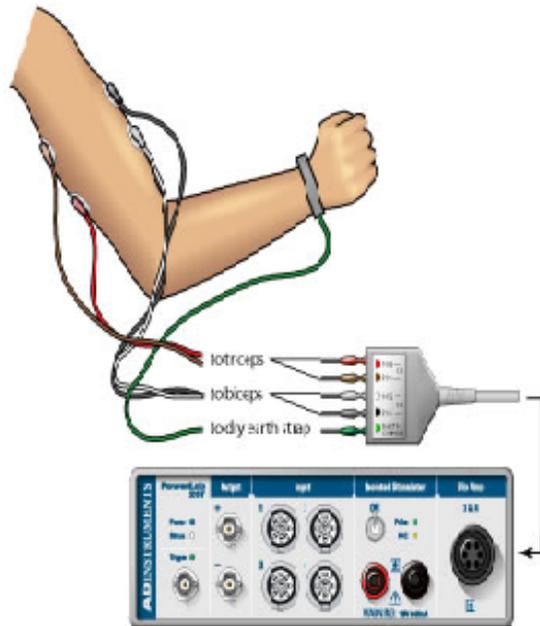
EMG processing:



Elementi che determinano il segnale EMG

- **Elettrodi: superficie, ad ago**
- Frequenza di firing: frequenza di attivazione delle unità motorie
- Reclutamento: numero di unità motorie coinvolte nell'attività motoria
- Natura casuale del segnale EMG

Elettrodi EMG



Fili sottili



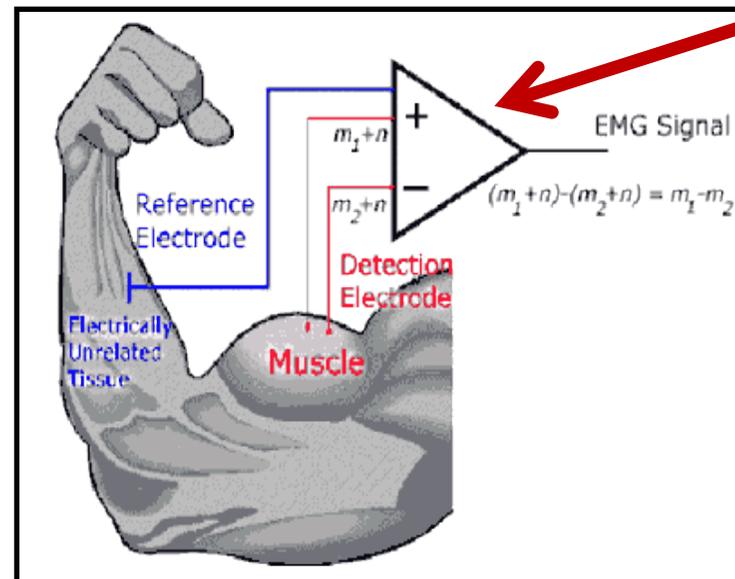
**Elettrodi di
superficie**



**Elettrodi
ad ago**

Elettrodi di superficie

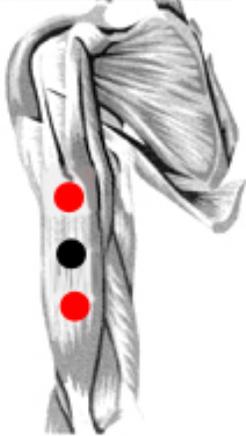
- Monopolari: quando il segnale viene rilevato tra un elettrodo localizzato sopra il muscolo ed uno fuori dalla zona elettricamente attiva (neutra).
- Bipolari: quando viene utilizzato un amplificatore differenziale per rilevare segnali prelevati tra due punti sullo stesso muscolo, solitamente allineati in direzione delle fibre.



Amplificatore differenziale

Esempi di schemi di posizionamento degli elettrodi

BICIPITE BRACHIALE



PARAVERTEBRALI



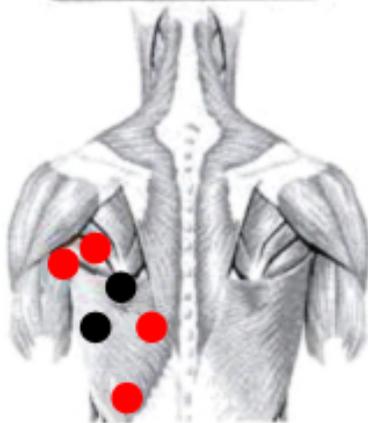
TRICIPITE BRACHIALE



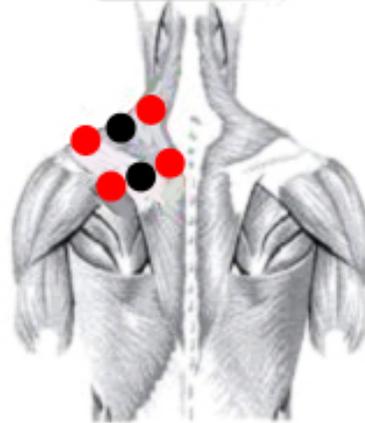
SOPRASPINATO



GRAN DORSALE



TRAPEZIO



DELTOIDE



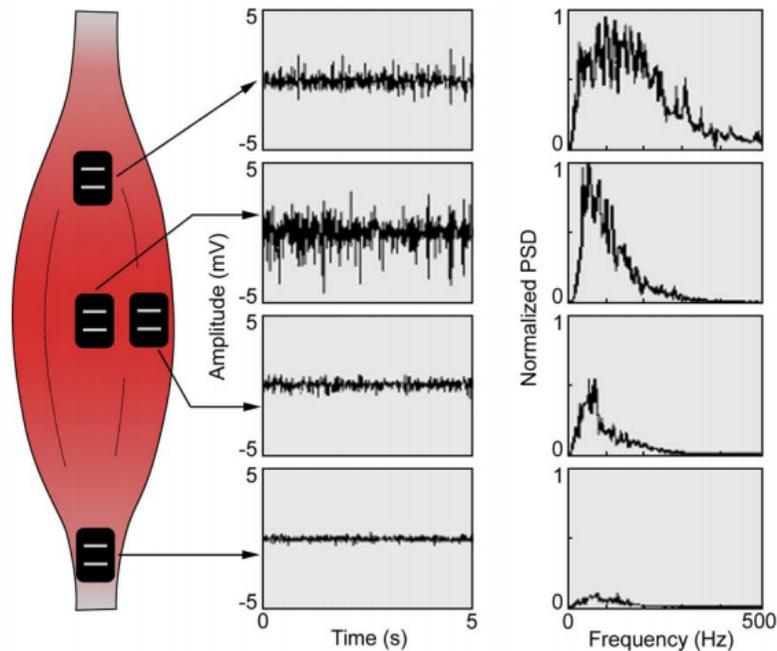
Fascio intermedio e anteriore.

DELTOIDE



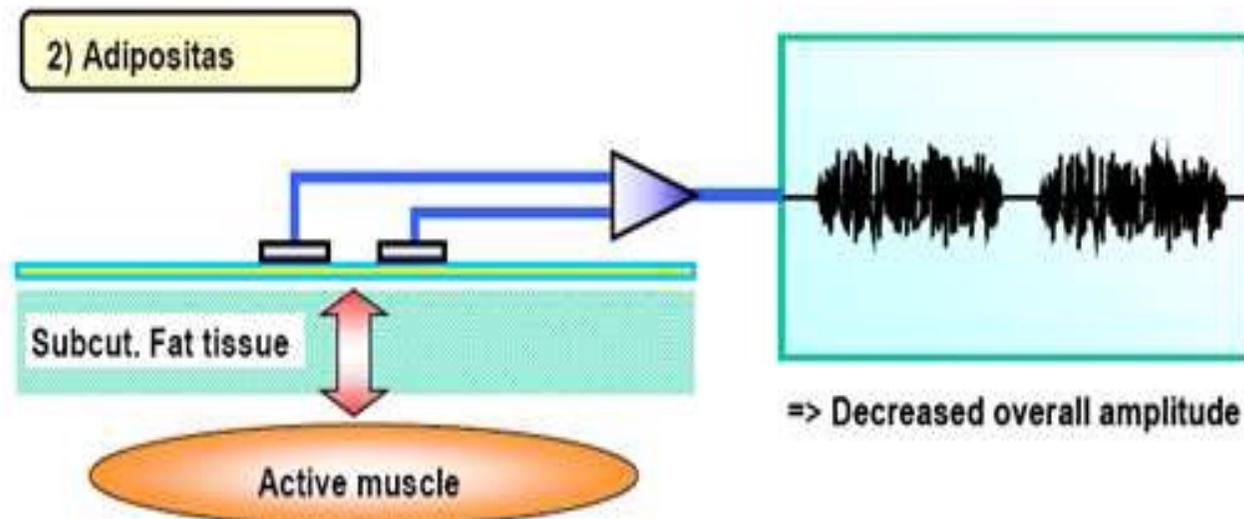
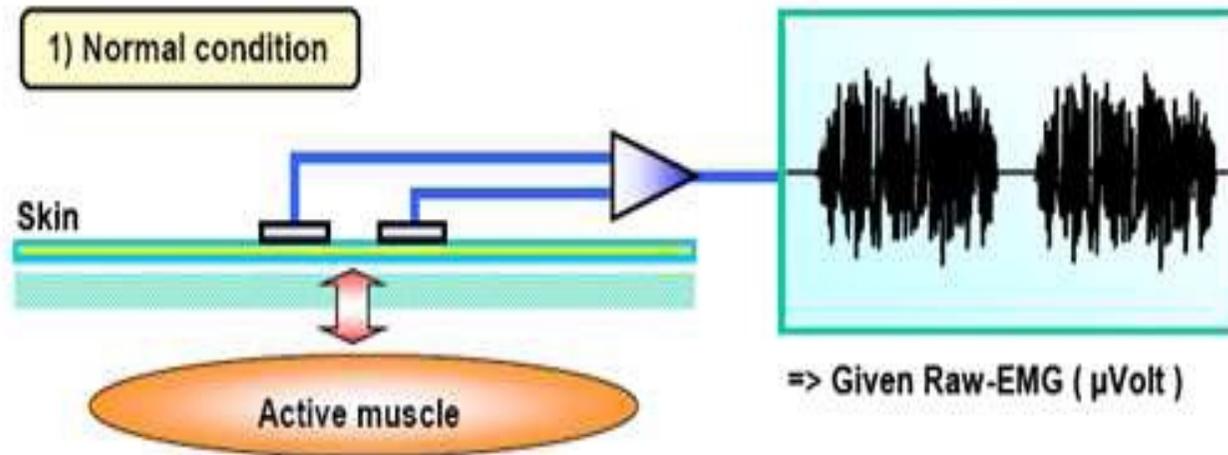
Fascio posteriore e intermedio.

Effetto del posizionamento degli elettrodi EMG



A parità di task motorio l'ampiezza e il contenuto frequenziale del segnale misurato cambiano in funzione del posizionamento dell'elettrodo rispetto alle fibre dell'UM.

Effetto dell'attenuazione dovuta alla profondità



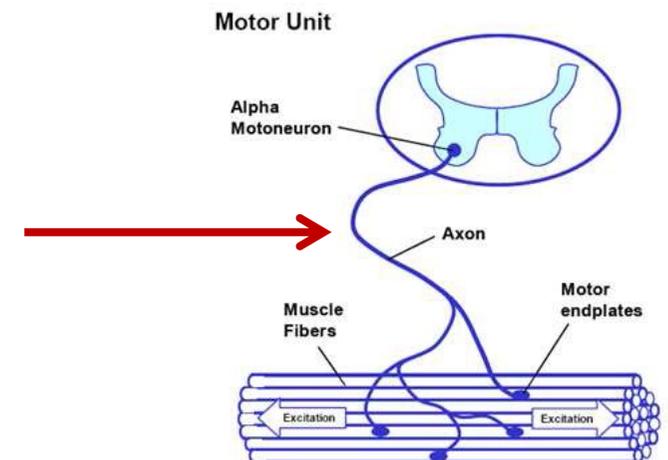
Elementi che determinano il segnale EMG

- Elettrodi: superficie, ad ago
- **Frequenza di firing: frequenza di attivazione delle unità motorie**
- Reclutamento: numero di unità motorie coinvolte nell'attività motoria
- Natura casuale del segnale EMG

Firing

- Arrivano dal midollo spinale, che riceve gli stimoli provenienti dai centri superiori, e si propagano lungo l'assone.
- L'intervallo tra due scariche consecutive è determinato dalle condizioni operative richieste per svolgere un compito, quali la durata e l'entità della contrazione muscolare, ed è **irregolare**, tale da poter essere considerato una variabile aleatoria.

