

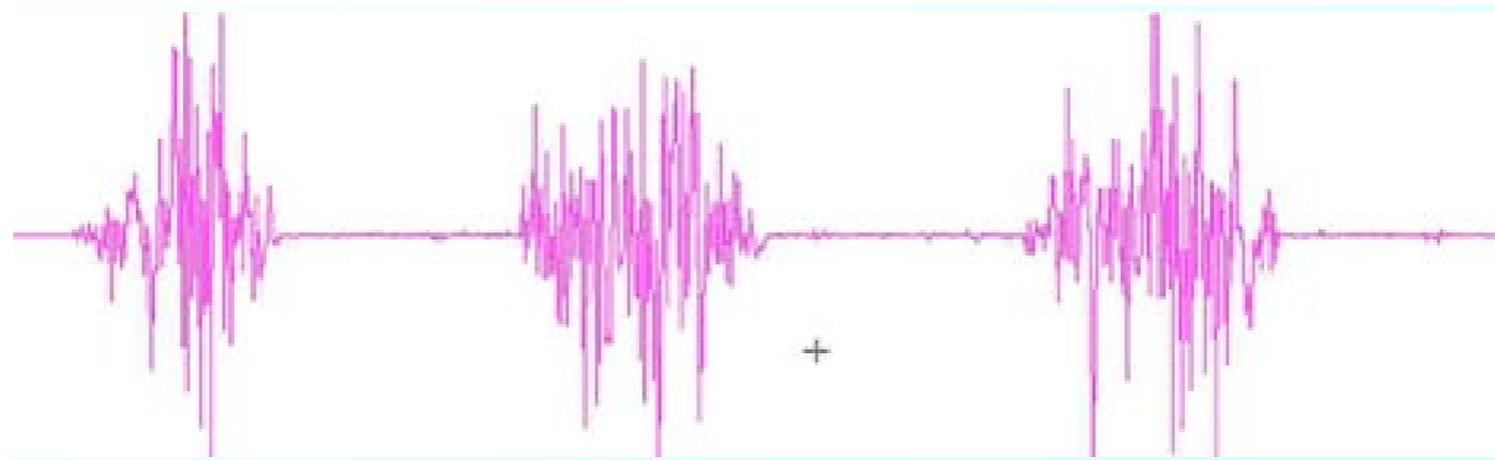
# Potenziali bio-elettrici muscolari

generazione del segnale, misura e analisi  
2017/2018

Alessandro Tognetti

# Elettromiografia

- L'elettromiografia è la disciplina sperimentale legata alla generazione, la misura, l'analisi e l'utilizzo del segnale elettrico emanato dai muscoli
- obiettivo: valutare il funzionamento dei muscoli attraverso i potenziali elettrici da essi generati
- La misura dell'EMG in ambito medico è utilizzata per studiare l'attivazione neuro-muscolare nell'ambito di task posturali, movimenti funzionali, riabilitazione...



# Il muscolo

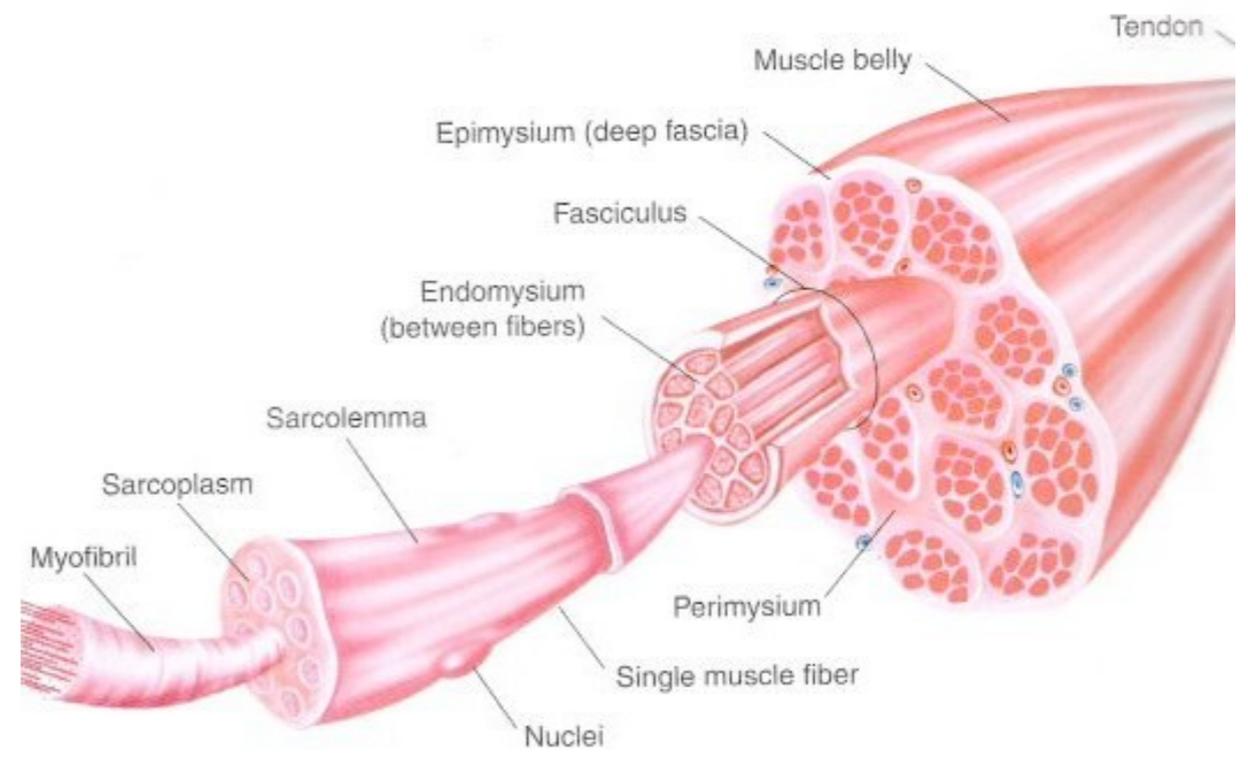
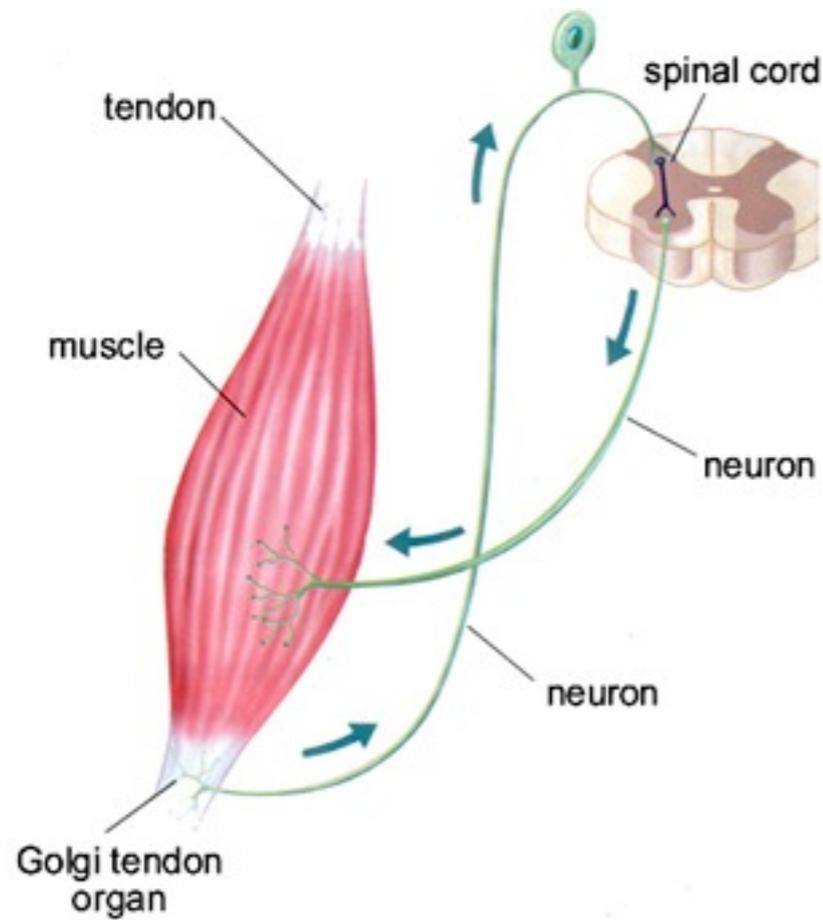
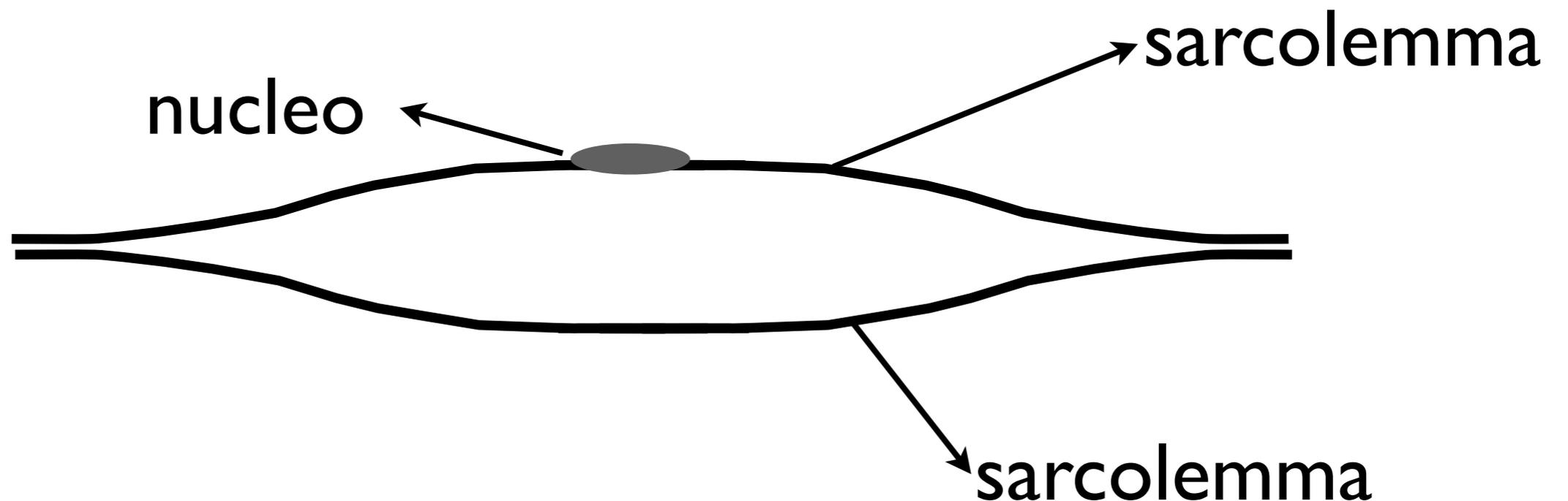


Figure 1: Muscle belly split into various component parts (from Essentials of Strength Training & Conditioning, National Strength & Conditioning Association)

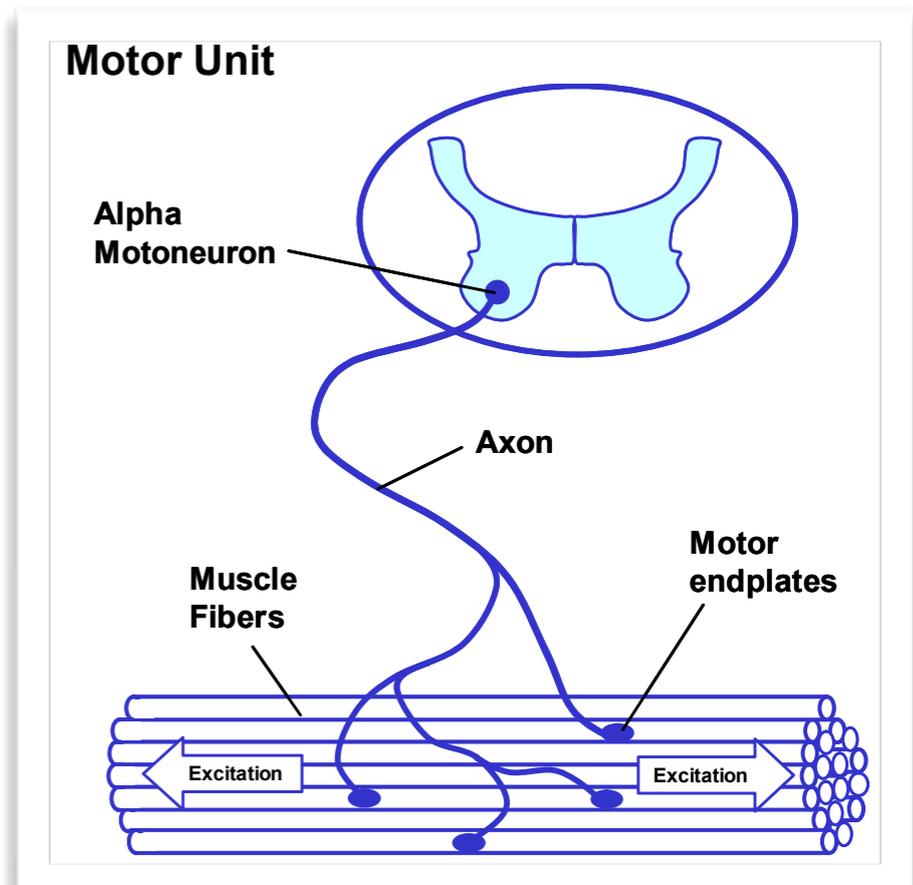
# Fibra muscolare

- La **fibra muscolare** (o **fibrocellula**) è l'elemento caratteristico del tessuto muscolare. Ha forma allungata e fusiforme.
- Si accorcia (contrae) a seguito di uno stimolo nervoso
- La membrana della fibra muscolare è detta **sarcolemma**
- L'interno della fibra è in gran parte occupato dalle miofibrille



# Unità motoria (MU)

- Rappresenta la più piccola **unità funzionale** che descrive il controllo neurale della contrazione muscolare
- Composta dal Motoneurone  $\alpha$ , dalle diramazioni del suo assone e dalle fibre muscolari innervate
- Il termine **unità** sta a indicare il fatto che tutte le fibre della singola MU formano un unico blocco funzionale con l'assone che le innerva
- Come vedremo le fibre della MU si contraggono tutte insieme in seguito al segnale di attivazione proveniente dall'assone
- Un singolo assone fa contrarre in contemporanea un numero di fibre pari a quelli della MU
- Grande varietà del numero di MU per muscoli diversi (e.g. 100 per i piccoli muscoli della mano, >1000 per muscoli più grandi degli arti superiori o inferiori)



# Attivazione della fibra muscolare

- L'impulso elettrico propagato dal motoneurone  $\alpha$ , 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  $\alpha$  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

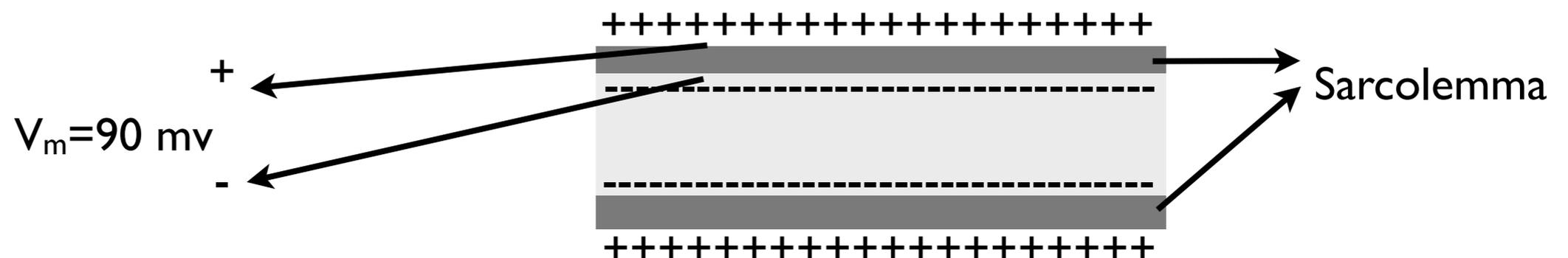
# Reclutamento e frequenza di attivazione

- 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

NB: equivalente ad assone non mielinato

- Le fibre muscolari si eccitano tramite controllo neurale
- Questo fenomeno può essere interpretato analizzando il comportamento del **sarcolemma**
- Il **sarcolemma** è la membrana semipermeabile che ricopre la fibra muscolare
  - La membrana è permeabile agli ioni SODIO  $\text{Na}^+$  e POTASSIO  $\text{K}^+$  che possono attraversarla attraverso canali specifici (trasporto passivo dovuto a gradienti di concentrazione). In generale esistono molti canali passivi per  $\text{K}^+$  e pochi canali passivi per  $\text{Na}^+$
- Quando la fibra muscolare è a **riposo** esiste una differenza di potenziale  $V_m$  **tra interno e esterno** pari a  $-70/-90$  mv
  - Il potenziale all'esterno è maggiore di quello all'interno
  - Il potenziale di riposo è mantenuto costante dall'attività della **pompa sodio potassio** che mantiene costanti le concentrazioni di  $\text{K}^+$  e  $\text{Na}^+$  dentro e fuori dalla membrana
    - Gli ioni sodio ( $\text{Na}^+$ ) vengono trasportati all'esterno della cellula e quelli potassio ( $\text{K}^+$ ) verso l'interno, entrambi **contro i rispettivi gradienti di concentrazione** (trasporto attivo, richiede energia  $\rightarrow$  per ogni molecola di ATP tre  $\text{Na}^+$  vengono portati fuori e due  $\text{K}^+$  dentro)

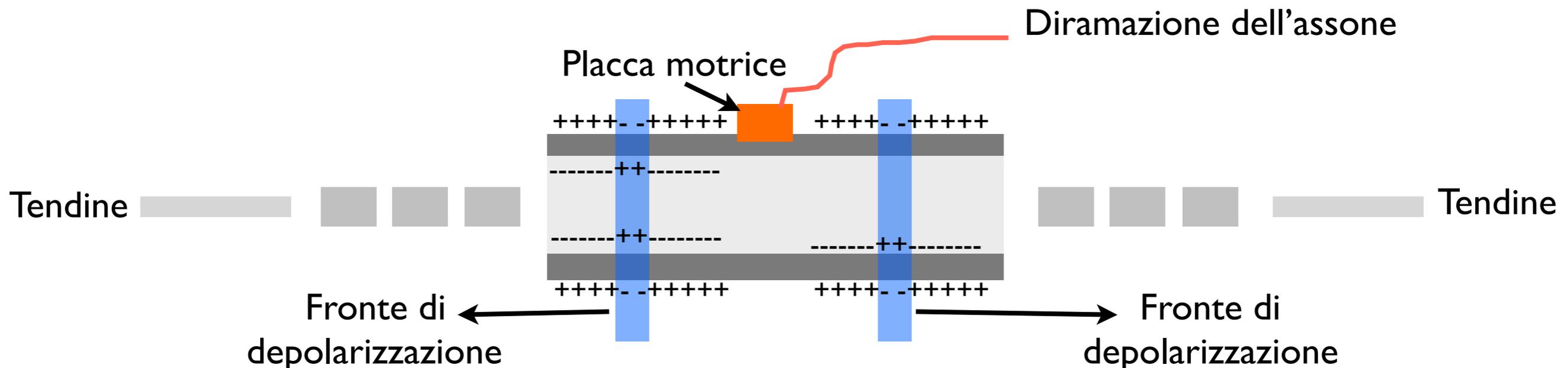


# Eccitabilità della membrana muscolare

- Se in un punto della membrana si supera un certo **potenziale di soglia** (circa -60mv) la **depolarizzazione** locale della membrana causa un potenziale di azione che sale velocemente da un valore di circa -80 mv fino a un valore di circa 30 mv. La situazione iniziale viene immediatamente ristabilita attraverso una fase di **ripolarizzazione** che può essere seguita da una fase di **iperpolarizzazione** in cui il potenziale scende al di sotto del valore di riposo.
- Il superamento di questo potenziale di soglia può essere indotto **chimicamente** (attraverso la stimolazione neurale alla giunzione neuromuscolare) o attraverso l'imposizione di una **corrente dall'esterno** (elettrostimolazione)
- **Depolarizzazione/ripolarizzazione della membrana:**
  1. **evento eccitatorio** (esempio liberazione di acetilcolina alla giunzione neuro-muscolare): cariche positive entrano nella cellula (canali sodio stimolo-dipendenti) e il potenziale raggiunge il valore di **soglia** (circa -60 mV)
  2. alla tensione di soglia si aprono i canali per per  $\text{Na}^+$  (canali sodio voltaggio-dipendenti) (ricordiamo che a riposo la permeabilità ad  $\text{Na}^+$  era scarsa) e si ha un ingresso massiccio di  $\text{Na}^+$  e dunque un ulteriore **depolarizzazione** (il potenziale cresce per l'afflusso di carica positiva), il potenziale incrementa molto velocemente fino ad un valore di + 30 mV
  3. raggiunta questa tensione di picco si ha la chiusura dei canali  $\text{Na}^+$  e l'apertura dei canali  $\text{K}^+$  (canali potassio voltaggio-dipendenti), si ha dunque l'uscita di  $\text{K}^+$  e la ripolarizzazione della membrana fino a quando, nelle vicinanze della tensione iniziale, i canali per il  $\text{K}^+$  si chiudono
  4. I canali del potassio possono rimanere aperti anche quando la cellula ha raggiunto il potenziale di riposo: in tal modo può fuoriuscire un ulteriore quantitativo di potassio, e la cellula per un breve periodo di tempo può essere iperpolarizzata. In seguito l'azione della pompa sodio-potassio e la chiusura di tutti i canali voltaggio dipendenti riporta la situazione alla condizione iniziale