Assone che
supporta il
firing



Frequenza di firing

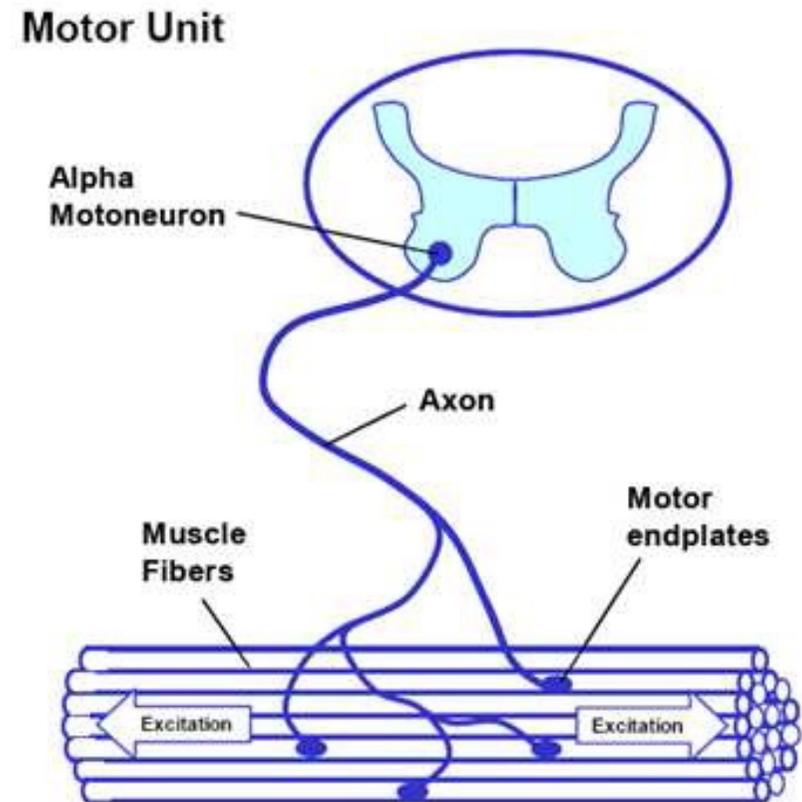
- E' un parametro che varia in funzione del compito da svolgere, quali la durata e l'entità della contrazione muscolare.

Elementi che determinano il segnale EMG

- Elettrodi: superficie, ad ago
- Frequenza di firing: frequenza di attivazione delle unità motorie
- **Reclutamento: numero di unità motorie coinvolte nell'attività motoria**
- Natura casuale del segnale EMG

L'unità motoria (UM o MU in inglese)

- L'UM è l'insieme del motoneurone e delle fibre muscolari che esso innerva.
 - **Motoneurone:** cellula nervosa su cui convergono tutte le informazioni provenienti dal sistema nervoso e che invia il segnale fino al muscolo, attraverso il proprio assone, che forma il nervo periferico motorio.
- Il numero di fibre muscolari di ciascuna unità motoria varia da qualche decina ad alcune migliaia e ciò influenza la forza generata dall'attività motoria.



Attivazione della fibra muscolare

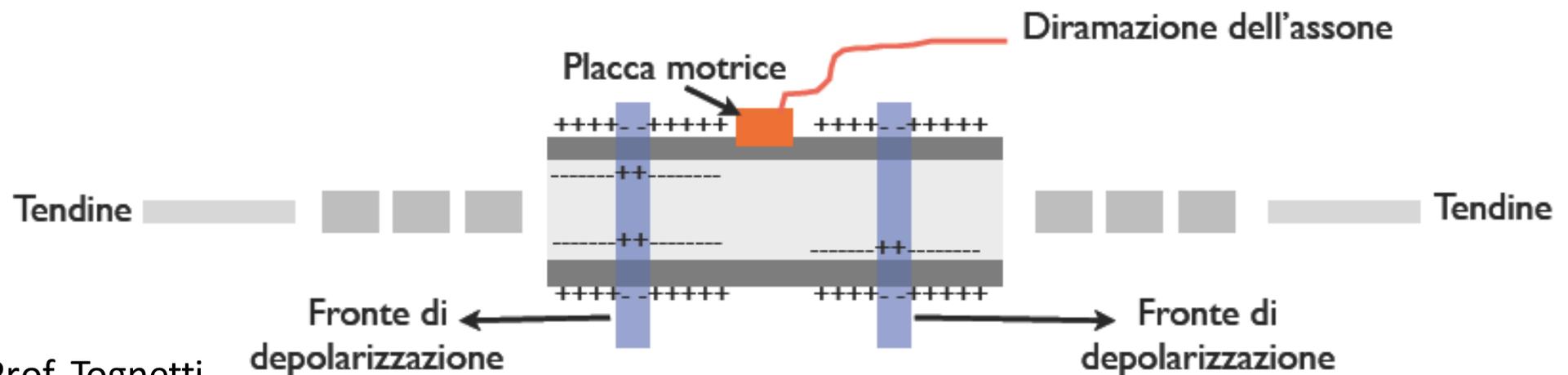
- L'impulso elettrico propagato dal motoneurone α , attivato dal sistema nervoso centrale o da un riflesso, arriva alla giunzione neuromuscolare e causa l'emissione di **acetilcolina** nello spazio tra la zona terminale del nervo e la membrana della fibra muscolare. L'acetilcolina eccita la fibra muscolare la fibra si depolarizza dalla giunzione e la depolarizzazione si propaga in direzione dei tendini.
- motoneurone α attiva contemporaneamente tutte le fibre dell'unità motoria a cui afferisce
- NB: l'impulso di depolarizzazione si propaga in entrambi i versi verso i tendini

Reclutamento e frequenza di attivazione

- Durante le contrazioni volontarie del muscolo la **forza** esercitata è modulata da due parametri indipendenti tra loro
 - reclutamento delle MU (numero di MU attivate)
 - all'aumentare delle MU attivate aumenta la forza
 - frequenza di attivazione delle MU (firing)
 - all'aumentare della frequenza di attivazione aumenta la forza
- La combinazione di questi due parametri varia da muscolo a muscolo, varia con la velocità del movimento e dipende dalla fatica muscolare
 - Aspetto molto complesso e ancora dibattuto scientificamente

Eccitabilità della membrana muscolare

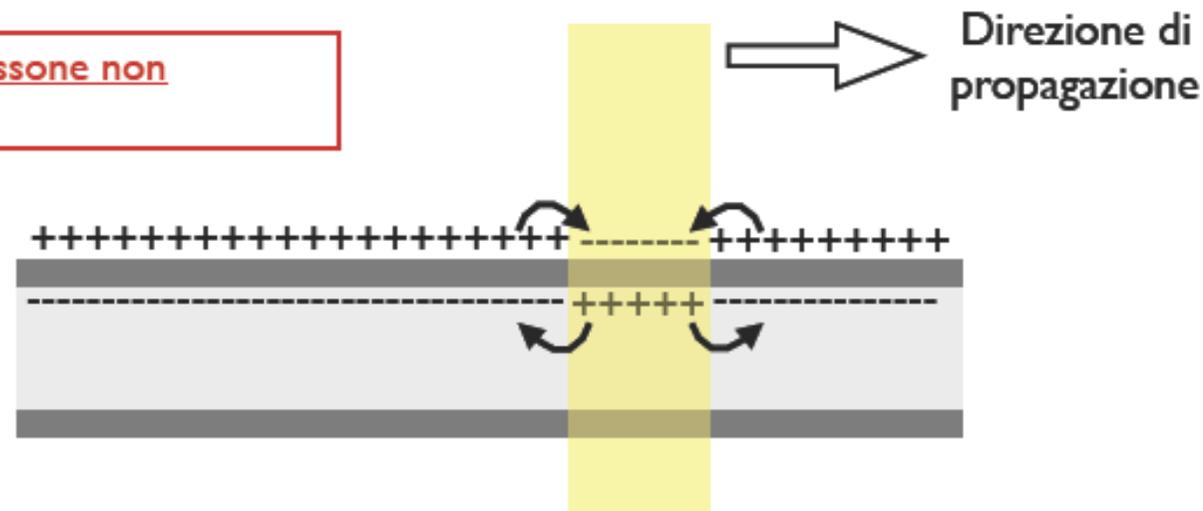
- Partendo dalla giunzione neuromuscolare (o placca motrice) il potenziale di azione si sposta sulla fibra muscolare in entrambe le direzioni (**dalla placca motrice verso i tendini**)
- Questa eccitazione causa il rilascio di ioni calcio (Ca^{2+}) nello spazio intracellulare della fibra muscolare e la conseguente **contrazione** (accorciamento) della fibra stessa dovuta a una serie di processi chimici concatenati (**accoppiamento elettromeccanico**).



Propagazione del potenziale di azione

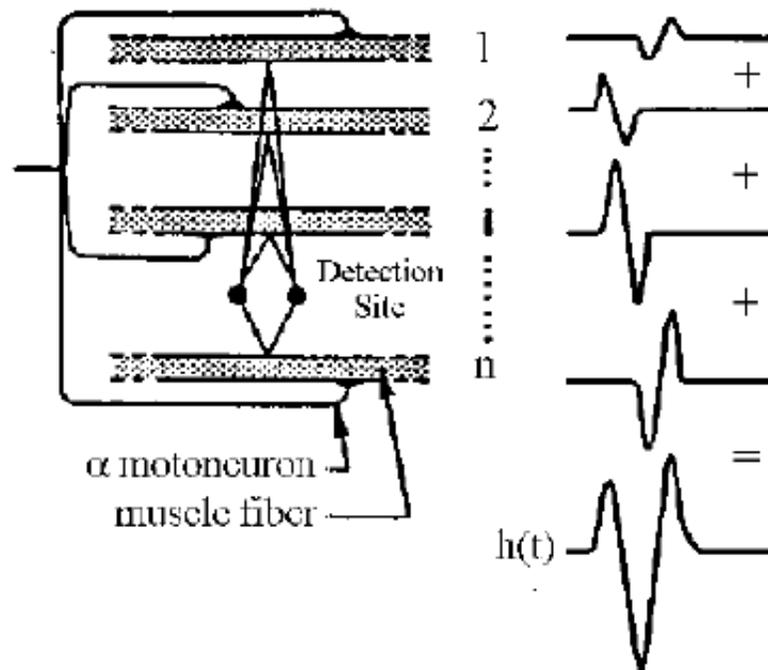
- La propagazione del potenziale d'azione si basa sulla generazione di nuovi potenziali d'azione nei punti successivi della fibra muscolare.
- L'insorgenza di un potenziale d'azione in un punto, crea una differenza di potenziale tra quel punto e le zone vicine che sono a riposo.
- Tra la zona attiva e quella inattiva, si crea una **corrente locale** che avvia la depolarizzazione della zona inattiva fino alla soglia per la nascita di un nuovo potenziale d'azione e così via

NB: equivalente ad assone non mielinato



Potenziale di azione dell'UM

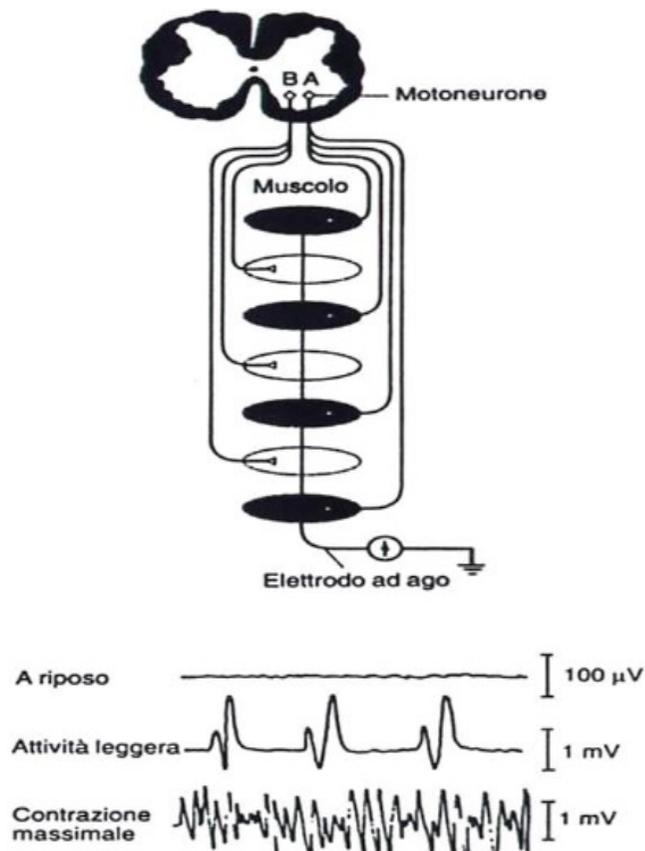
- La depolarizzazione nella membrana post-sinaptica si propaga in entrambe le direzioni delle fibre dell'UM coinvolta.
- Un elettrodo ideale in grado di misurare il potenziale di una singola UM, rileva la **somma** dei potenziali delle singole fibre dell'UM.
- I singoli potenziali sono tra loro diversi per ampiezza e posizione temporale



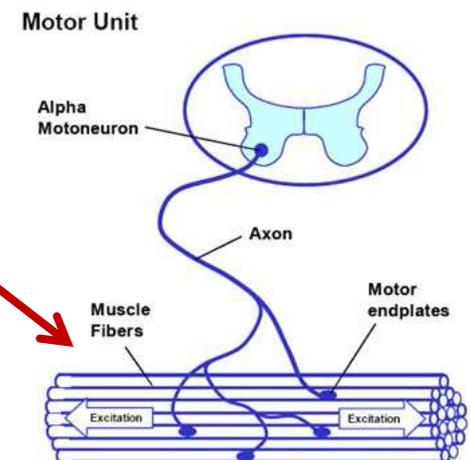
Nella figura è riportato un esempio di potenziale di azione muscolare di un'unità motoria, di tipo trifasico. La sua durata è proporzionale alla velocità di conduzione della fibra che varia da 3 a 6 m/sec.

Treni di potenziali d'azione muscolari

- Sono la risposta al firing che proviene dal midollo spinale. Essi si generano nelle fibre muscolari.