# Eccitabilità della membrana muscolare

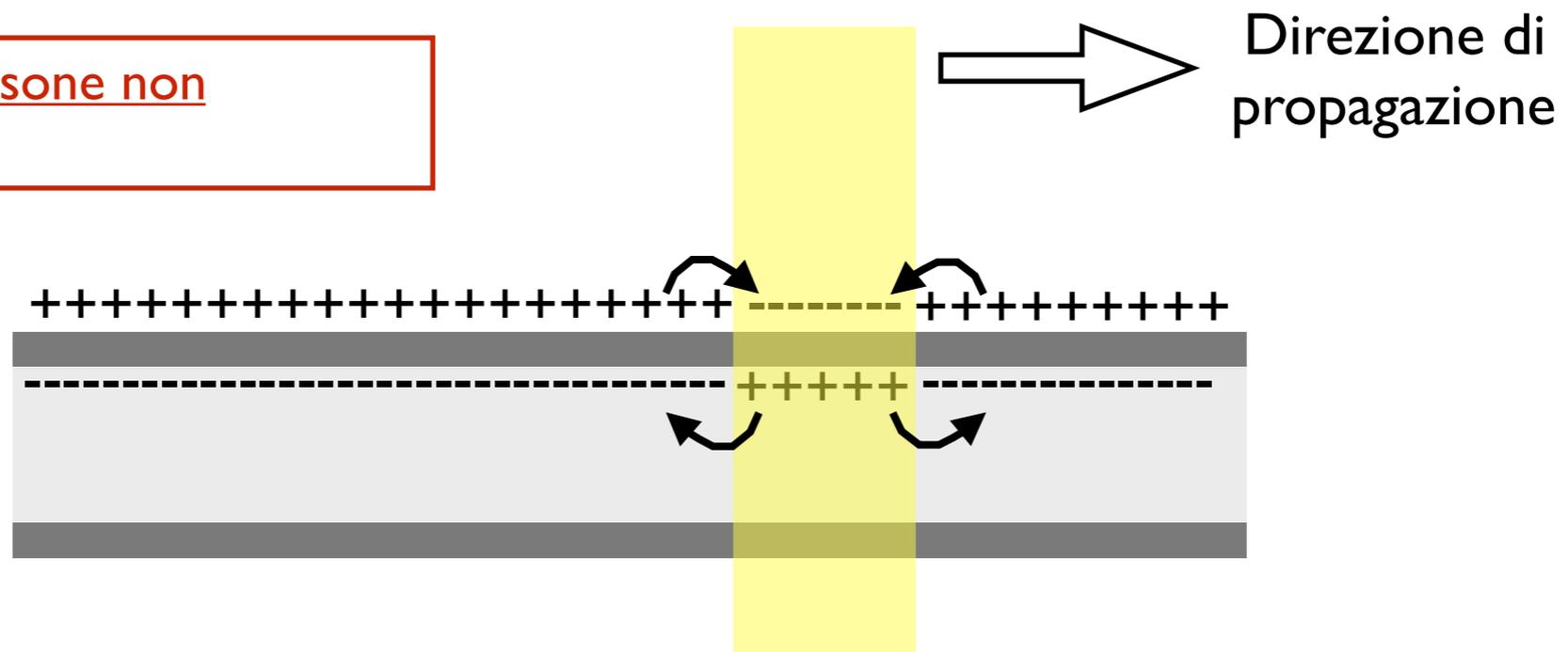
- Partendo dalla giunzione neuromuscolare (o placca motrice) il potenziale di azione si sposta sulla fibra muscolare in entrambe le direzioni (**dalla placca motrice verso i tendini**)
- Questa eccitazione causa il rilascio di ioni calcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ) nello spazio intracellulare della fibra muscolare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



# Propagazione del potenziale di azione

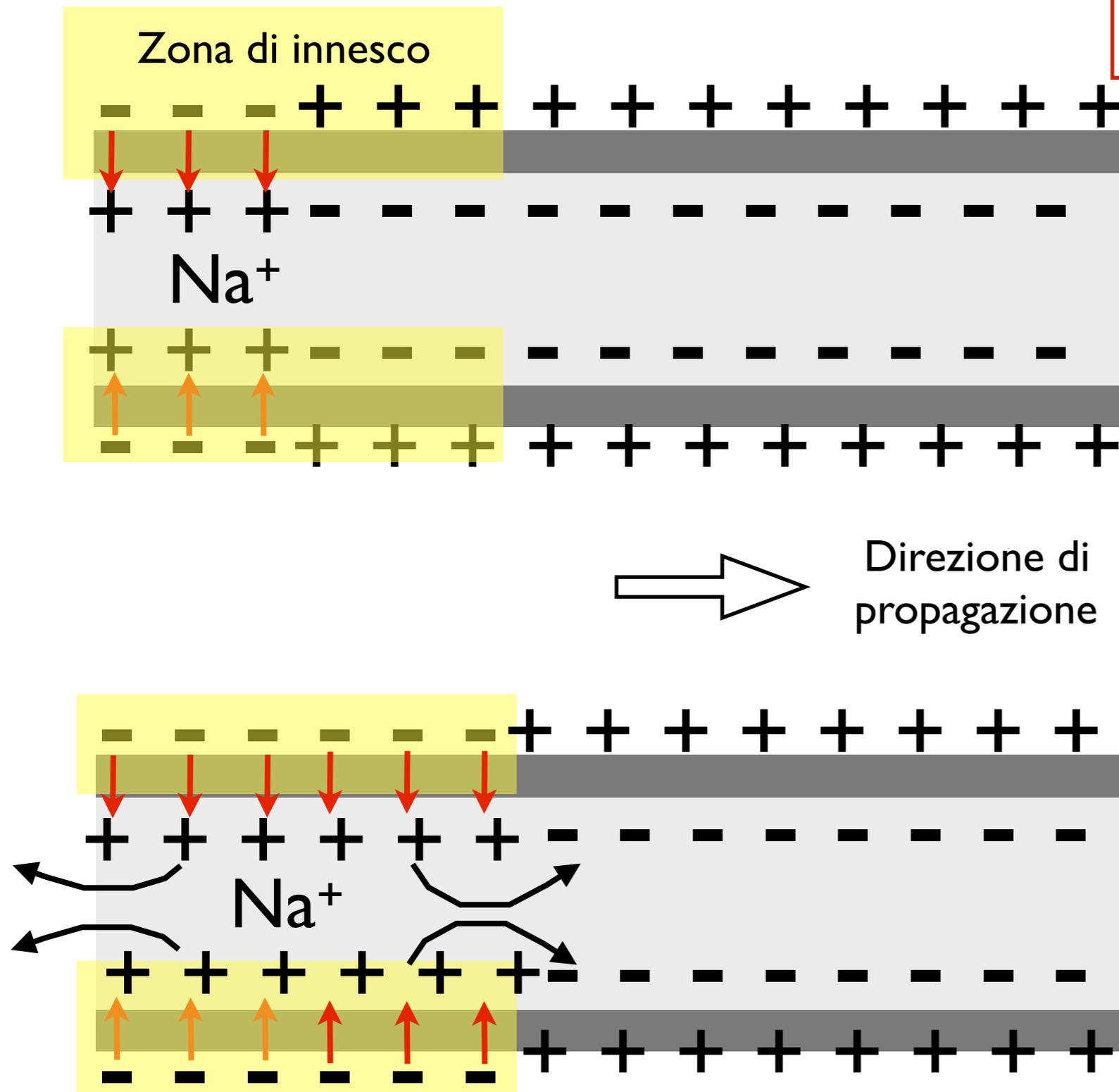
- La propagazione del potenziale d'azione si basa sulla generazione di nuovi potenziali d'azione nei punti successivi della fibra muscolare.
- L'insorgenza di un potenziale d'azione in un punto, crea una differenza di potenziale tra quel punto e le zone vicine che sono a riposo.
- Tra la zona attiva 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