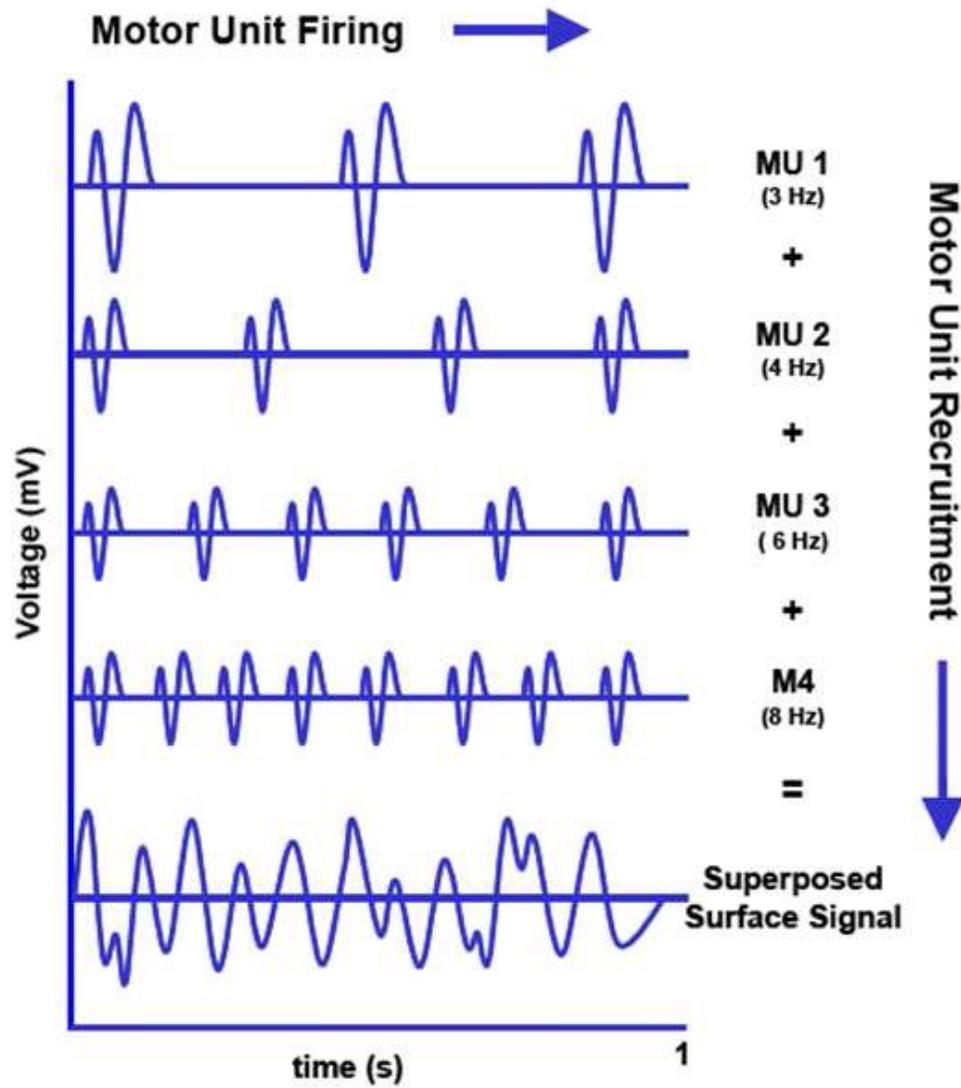
Fibre muscolari che supportano i potenziali di azione



Reclutamento e frequenza di attivazione

- I due più importanti meccanismi che influenzano l'ampiezza e la densità (numero di attraversamento delle zero nell'unità di tempo) dei segnali misurati sono il **reclutamento** delle MU e la loro **frequenza di attivazione (o frequenza di firing)**
- Come già visto, questi due parametri sono le principali strategie di controllo utilizzate dal sistema nervoso centrale per regolare il processo di contrazione e modulare quindi la forza del muscolo coinvolto
- I tessuti effettuano un filtraggio (passa basso) sul segnale originale, per questo motivo il segnale EMG (soprattutto se rilevato con elettrodi di superficie) non riflette ampiezza e frequenza originali, **ma ne è solo una rappresentazione.**

Reclutamento di UM



Reclutamento di
4 unità motorie

Elementi che determinano il segnale EMG

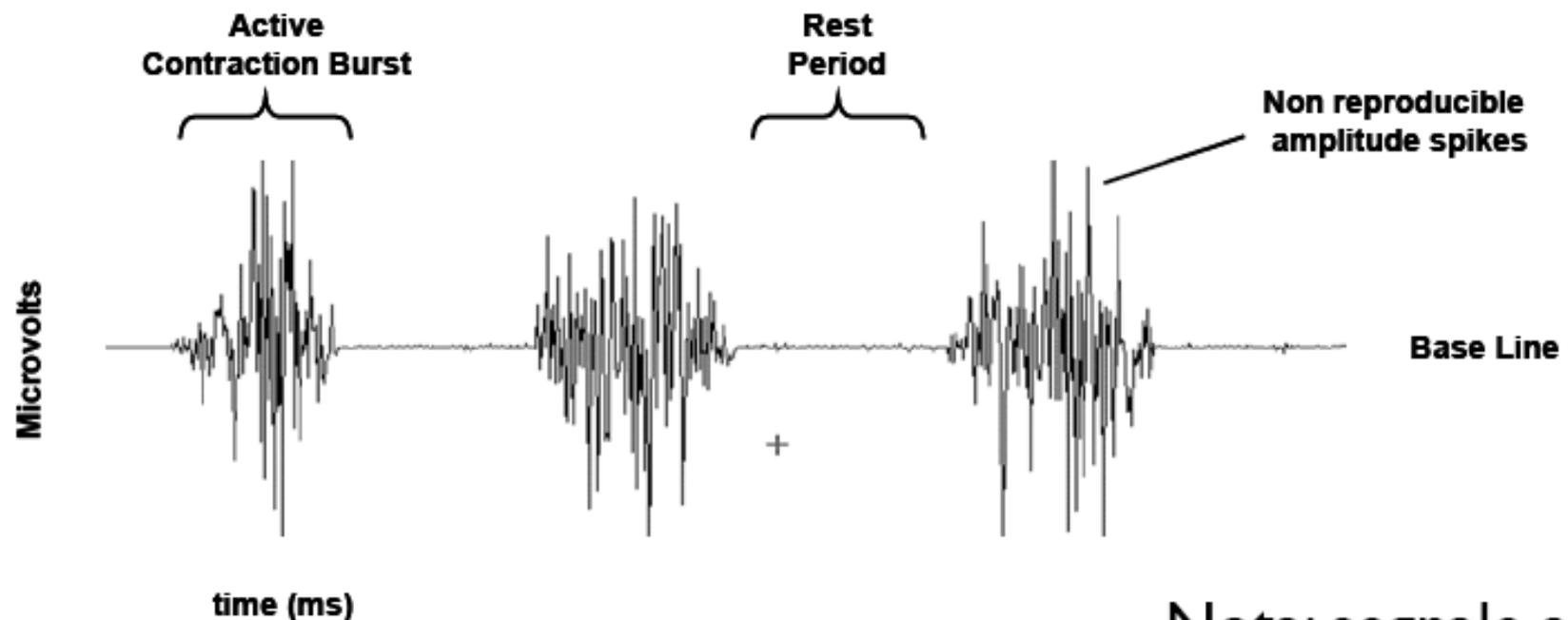
- Elettrodi: superficie, ad ago
- Frequenza di firing: frequenza di attivazione delle unità motorie
- Reclutamento: numero di unità motorie coinvolte nell'attività motoria
- **Natura casuale del segnale EMG**

Natura casuale del segnale EMG

- Il pattern di interferenza del segnale EMG ha **natura casuale** (random) a causa dell'irregolarità del firing, della casualità della risposta delle singole fibre di un'UM e delle diverse caratteristiche delle MU attivate.
- **A parità di task motorio**, effettuato con la stessa forza, è del tutto **improbabile osservare gli stessi pattern nel segnale** (non riproducibilità).

Segnale EMG

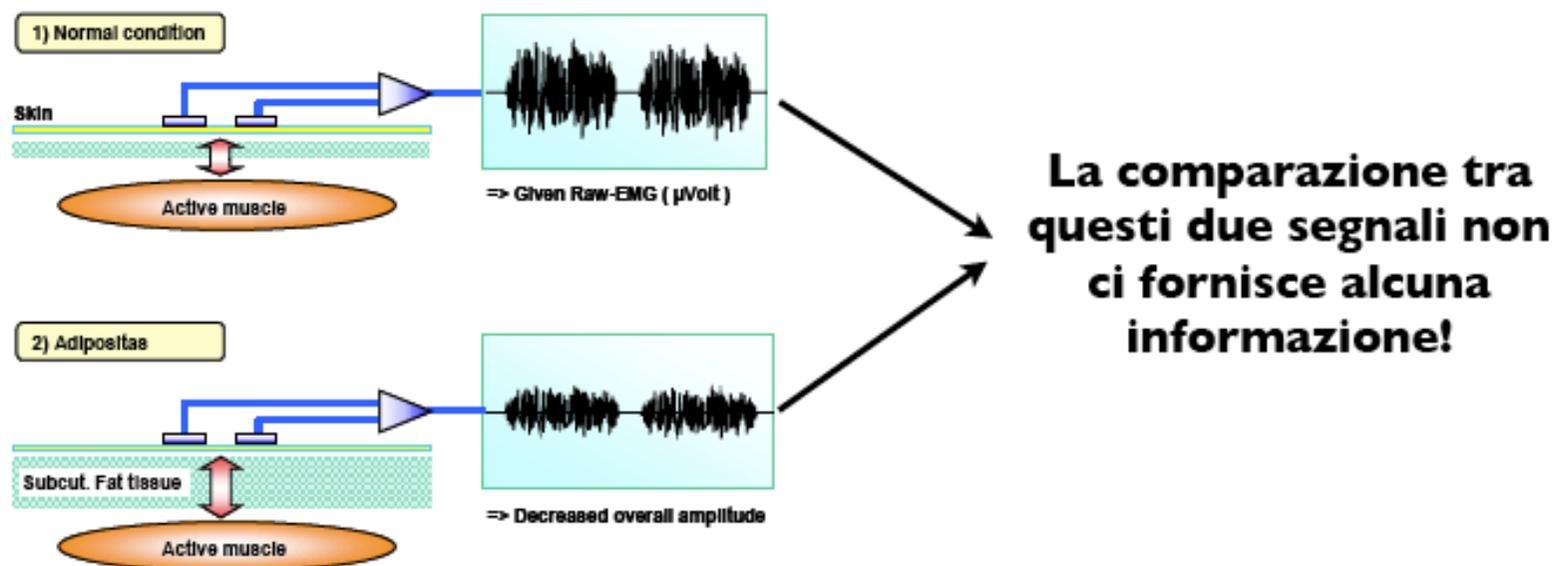
- Segnale “grezzo” rilevato da elettrodi di superficie
- $\pm 5000 \mu\text{V}$, 6-500 Hz



Nota: segnale a media nulla

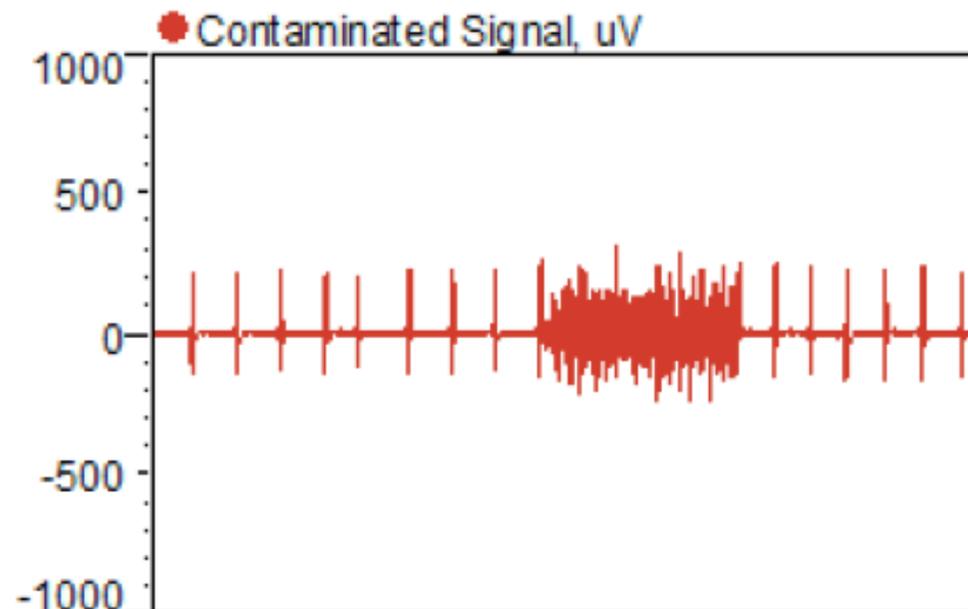
Fattori che influenzano il segnale EMG

- Tipo di tessuto
 - Il corpo umano è un buon conduttore elettrico, ma la conducibilità varia con tipo di tessuto, spessore, condizioni fisiologiche e temperatura
 - Queste condizioni variano fortemente tra soggetto e soggetto e anche nello stesso soggetto a seconda del posizionamento dell'elettrodo
 - è impossibile utilizzare il segnale EMG non processato per fare direttamente una **comparazione quantitativa** tra soggetti



Fattori che influenzano il segnale EMG

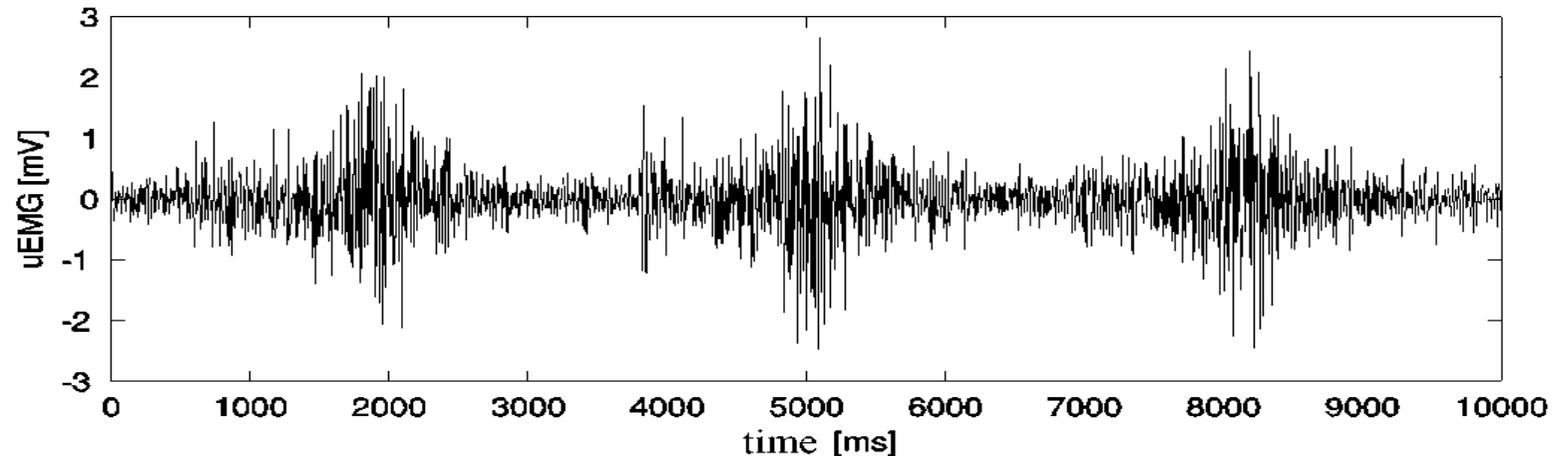
- Cross talk fisiologico
 - Quando si vuole rilevare l'attività di un determinato muscolo, soprattutto se si utilizzano elettrodi di superficie, l'effetto di muscoli vicini può essere non trascurabile (10-15% del totale). Contributo difficile da eliminare per via algoritmica.
 - Picchi del segnale elettrocardiografico si possono sovrapporre a quelli del segnale utile rilevato tramite elettrodi di superficie. L'effetto è maggiore quando si intende rilevare l'attività dei muscoli del tronco e/o delle spalle. Facilmente eliminabili per via algoritmica.



Fattori che influenzano il segnale EMG

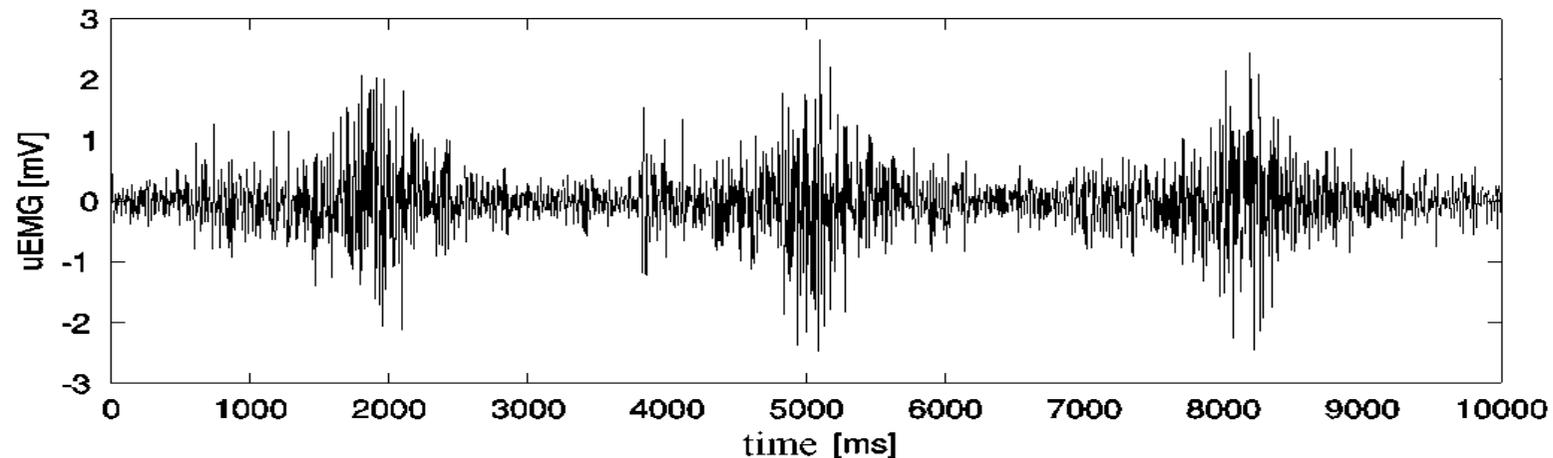
- Variazioni geometriche
 - durante la contrazione muscolare la posizione reciproca tra elettrodi e ventre muscolare può cambiare
 - è un problema intrinseco nelle misure dinamiche e può essere causato anche da una variazione di pressione sull'elettrodo
- Rumore esterno
 - accoppiamento con sorgenti elettromagnetiche esterne (e.g. frequenza di rete)
- Qualità degli elettrodi, impedenza pelle, dell'amplificatore utilizzato
 - generalmente la pelle viene preparata (pulizia, lieve abrasione) per decrementare il più possibile l'impedenza (ordine 10-50 k Ω)

Esempio di tracciato EMG misurato mediante elettrodi di superficie



- The EMG signal is the signal picked up by surface electrodes when a muscle contracts (3 contrazioni). The average amplitude of an EMG signal is approximately 0 to 5mV and the frequency is around 10 to 500Hz.
- Is it possible to connect the surface electrodes to the microphone input of the computer so I can monitor and save raw EMG signals.

Esempio di tracciato EMG misurato mediante elettrodi di superficie



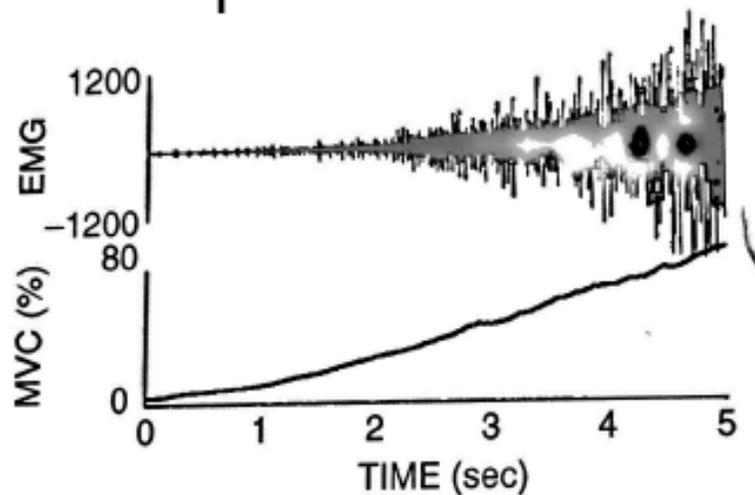
- Ricordiamo che il pattern di interferenza del segnale EMG è di natura casuale e non riproducibile.
- Idealmente vorremmo ottenere tramite opportune tecniche di processing un tracciato che sia direttamente legato a una caratteristica del muscolo (principalmente la forza generata).
- Per risolvere questo problema si cerca di eliminare la parte non riproducibile del segnale tramite algoritmi di elaborazione che vadano ad evidenziare l'andamento del trend medio del segnale.

Interpretazione della misura

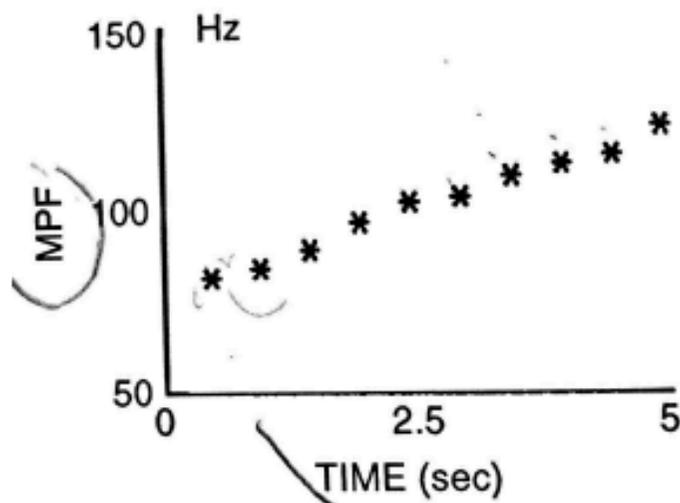
- L'attività elettrica del muscolo, e di conseguenza il segnale EMG rilevato, varia col numero di MU reclutate e con la loro frequenza di attivazione
 - Maggiori MU reclutate → maggiore l'ampiezza dei picchi
 - Maggiori le frequenze di attivazione → maggiori le frequenze caratteristiche del segnale analizzato
- Influenzato dagli stessi fattori che sono legati alla forza esercitata
- **Ci aspettiamo dunque una relazione diretta tra EMG e forza**
 - sotto determinate condizioni sperimentali questa relazione è stata effettivamente dimostrata sul segnale EMG integrato o sul segnale rettificato e filtrato

Interpretazione della misura

Esempio di misura effettuata per valori crescenti della forza in condizioni isometriche. Elettrodi posti sul bicipite.



EMG raw e segnale rettificato normalizzato rispetto al valore che si ottiene alla massima contrazione volontaria (**reclutamento**)



Frequenza media dello spettro di potenza (MPF mean power frequency) (**frequenza di attivazione**)

Interpretazione della misura

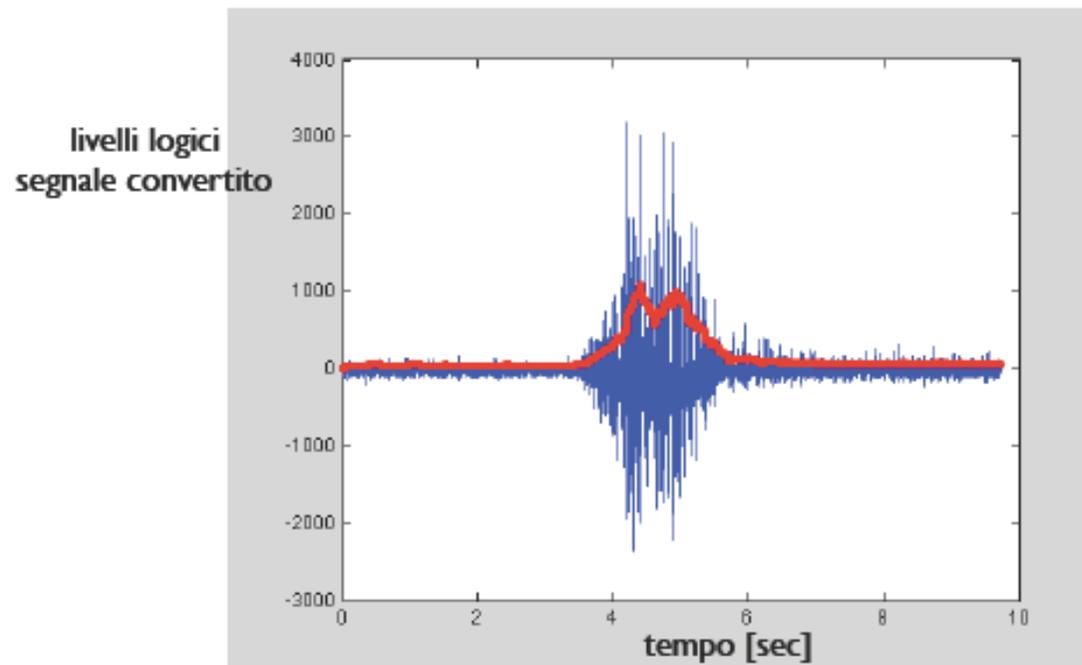
- Non sempre questa relazione è verificata in quanto ci sono ulteriori fattori che influenzano il segnale EMG
 - Fatica muscolare, velocità di esecuzione del movimento, metabolismo energetico e disponibilità di ossigeno
- Effetto della fatica
 - è stato dimostrato che l'ampiezza dell'EMG aumenta in funzione del tempo durante sforzi sub-massimali sostenuti nel tempo
 - diminuzione di MPF
 - incremento dell'ampiezza "media" dei picchi
 - In pratica una perdita di contrattilità viene compensata con il reclutamento di ulteriori MU
- In conclusione **il segnale EMG può essere messo in relazione con la forza esercitata dal muscolo, tenendo conto però che esistono numerosi altri fattori che ne influenzano l'andamento**
- **Sarebbe possibile elaborare il segnale per dare in uscita la forza esercitata in termini assoluti?**

Concetti base di elaborazione del segnale: analisi dell'ampiezza

- Il tracciato del segnale EMG contiene intrinsecamente importanti informazioni di carattere qualitativo
 - esempi: il muscolo è attivo, il muscolo è più o meno attivo, il soggetto utilizza un corretto pattern di attivazione dei muscoli per effettuare un determinato task (importante in riabilitazione per verificare l'effettuazione di un movimento corretto)
- Se l'obiettivo è quello di ottenere delle informazioni quantitative dall'analisi dell'ampiezza e/o frequenza è necessario applicare specifiche tecniche di elaborazione dei segnali
- Nota: le raccomandazioni scientifiche indicano di non utilizzare filtri hardware
- L'unico filtraggio consigliato è l'applicazione di un passa-banda nell'intervallo 10-500 Hz → necessità di campionare con frequenze di campionamento ≥ 1000 Hz
- Da ora in avanti considereremo il segnale campionato con periodo di campionamento T (con $T < 1/1000$ s)

Concetti base di elaborazione del segnale: analisi dell'ampiezza

- Analisi dell'ampiezza del segnale
 - Ricordiamo che **il pattern di interferenza del segnale EMG è di natura casuale e non riproducibile**
 - lo stesso task motorio genera scariche di impulsi simili ma mai uguali!
 - Per risolvere questo problema si cerca di **eliminare la parte non riproducibile del segnale** tramite algoritmi di **smoothing** che vadano ad evidenziare l'andamento del trend medio del segnale. .