# Propagazione del potenziale di azione

NB: equivalente ad assone non mielinato

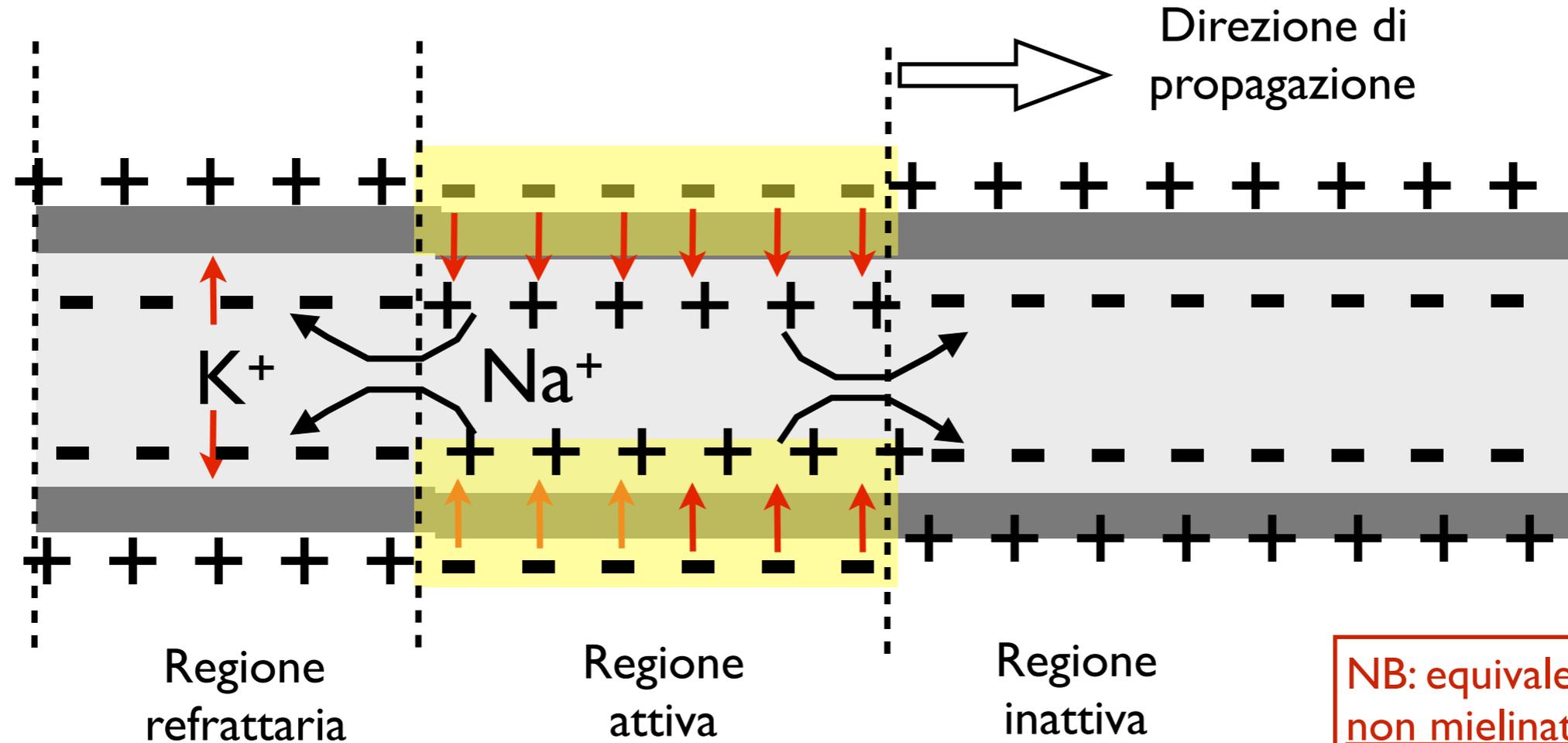


La zona di innesco è caratterizzata da una depolarizzazione sopra soglia (canali stimolo dipendenti),  $\text{Na}^+$  entra

$\text{Na}^+$  che entra determina una depolarizzazione della membrana, che porta all'apertura di altri canali per il  $\text{Na}^+$ .

Le cariche positive presenti nella zona attiva si spostano verso la zona vicina, ancora a riposo e generano un flusso di corrente locale

# Propagazione del potenziale di azione



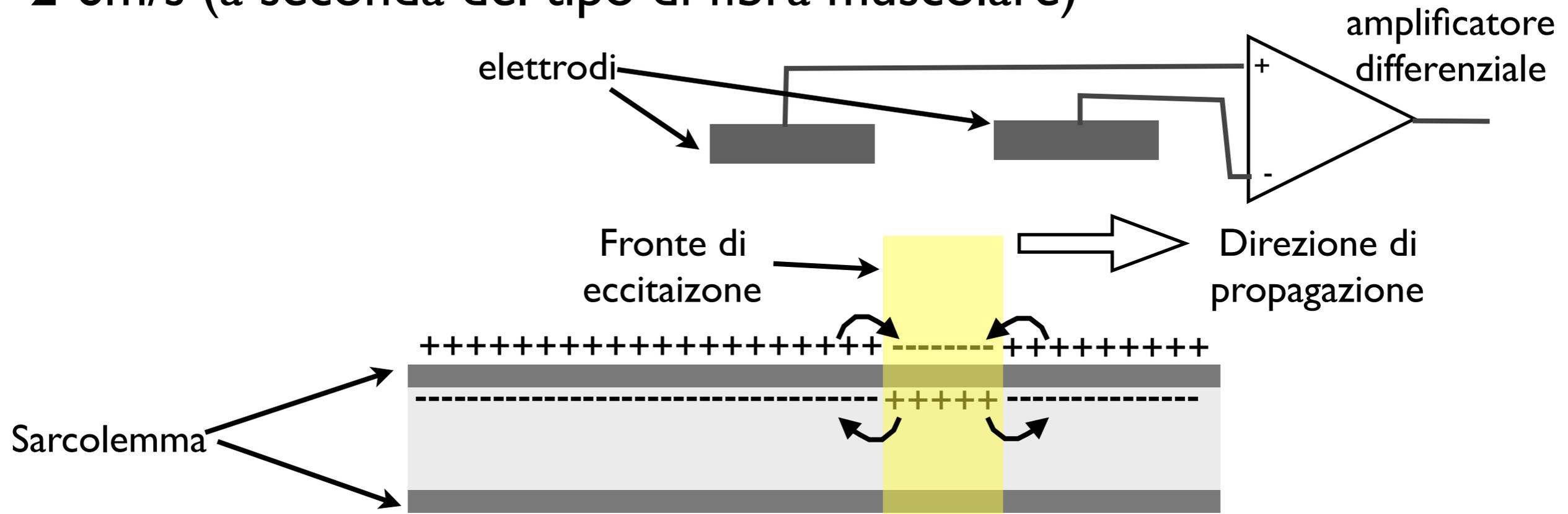
- La zona di innesco è in periodo refrattario. I canali  $K^+$  si sono aperti e i canali al  $Na^+$  sono inattivati. L'uscita di  $K^+$ , ripolarizza la membrana.
- Il flusso di corrente locale determina la depolarizzazione delle parti della fibra nel verso di propagazione
- Grazie al periodo refrattario lo stimolo può propagarsi solo in avanti ( $Na^+$  che torna indietro non ha effetto)
- Grazie al meccanismo descritto il potenziale di azione si propaga sulla fibra muscolare sempre uguale a se stesso, ovvero non subisce nessuna attenuazione in ampiezza.

# Generazione del segnale EMG

- Il segnale EMG è una rappresentazione dei potenziali elettrici generati dalla depolarizzazione/ripolarizzazione delle membrane delle singole fibre muscolari
- Il segnale viene rilevato per mezzo di elettrodi **intramuscolari** o di **superficie**, posti ad una certa distanza dalle sorgenti
- Il tessuto che separa gli elettrodi dalle sorgenti si comporta come un conduttore volumetrico
- Le proprietà del conduttore volumetrico influenzano in modo importante le caratteristiche del segnale rivelato
  - contenuto frequenziale (effetto di filtraggio)
  - attenuazione: esisterà una distanza oltre la quale non è più possibile rilevare il segnale
  - elettrodi intramuscolari (bassa influenza), elettrodi di superficie (alta influenza)

# Generazione del segnale EMG

- Il potenziale rilevato è una combinazione dei singoli potenziali di azione generati dalla depolarizzazione/ripolarizzazione delle membrane delle fibre muscolari, mediate dalla presenza del conduttore di volume
- L'area di depolarizzazione ha un'estensione di circa 1-3 mm<sup>2</sup> e si sposta dalla zona di eccitazione ai tendini con una velocità di 2-6m/s (a seconda del tipo di fibra muscolare)



# Modello semplificato di generazione

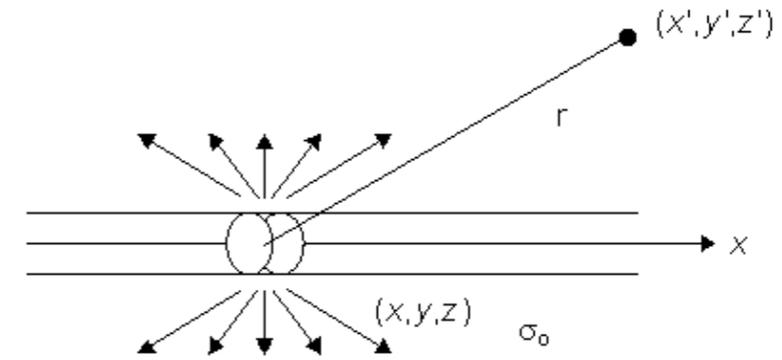
- I cicli di depolarizzazione/ripolarizzazione formano un'onda di depolarizzazione che si muove sulla fibra (NB: a differenza delle cellule cardiache non è presente il lungo “plateau” dopo la depolarizzazione)
- Per semplicità consideriamo solo una fibra e una configurazione di elettrodi bipolari collegati ad un amplificatore differenziale (configurazione tipica di misura EMG)
- **Cosa ci aspettiamo di rilevare?**

# Modello: singola fibra isolata

Libro sez. 8.2.3

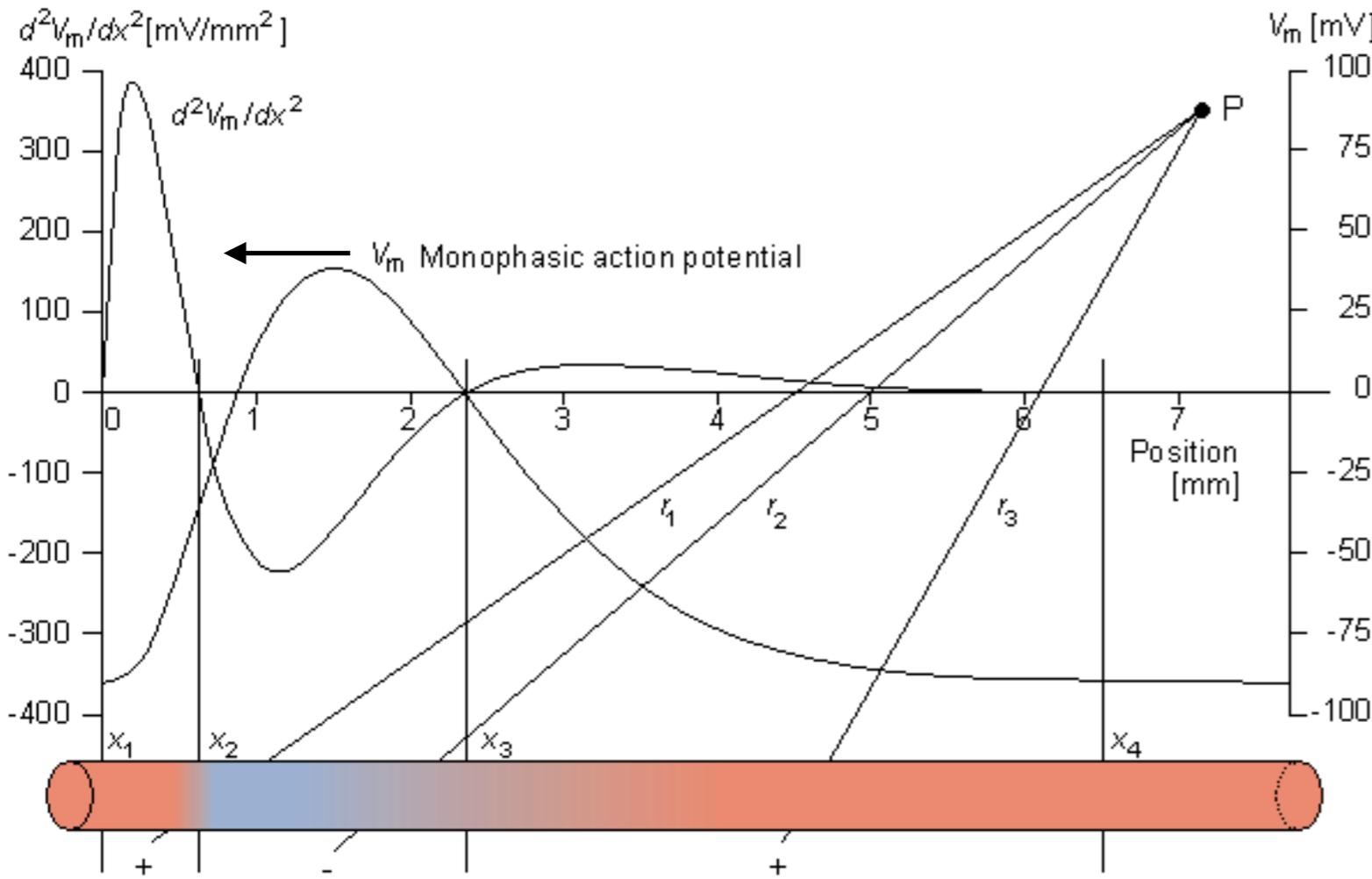
Mezzo omogeneo

Distribuzione di corrente transmembrana



$$\Phi_o = \frac{a^2 \sigma_i}{4\sigma_o} \int \frac{\partial^2 V_m / \partial x^2}{r} dx$$

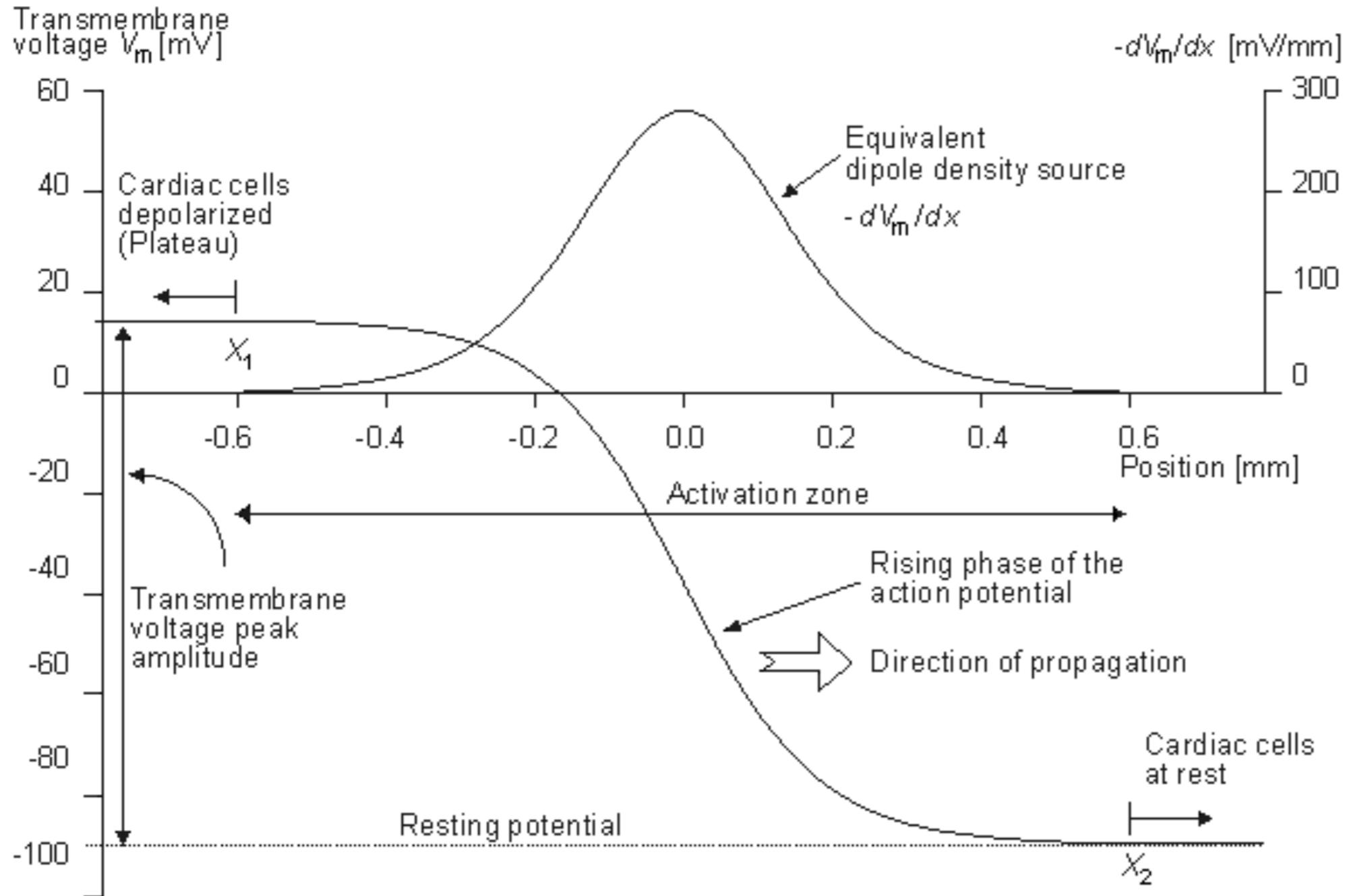
se  $r \gg$  dell'area depolarizzata:  
equivalenti a 3 monopoli puntiformi (2 positivi e uno negativo)



modello di sorgente tripolare

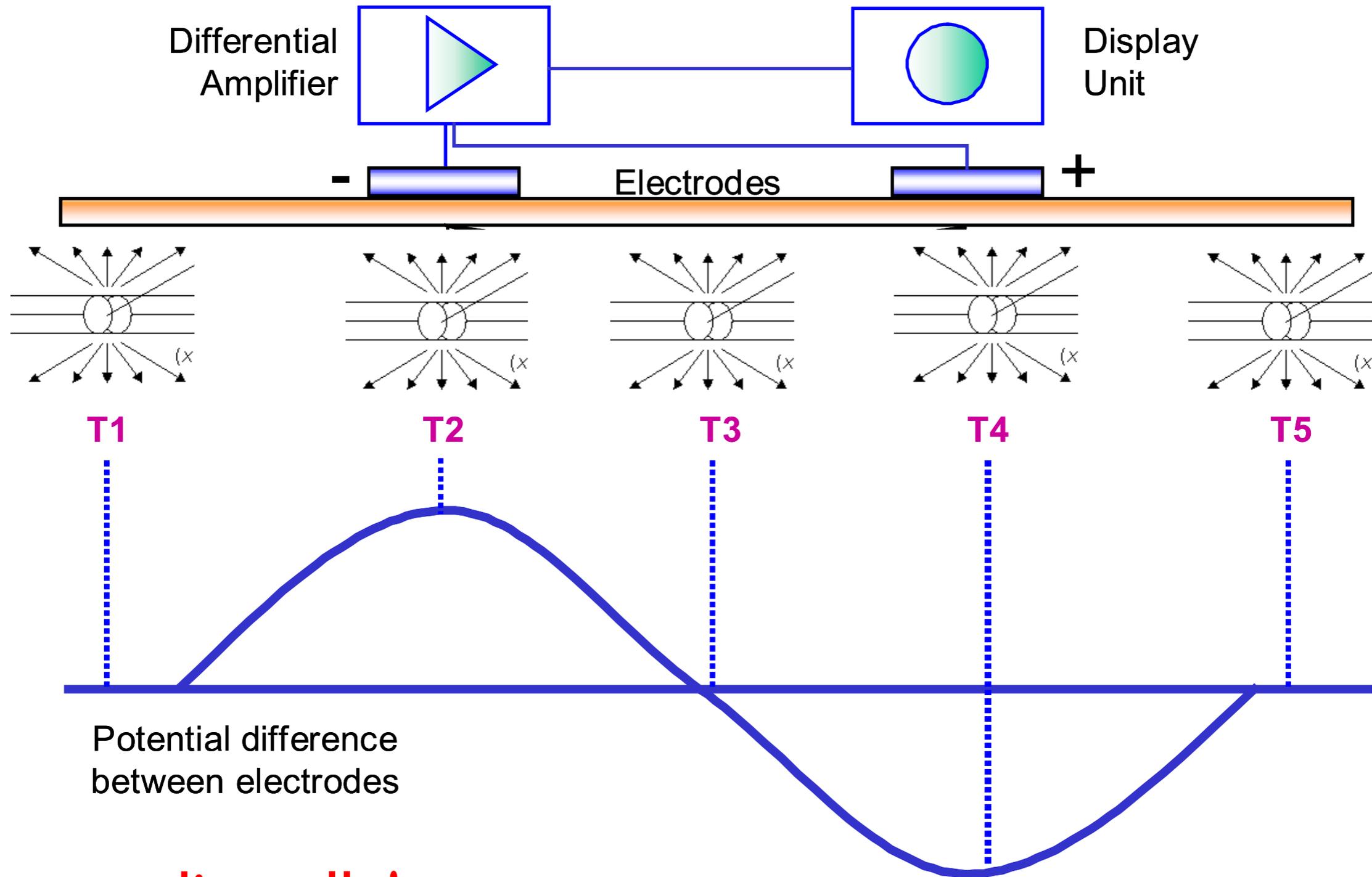
$$\Phi_o = \frac{a^2 \sigma_i}{4\sigma_o} \left[ \frac{\frac{\partial V_m}{\partial x} \Big|_{x_2} - \frac{\partial V_m}{\partial x} \Big|_{x_1}}{r_1} - \frac{\frac{\partial V_m}{\partial x} \Big|_{x_3} - \frac{\partial V_m}{\partial x} \Big|_{x_2}}{r_2} + \frac{\frac{\partial V_m}{\partial x} \Big|_{x_4} - \frac{\partial V_m}{\partial x} \Big|_{x_3}}{r_3} \right]$$