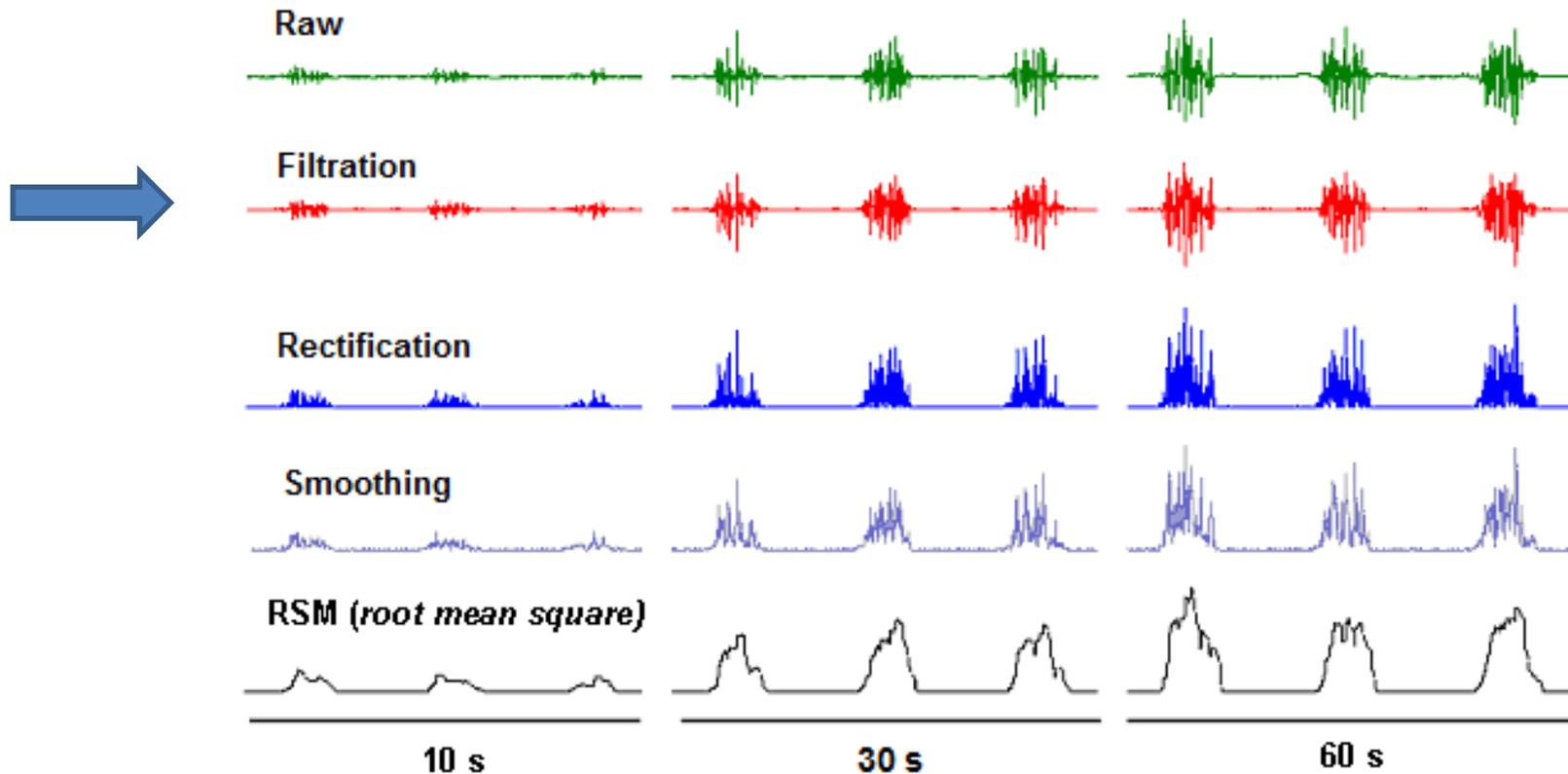


Contrazione Flexor
carpum radialis e
smoothing del segnale
tramite RMS

Operazioni di elaborazione del segnale EMG

- Analisi nel tempo
- Analisi in frequenza

Treating the EMG signal

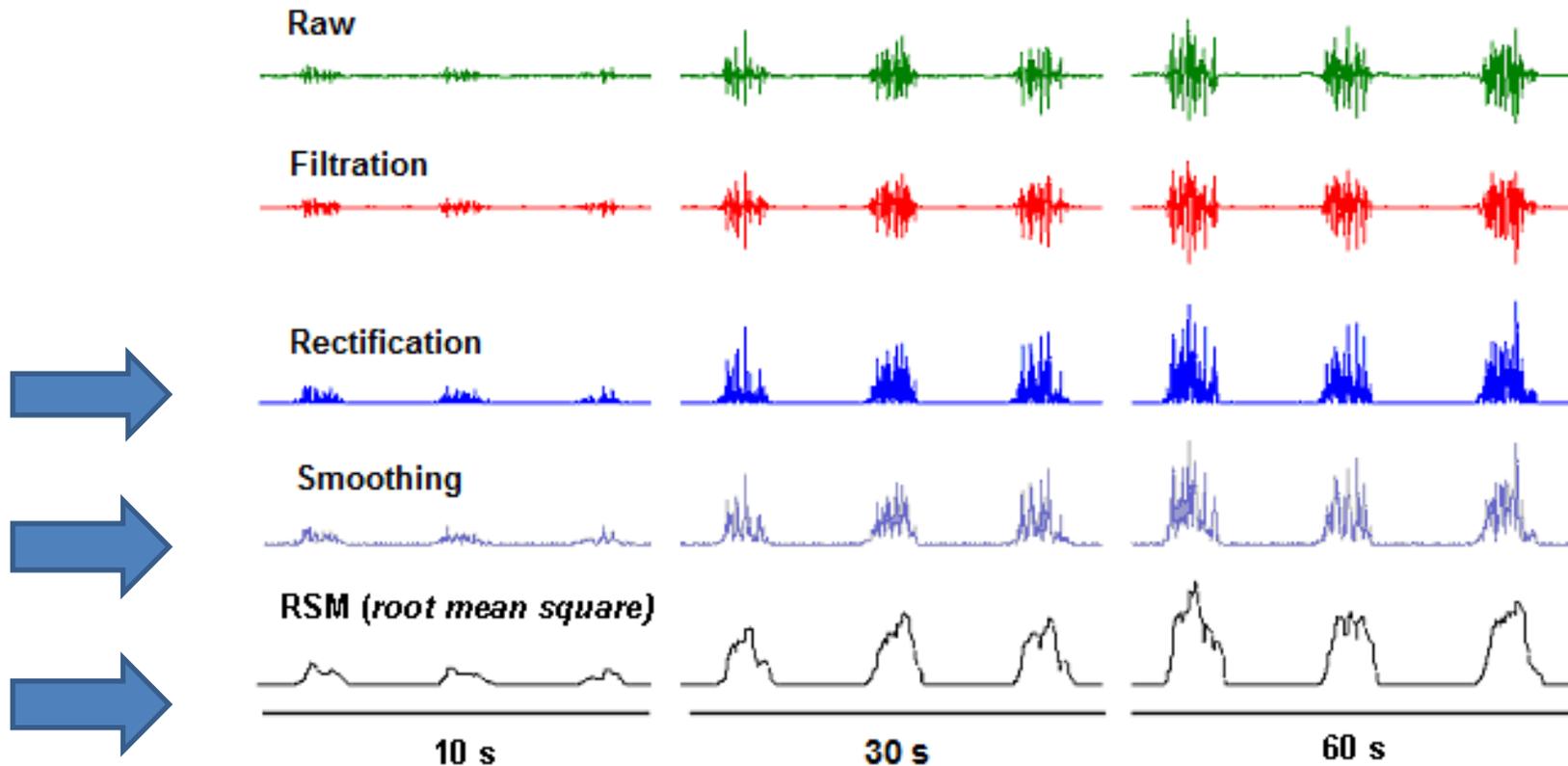


- EMG signal process recommended. Green: The raw signal, no treatment was applied until this moment; Red: Filtrated signal, a limit was created for the signal, excluding everything out of it; Blue: Rectified signal, all negative values were transformed in positive ones and added; Purple: the smoothed signal, a linear enveloped was created and the extreme parts of the signal was excluded; Black: The RMS values after all the treatments.

Filtraggio del segnale EMG

- **Filtraggio:** l'operazione di filtraggio serve per eliminare i disturbi alle basse frequenze, per esempio si eliminano le frequenze inferiori ai 5 Hz, oppure i disturbi dovuti alla frequenza di rete (50 Hz).
- Nel primo caso serve un filtro **passa alto** con frequenza di taglio inferiore pari a 5 Hz; nel secondo caso serve un filtro **elimina banda (notch)** posizionato alla frequenza di rete, cioè in grado di eliminare solo la frequenza di 50 Hz.

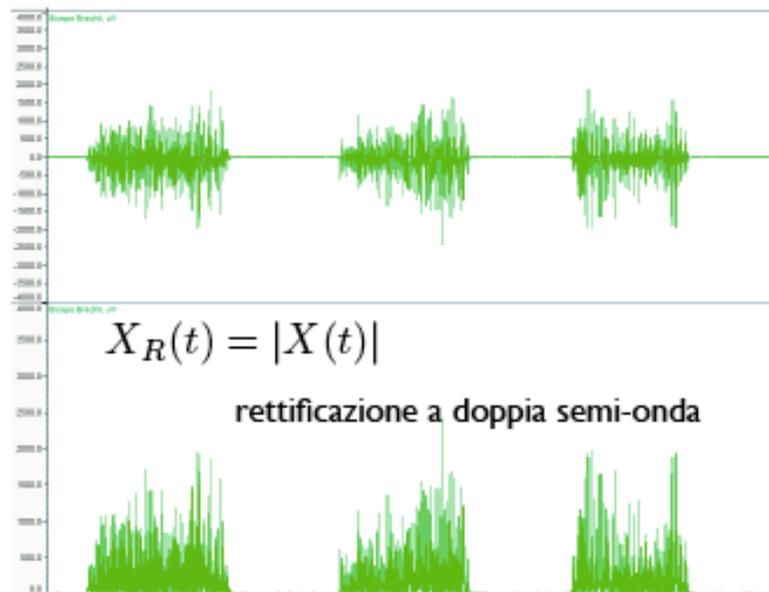
Treating the EMG signal



- EMG signal process recommended. Green: The raw signal, no treatment was applied until this moment; Red: Filtrated signal, a limit was created for the signal, excluding everything out of it; Blue: Rectified signal, all negative values were transformed in positive ones and added; Purple: the smoothed signal, a linear enveloped was created and the extreme parts of the signal was excluded; Black: The RMS values after all the treatments.

Concetti base di elaborazione del segnale: analisi dell'ampiezza

- smooting del segnale **rettificato** tramite **media mobile**: average rectified value (AVR).
- Utilizzato come stimatore dell'ampiezza del segnale è legato all'area sottesa nel periodo di tempo considerato
- Bisogna sempre considerare che si introduce un **ritardo temporale** che cresce al crescere della finestra temporale nella quale facciamo la media (NT, con T pari al tempo di campionamento)
- movimenti rapidi: finestre temporali 20 ms
- movimenti lenti o attività statiche: 500 ms
- Un valore di “buon senso” per la maggior parte delle applicazioni è compreso tra 50 e 100 ms

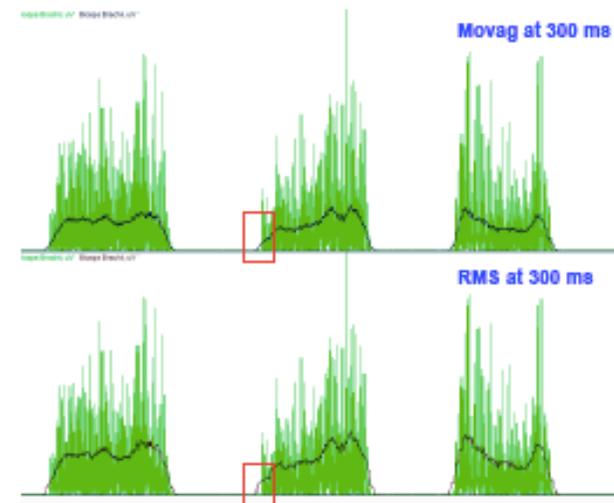


$$\begin{aligned} AVR(k) &= \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{i=N-1} |X(k-i)| = \\ &= \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{i=N} X_R(k-i) \end{aligned}$$

Concetti base di elaborazione del segnale: analisi dell'ampiezza

- **root mean square** del segnale, riflette la potenza media del segnale stesso ed è il metodo di smooting più consigliato
- come nel caso della media mobile si introduce un **ritardo** pari a NT

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



Concetti base di elaborazione del segnale: normalizzazione

- Uno dei principali fattori che limita l'analisi del Segnale EMG è lo scarso contenuto in termini di **informazione assoluta**
 - l'ampiezza del segnale EMG è largamente **dipendente dalle condizioni di misura**
 - distanza tra elettrodi e unità motorie, interposizione di tessuti, diversa pressione sugli elettrodi durante task dinamici
 - Esempio: sullo stesso soggetto, a parità di task, si ottengono valori di RMS notevolmente diversi per piccole differenze nel posizionamento degli elettrodi
 - Per risolvere questo problema l'ampiezza del segnale EMG viene **normalizzata**
 - Metodo più comune: normalizzazione rispetto al valore in corrispondenza della **massima contrazione volontaria** (maximum voluntary contraction **MVC**). Il segnale assume quindi un valore tra 0 e 1 ed è da considerarsi un indicatore della forza esercitata rispetto a quella massima.
 - **si elimina la dipendenza dalle condizioni di misura**
 - **nota:** è possibile paragonare stesse misure all'interno dello stesso soggetto, ma non misure tra soggetti diversi a meno di non valutare in qualche modo la MVC
 - Esempio: la normalizzazione MVC non ci dice se il muscolo di un determinato soggetto esercita maggiore o minore forza rispetto allo stesso muscolo di un altro soggetto.