# Differenza con cellula cardiaca



Nella cellula cardiaca c'è un plateau uniforme prima del fronte di depolarizzazione

# Modello semplificato di generazione



**Nota: media nulla!**

Segnale misurato dalla singola fibra

# Modello semplificato di generazione

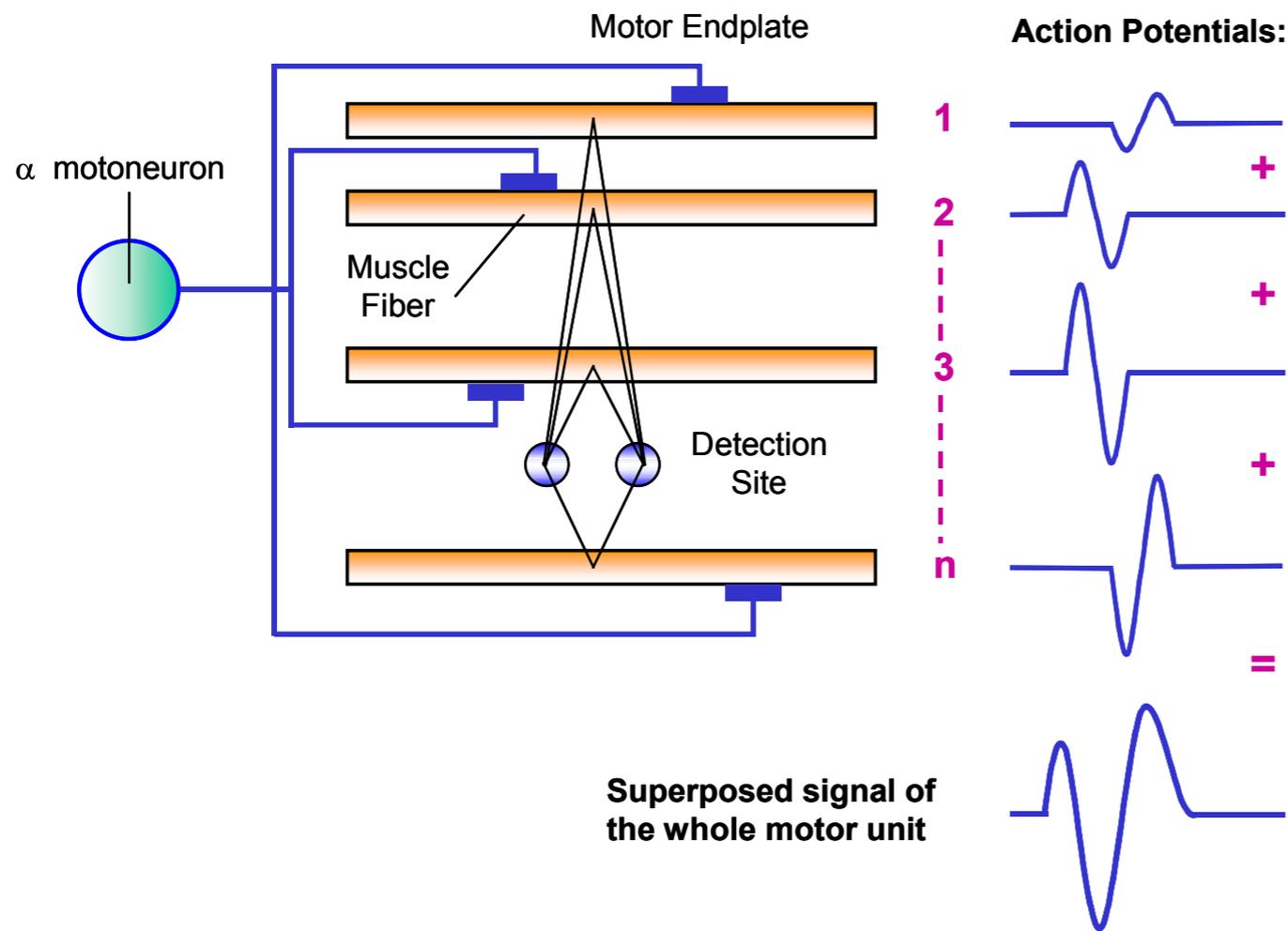
- In dipendenza della distanza tra sorgente ed elettrodi si forma una differenza di potenziale tra gli elettrodi stessi
- T1: il potenziale di azione viene generato e inizia a viaggiare sulla fibra
- T1-T2: il potenziale rilevato cresce mano a mano che diminuisce la distanza tra fronte di depolarizzazione ed elettrodo 1 (supposto collegato al - dell'amplificatore)
- T2-T4: il potenziale decresce all'avvicinarsi del fronte di depolarizzazione all'elettrodo 2 (supposto collegato al + dell'amplificatore)
- T3: quando la sorgente è equidistante tra gli elettrodi il potenziale rilevato assume valore nullo (c'è simmetria rispetto agli elettrodi)
- >T4: all'allontanarsi dal secondo elettrodo il potenziale decresce fino a diventare nullo

## **ESERCITAZIONE MATLAB CON ASPETTI QUANTITATIVI**

- **Quali parametri potremo analizzare per ottenere un'informazione almeno qualitativa?**

# Modello semplificato di generazione

- Estendiamo quanto visto alla singola unità motoria (MU), ovvero il complesso formato da più fibre innervate dallo stesso assone.
- Si noti come, in termini anatomici, le placche motorie non siano perfettamente allineate in senso longitudinale sulla singola MU
- La coppia di elettrodi rileva i potenziali generati da tutte le fibre della MU che avranno diversi contributi sia in termini di ampiezza (in dipendenza della distanza tra la singola fibra e la MU) che di ritardo temporale (in dipendenza del punto di innervazione)
- Il segnale risultante sarà la somma dei singoli contributi



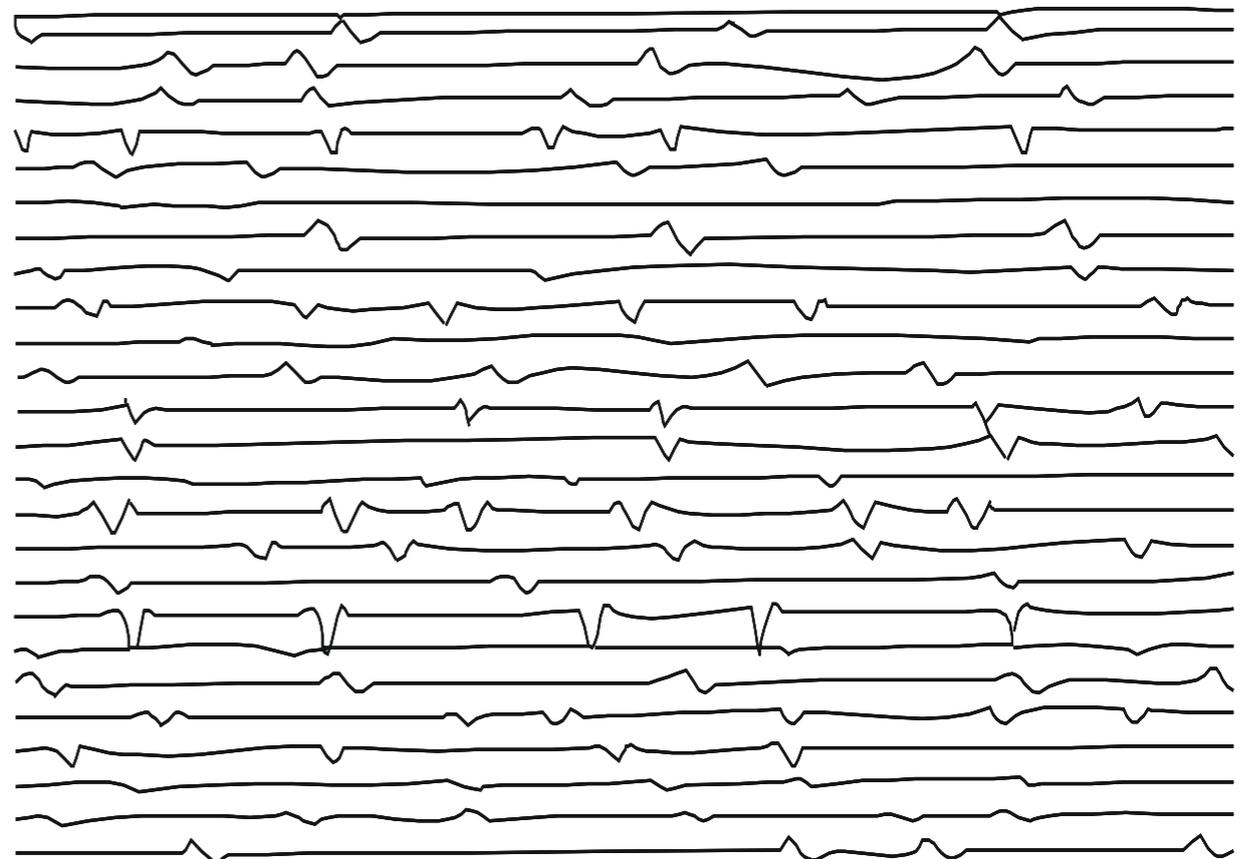
Potenziale di azione della  
unità motoria  
**MUAP**

A parità di task motorio  
cambia ampiezza e forma in  
dipendenza dal posizionamento  
dell'elettrodo rispetto alla fibre  
della MU

# Sovrapposizione dei MUAP

- In ambito clinico viene rilevata, tramite una coppia di elettrodi opportunamente posizionati, la sovrapposizione dei potenziali d'azione di tutte le unità motorie di un determinato muscolo, rappresentata con segnali bipolari con distribuzione simmetrica delle ampiezze positive e negative (valore medio pari a zero).
- Questo segnale è chiamato **Pattern di Interferenza**.

25 mathematically generated MUAPs



$\Sigma$

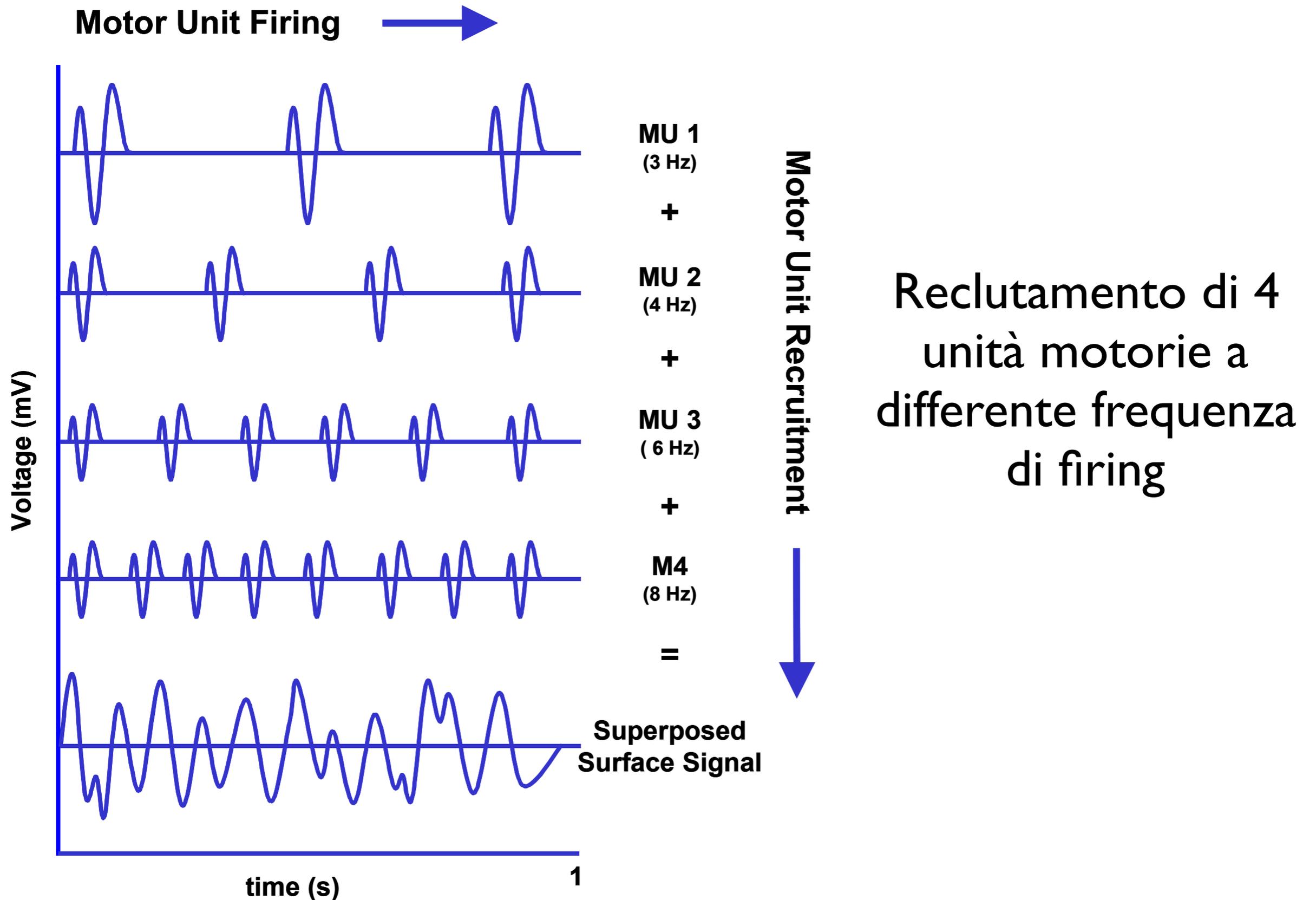


Superposed signal

# Reclutamento e frequenza di attivazione

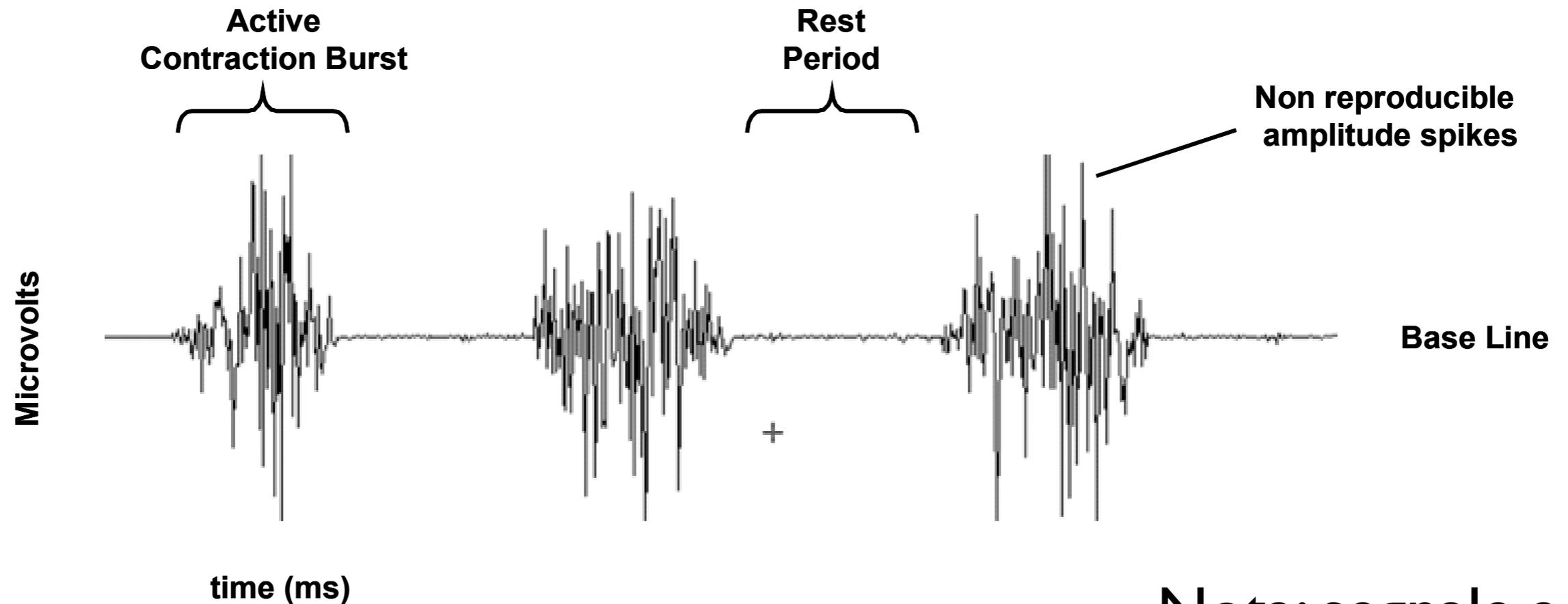
- I due più importanti meccanismi che influenzano l'ampiezza e la densità (numero di attraversamento delle zero nell'unità di tempo) dei segnali misurati sono il **reclutamento** delle MU e la loro **frequenza di attivazione (o frequenza di firing)**
- Come già visto, questi due parametri sono le principali 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 e frequenza di firing



# Segnale EMG

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



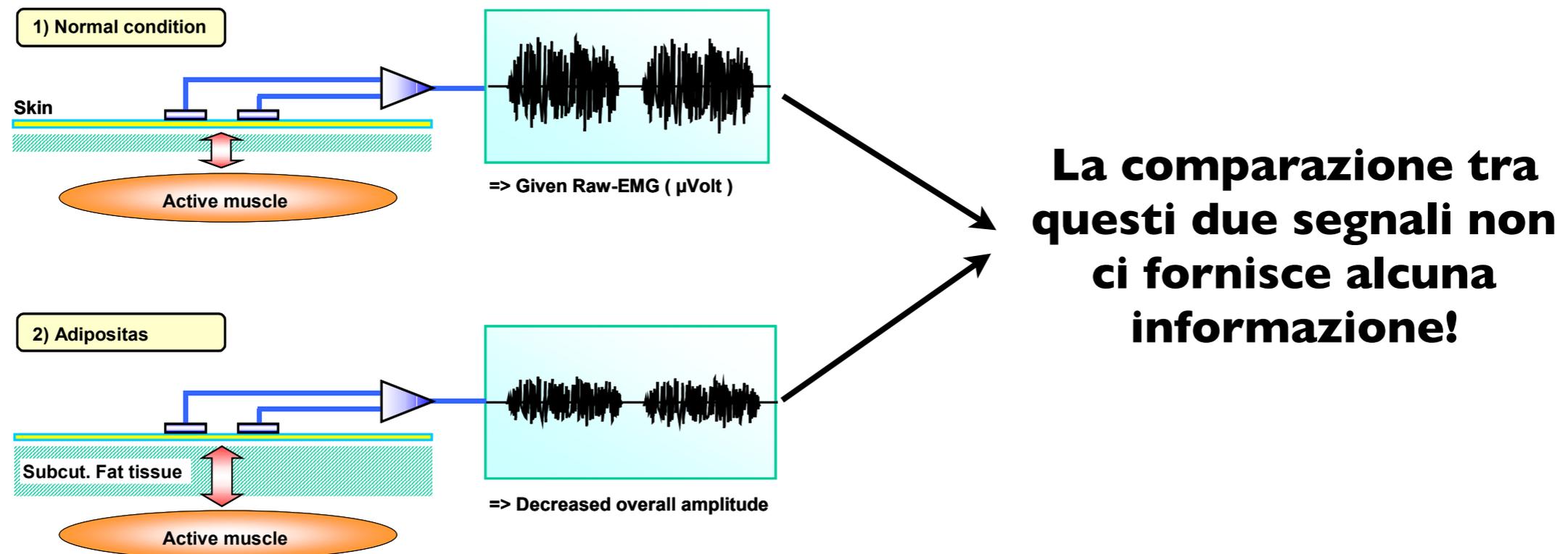
Nota: segnale a media nulla

# Segnale EMG

- Segnale a media nulla
- Quando il muscolo è a riposo, e quindi nessun potenziale di azione si propaga sulle fibre delle singole MU, osserviamo una “baseline” che dipende da svariati fattori
  - qualità dell’amplificatore, rumore intrinseco, il rumore ambientale, condizioni di misura
    - non dovrebbe essere maggiore di 2-5  $\mu\text{V}$
  - La corretta interpretazione della baseline è di fondamentale importanza
    - Il rumore o problemi del sistema di misura non vanno confusi con un attività residua del muscolo
- Il pattern di interferenza del segnale EMG ha **natura casuale** (random) in quanto il set delle MU attivate cambia costantemente con il diametro delle MU disponibili e gli effetti dei MUAP si sovrappongono arbitrariamente. A **parità di task motorio**, effettuato con la stessa forza, è del tutto **improbabile osservare gli stessi pattern nel segnale** (non riproducibilità).
  - Il numero di MU reclutate e la frequenza di firing cambiano continuamente
- Applicando algoritmi di filtraggio (e.g. media mobile) o selezionando opportuni parametri di “ampiezza” si cerca di limitare la parte non riproducibile del segnale.
  - **Idealmente vorremmo ottenere tramite opportune tecniche di processing un tracciato che sia direttamente legato a una caratteristica del muscolo (principalmente forza generata)**