Concetti base di elaborazione del segnale: normalizzazione MVC

- Prima di effettuare la misura si chiede al soggetto di effettuare una contrazione muscolare con la massima forza
- Si rileva l'ampiezza massima del segnale in fase di calibrazione (V_{max}) e si normalizzano le successive rilevazioni di EMG col valore trovato (dividendo per V_{max})
- La tecnica va applicata per ogni muscolo sotto esame



Concetti base di elaborazione del segnale: normalizzazione MVC

- Limiti
 - incertezze su cambiamenti della lunghezza muscolare dovute a movimenti dinamici, utilizzo di una finestra per il calcolo di MVC e non di un singolo punto, sincronizzazione delle unità motorie in movimenti con sforzi submassimali
 - difficile da applicare su soggetti patologici, soprattutto in indagini su più muscoli in contemporanea
 - inutilizzabile per comparare diversi soggetti
- alternative
 - normalizzazione sul valor medio dell'intera misura, normalizzazione sul valore di picco, normalizzazione rispetto a valori sub massimali (utile quando possiamo misurare la forza)

Concetti base di elaborazione del segnale: zero crossing

- Il metodo si basa sul conteggio del numero di volte che il segnale attraversa lo zero
- Molto facile da usare e molto popolare in ambito clinico
- Svantaggi: è legato alla forza muscolare solamente bassa contrazione muscolare.

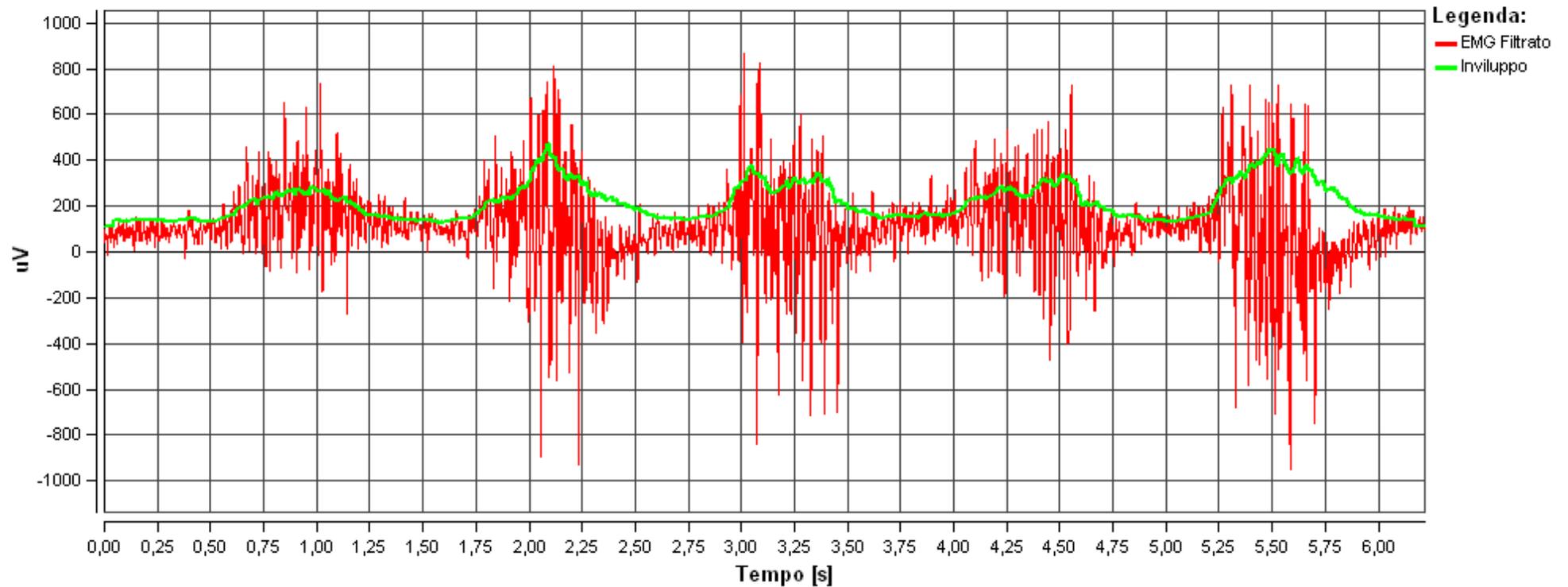
Definizione del livello di zero

- Anche per i metodi di analisi qualitativa è di grande importanza definire lo “zero” della misura, ovvero quel valore di tensione sotto il quale l’attività del muscolo è sicuramente nulla
 - pensiamo di voler ottenere un informazione di tipo on/off da un determinato muscolo (**è attivo o meno?**)
- Solitamente viene calcolata la deviazione standard della baseline del segnale processato (RMS o AVR) e viene fissata una soglia pari a due/tre volte questo valore. Il muscolo è considerato attivo quando la soglia è superata per una quantità di tempo definita.
 - se usiamo RMS o AVR: utilizziamo 2,3 (media + deviazione standard della baseline)

Esempi: analisi nel tempo

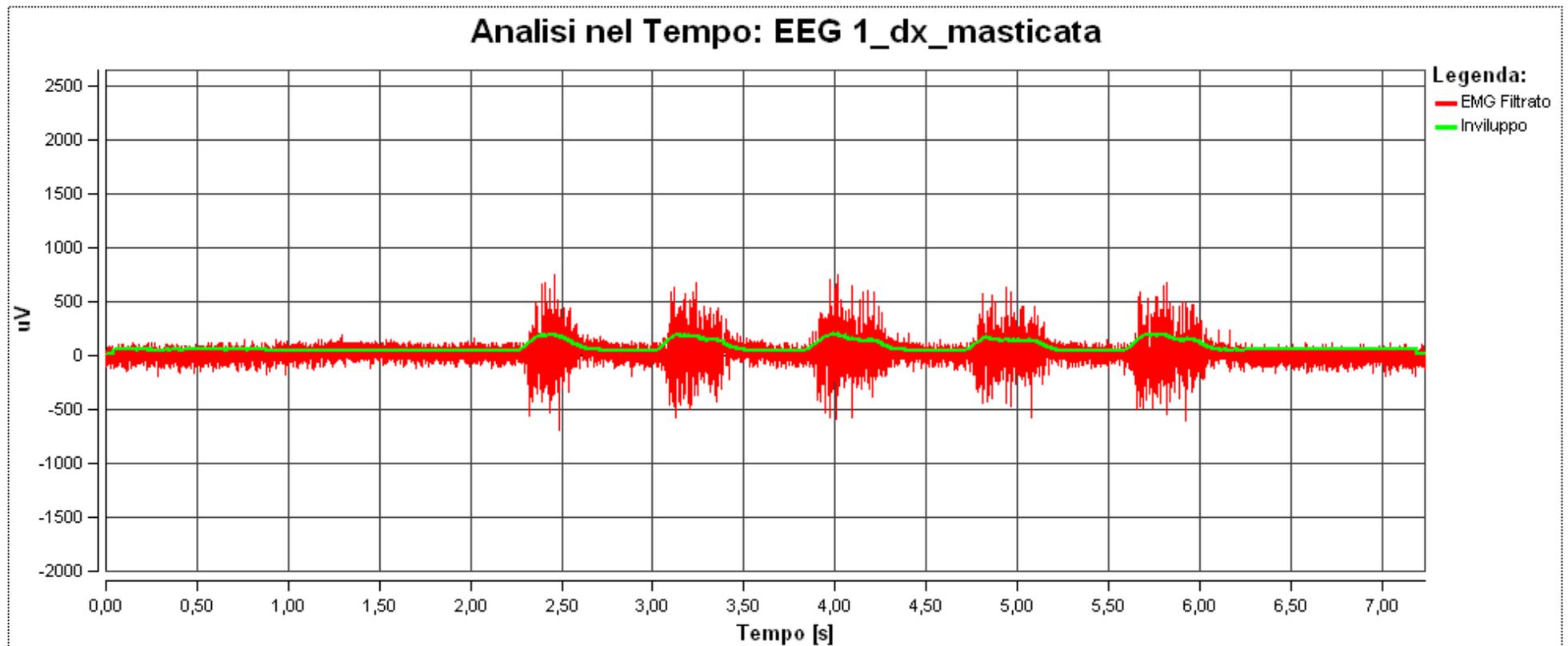
Un esempio di acquisizione del segnale del bicipite sinistro.

Analisi nel Tempo: EMG_conf_321



Esempi: analisi nel tempo

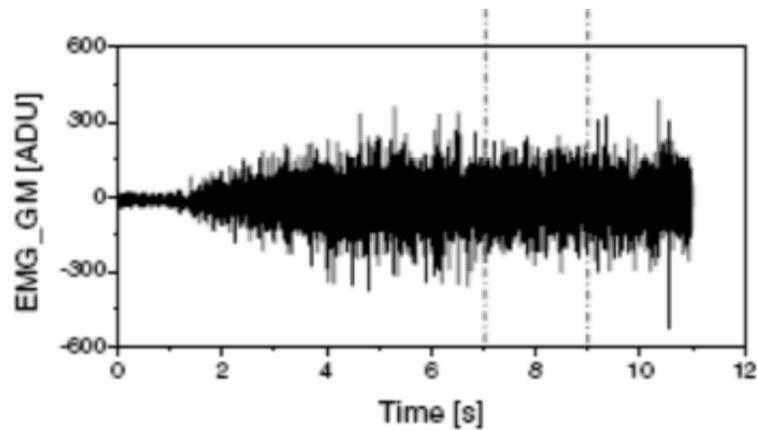
Acquisizione del segnale frontale durante la masticazione



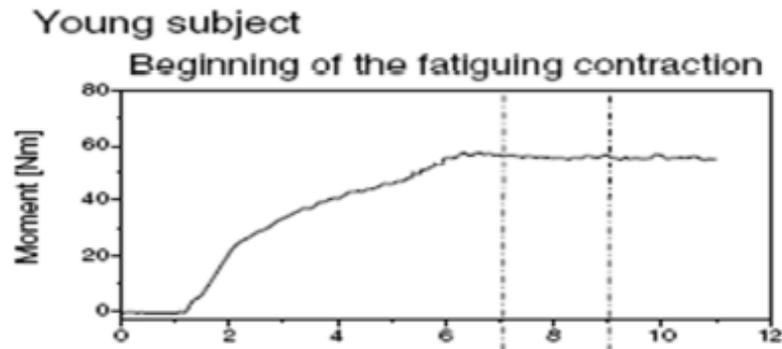
Parametri di un segnale EMG

- L'ampiezza del potenziale d'azione di una singola fibra varia da alcuni microVolt a decine di milliVolt.
- La frequenza varia da alcuni Hertz a circa 200 Hertz

Esempio di curve di contrazione muscolare



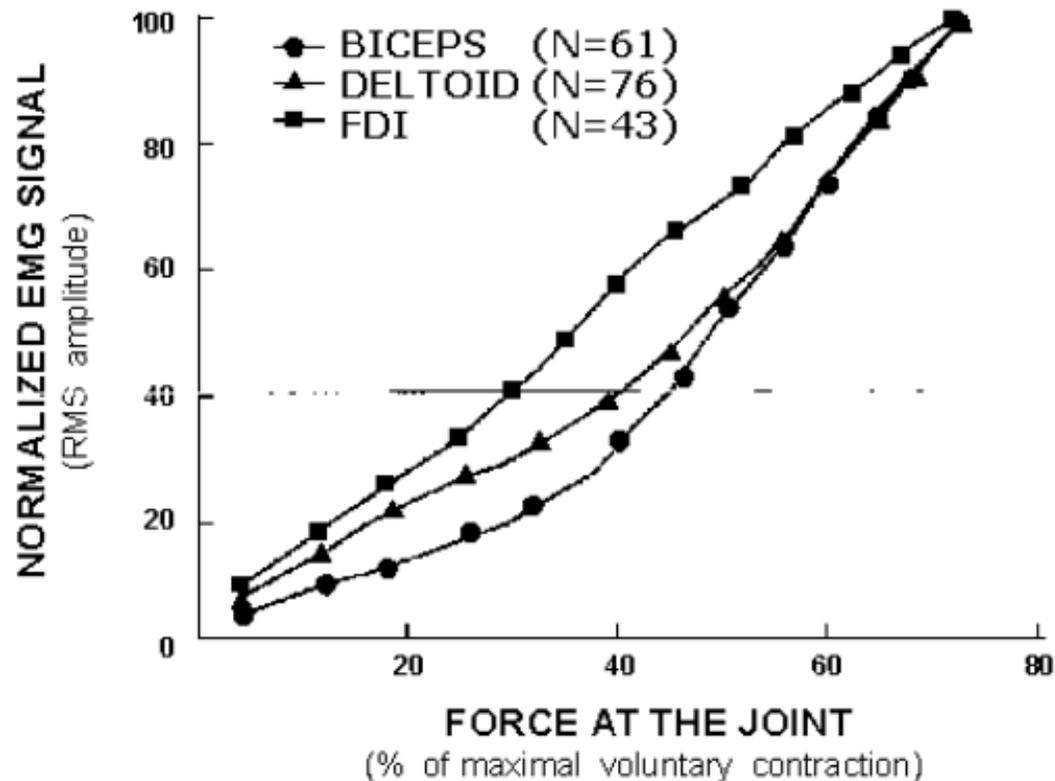
EMG raw durante
contrazione volontaria
(Reclutamento)



Segnale dopo
rettificazione, smoothing
e calcolo 'RMS'

Ampiezza del segnale EMG in funzione dell'intensità della contrazione muscolare

- L'ampiezza aumenta con l'aumento dell'intensità della contrazione, in modo non lineare



Analisi in frequenza

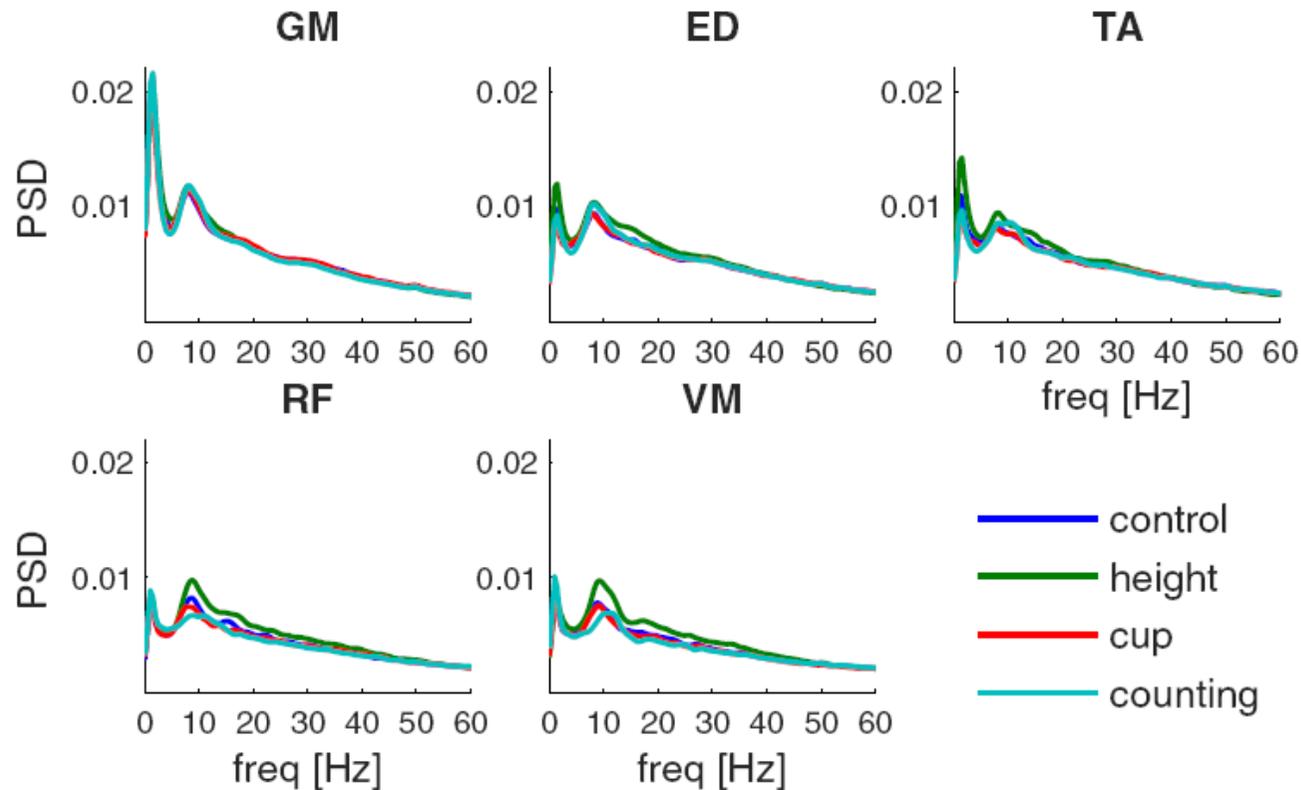
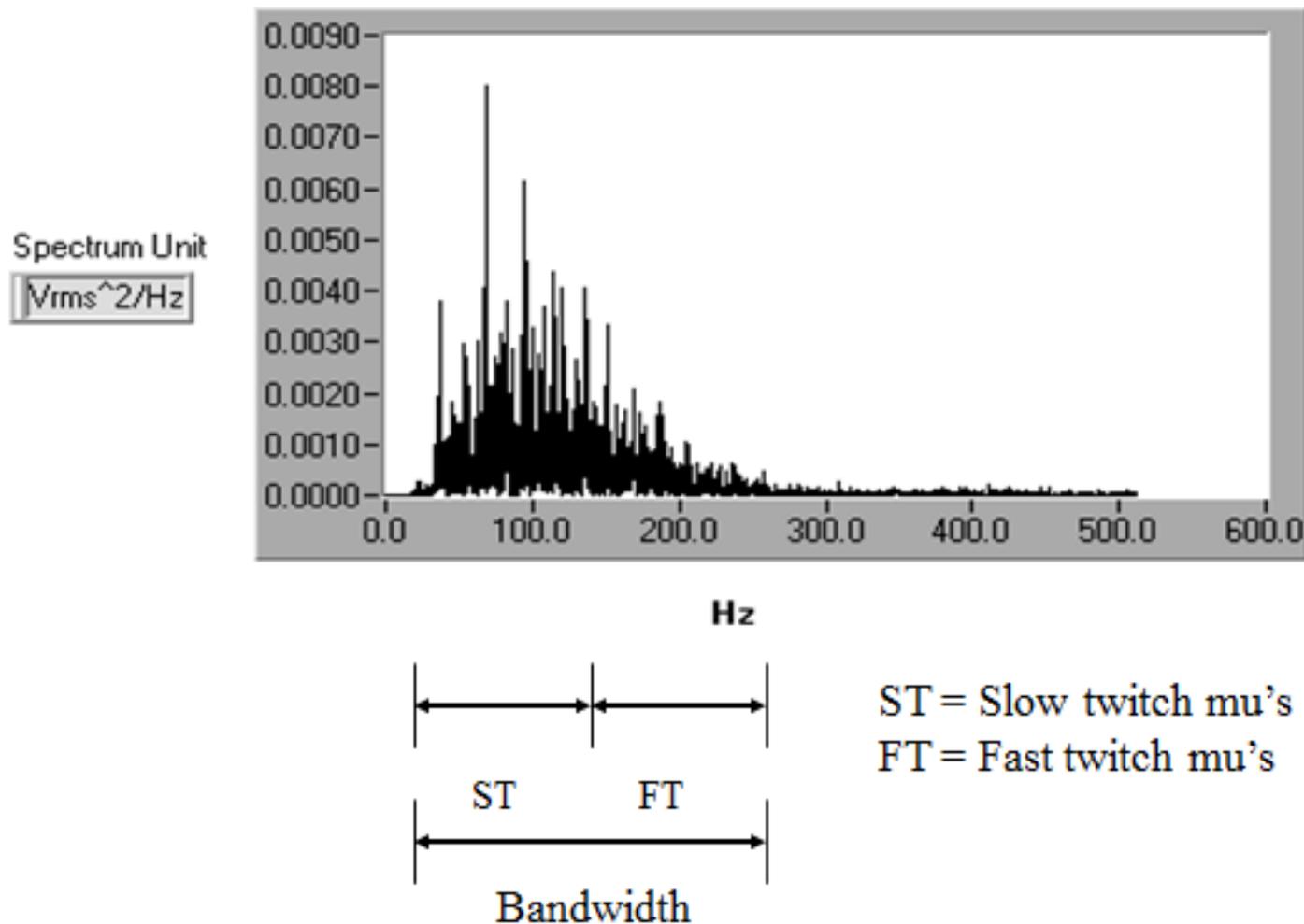


Figure 1. Normalized power spectral density (PSD) of the EMG envelope. PSD are shown for different muscles (GM: gastrocnemius, ED: extensor digitorum longus, TA: tibialis anterior, RF: rectus femoris, VM: vastus medialis) and in different conditions (blue = control, green = height, red = hold cup, cyan = counting). Power spectra were averaged across homologous muscles, trials and subjects and normalized to total power.



Spettro del segnale EMG (ST=fibre a contrazione lenta, FT=fibre a contrazione veloce)

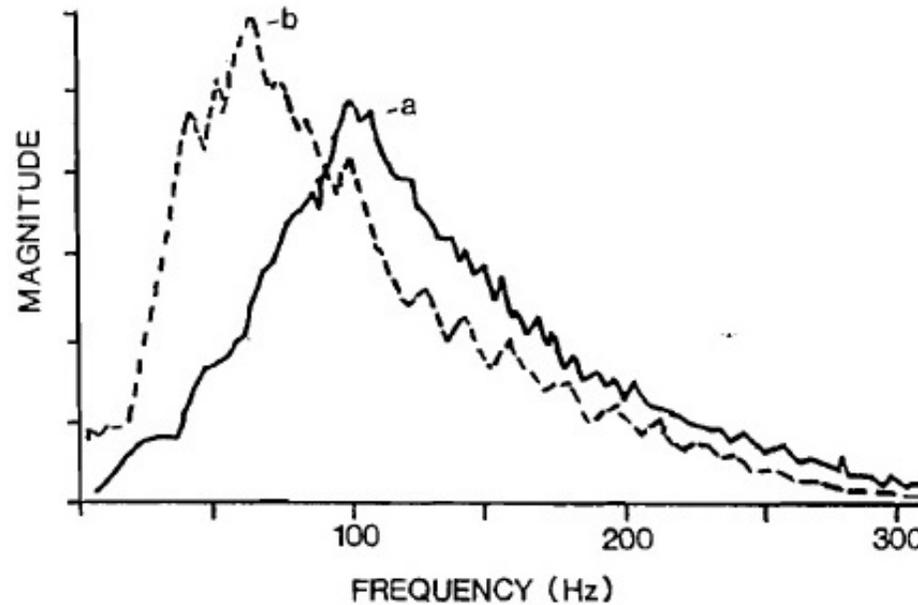
Le [Fibre Lente](#) hanno una elevata capacità di produrre energia per via aerobica a bassa potenza, ed inoltre hanno **un'ottima resistenza all'affaticamento**.

Le [Fibre Veloci](#) hanno la capacità di produrre energia per via anaerobica ad un'elevata potenza, ma con **scarsa resistenza all'affaticamento**

Fatica muscolare da segnali EMG

- Manifestazioni mioelettriche della fatica muscolare:
 - quando una contrazione volontaria o provocata elettricamente è sostenuta nel tempo in condizioni isometriche, il segnale EMG diventa progressivamente più lento.
 - Questo cambiamento, che precede l'incapacità di protrarre lo sforzo richiesto (affaticamento meccanico), è indicato con il termine “manifestazioni mioelettriche di fatica muscolare” e dipende dalla costituzione e dal tipo di fibre del muscolo.

Spettri durante la fatica muscolare



Densità dello spettro di potenza del segnale mioelettrico in due istanti diversi della contrazione. Si notano l'aumento dell'ampiezza e lo shift verso le basse frequenze.

Estrazione di parametri dallo spettro del segnale EMG

Parametri in frequenza

$$MDF = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(f) df = \frac{1}{2} M_0$$

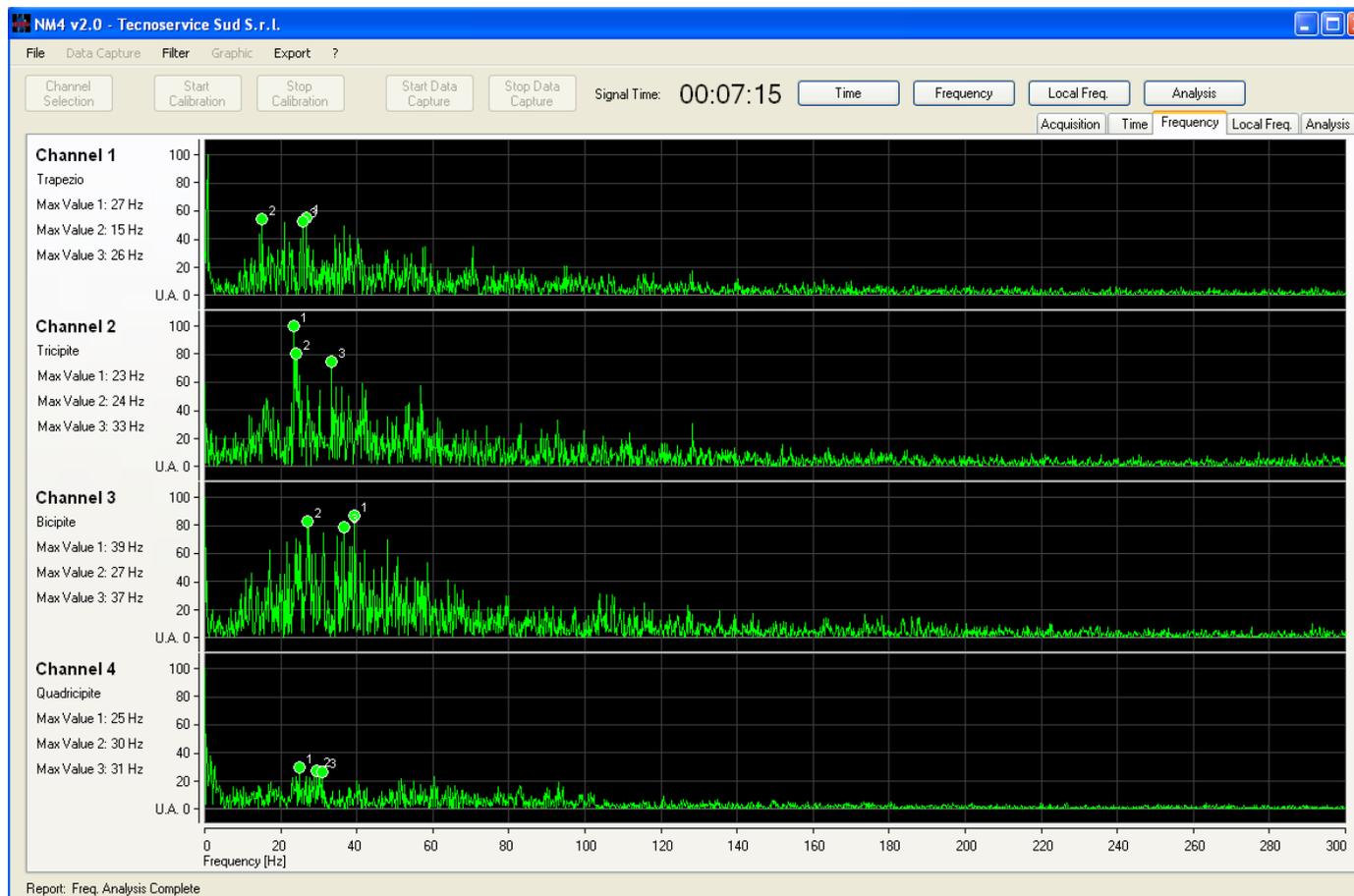
Median Frequency

$$MNF = \frac{\int_0^{\infty} fP(f) df}{\int_0^{\infty} P(f) df} = M_1 / M_0$$

Mean Frequency

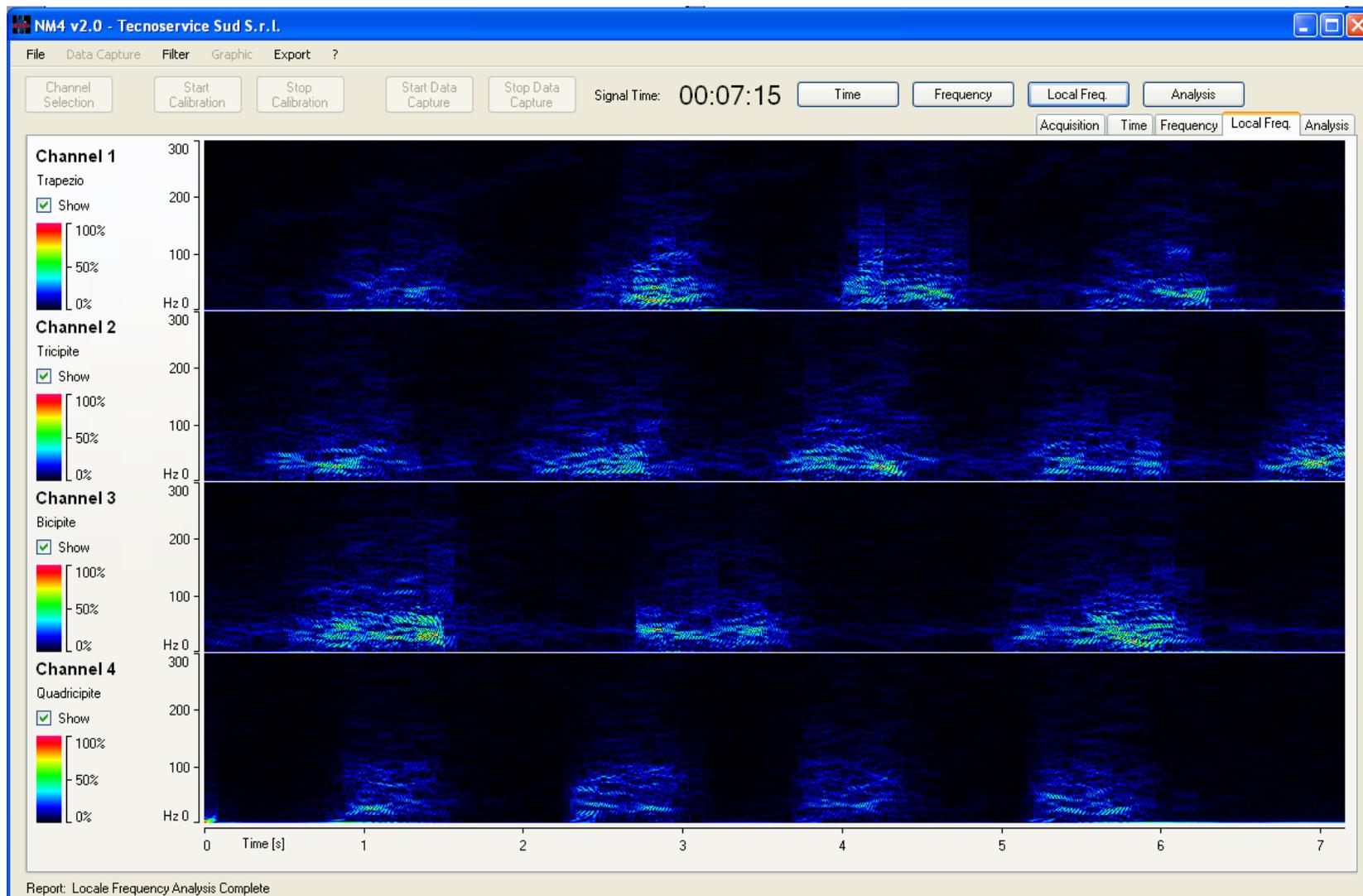
Analisi in frequenza

Analizzare le armoniche che compongono il segnale è di fondamentale importanza in quanto permette di rilevare la fatica muscolare. Si pensi per esempio quanto questo possa esser utile in ambito sportivo in quanto permette ad un atleta di evitare traumi come strappi e contratture.



Spettrogramma o Analisi tempo-frequenza

Questo tipo di analisi, definita anche come *spettrogramma*, è utile per seguire il comportamento delle armoniche che compongono il segnale con il passare del tempo.



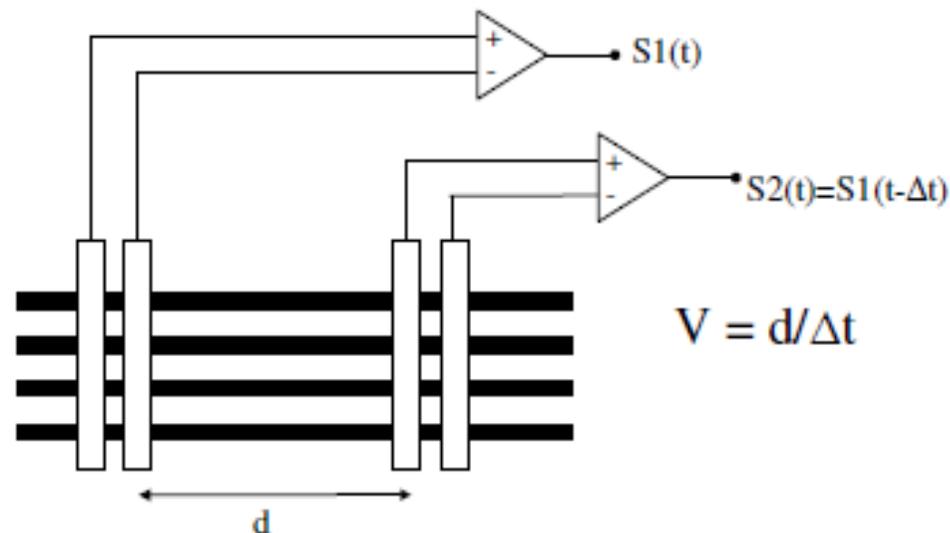
Esempi di calcolo di parametri da segnali EMG

- Calcolo della velocità di conduzione della fibra nervosa:
 - un nervo periferico è stimolato elettricamente e la risposta del muscolo (onda-M) viene rilevata.
 - La misura della distanza fra il punto di applicazione dello stimolo ed il punto di rilevamento e la misura appropriata del ritardo tra stimolo e risposta permettono la stima della velocità di conduzione delle fibre del nervo.

Velocità di conduzione

- Lo studio della velocità di conduzione viene effettuato come segue:
 - vengono individuati i treni di potenziali d'azione delle UM (MUAP) previo filtraggio passa-basso del segnale EMG;
 - i MUAP corrispondenti ai due elettrodi vengono messi a confronto tramite la cross-correlazione.

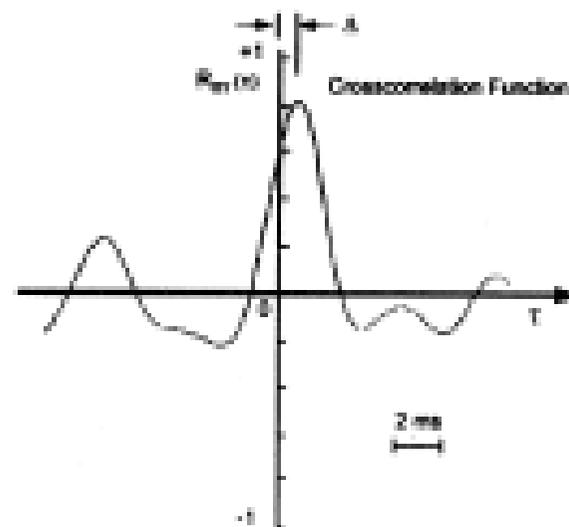
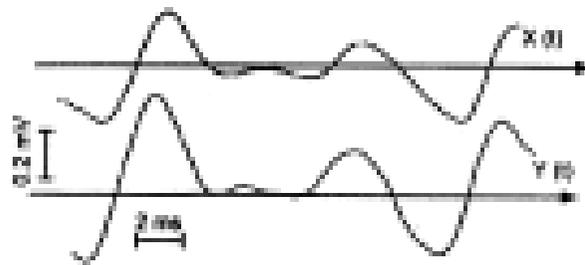
Velocità di conduzione delle fibre muscolari



Cross-correlazione

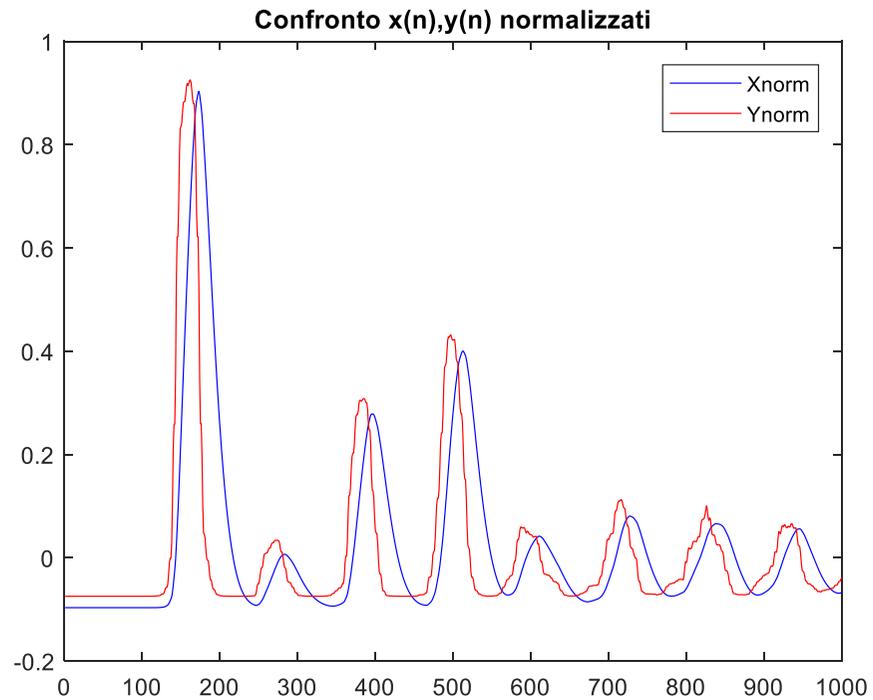
Riconoscimento MUAP

Analisi di cross-correlazione



- CC varia tra -1 e $+1$ (dove $+1$ significa che i due segnali sono uguali)
- CC di segnali diversi, provenienti da unità motorie diverse, è pari a 0.
- Una similitudine *sufficiente* tra due segnali è caratterizzata da $CC > 0.8$

Esempio di segnali MUAP



Segnali MUAP al primo (rosso) e secondo (blu) elettrodo

Misura del ritardo e calcolo della velocità di conduzione

- Ritardo in msec: $t = 6 \text{ msec}$
- Distanza tra gli elettrodi: $d = 8 \text{ cm}$
- Velocità di conduzione: $v = d/t$

Altre applicazioni legate all'analisi di segnali EMG