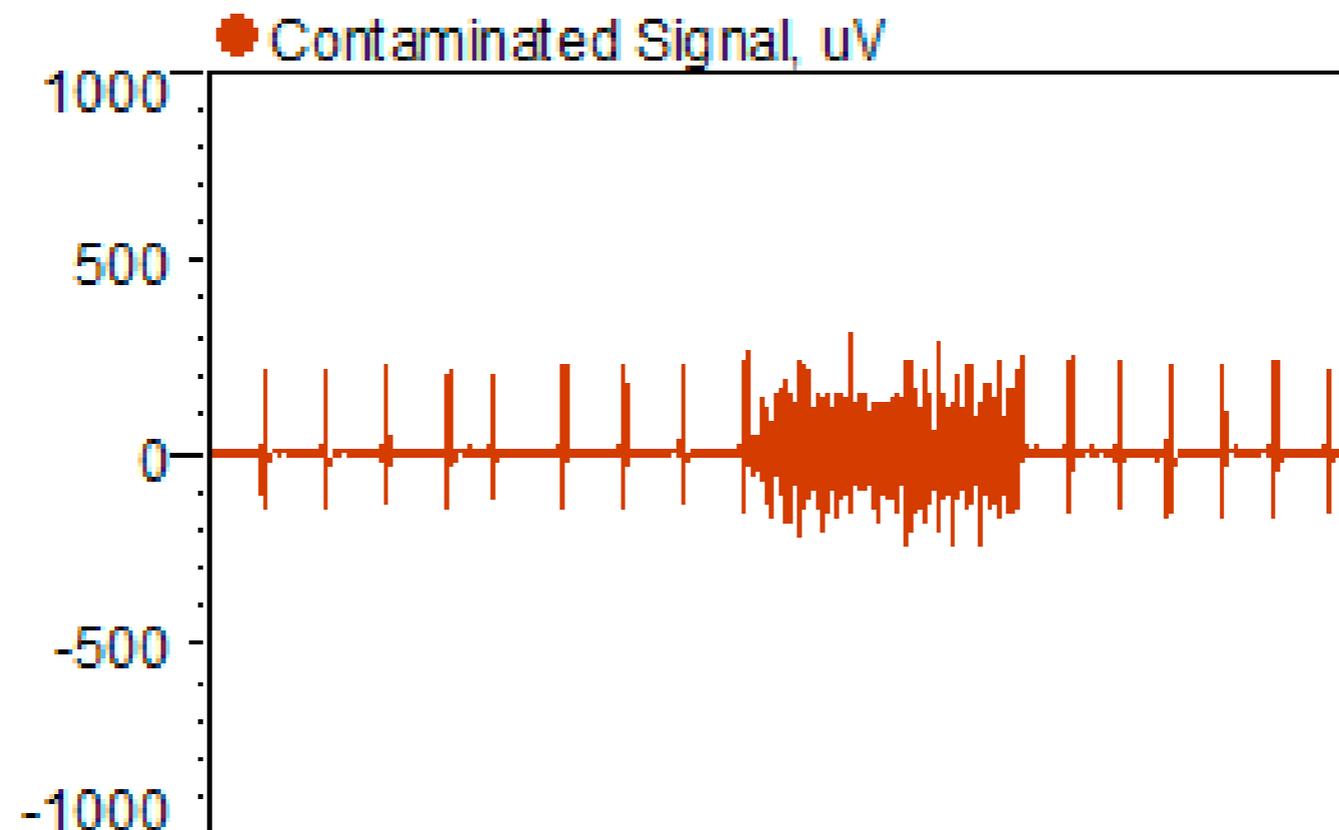
# Fattori che influenzano il segnale EMG

- 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.

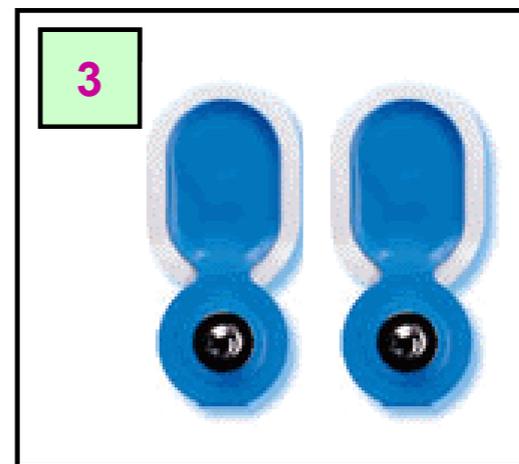
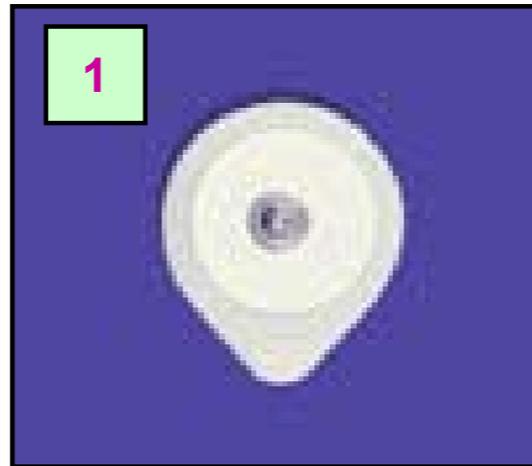


# Fattori che influenzano il segnale EMG

- 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 kOhm)

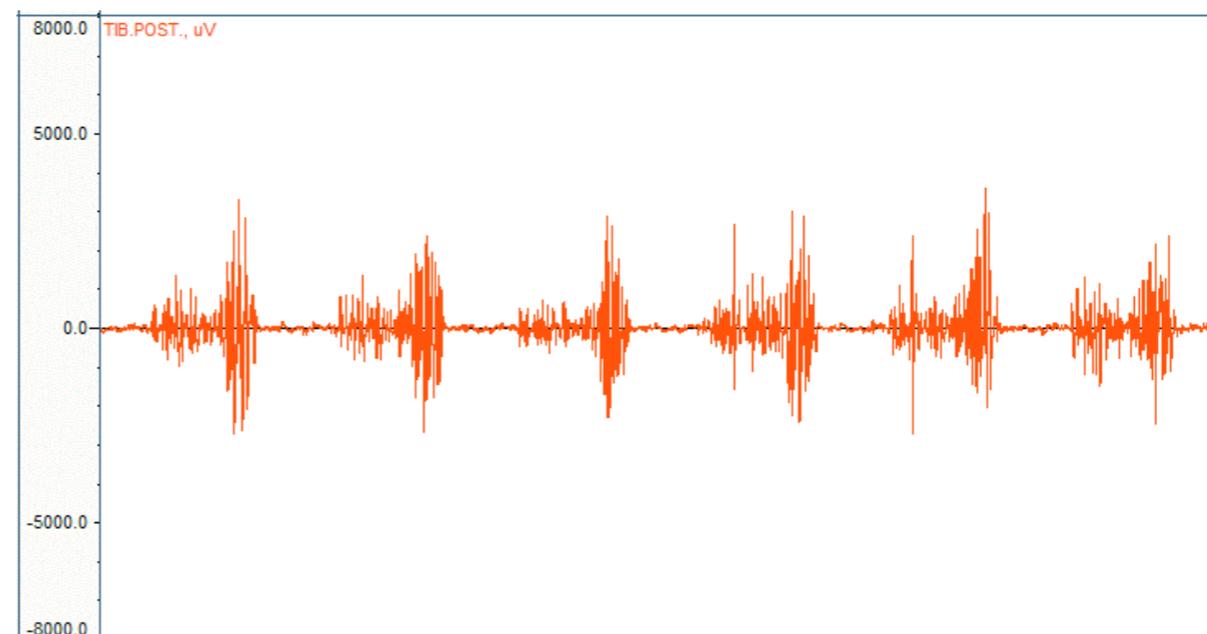
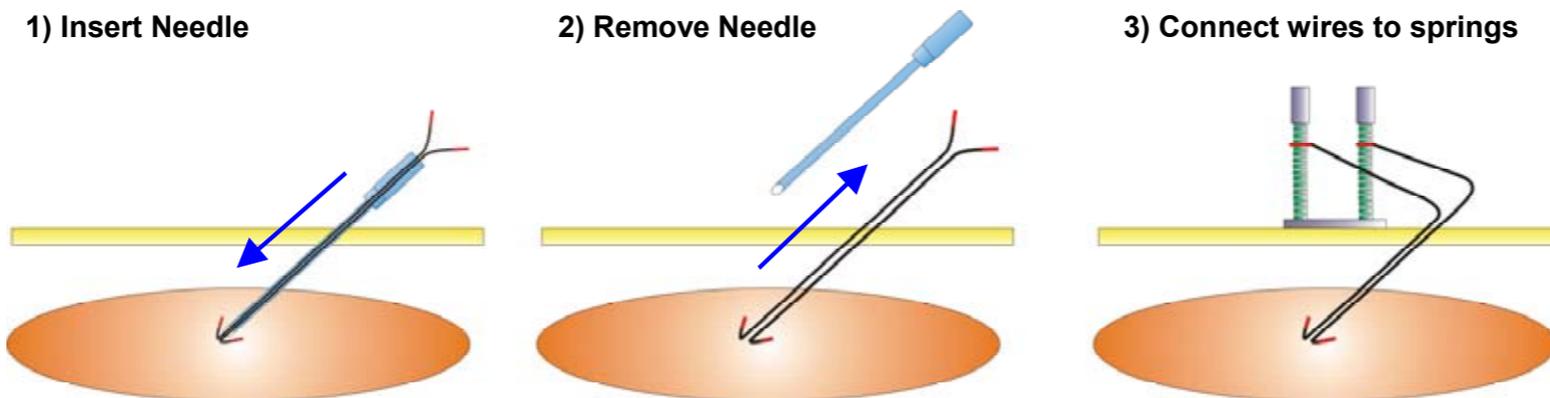
# Elettrodi di superficie

- Non invasivi
- meno selettivi ed utilizzabili solo su muscoli superficiali
- Per muscoli più profondi (coperti da altri muscoli o ossa) devono essere utilizzati gli elettrodi a filo o a ago
- Possono essere pre-amplificati
  - maggiori ingombri, miglior qualità del segnale
- Diametro < 1 cm, distanza tra gli elettrodi < 2 cm
- Adesivi o a gel
  - AgAgCl



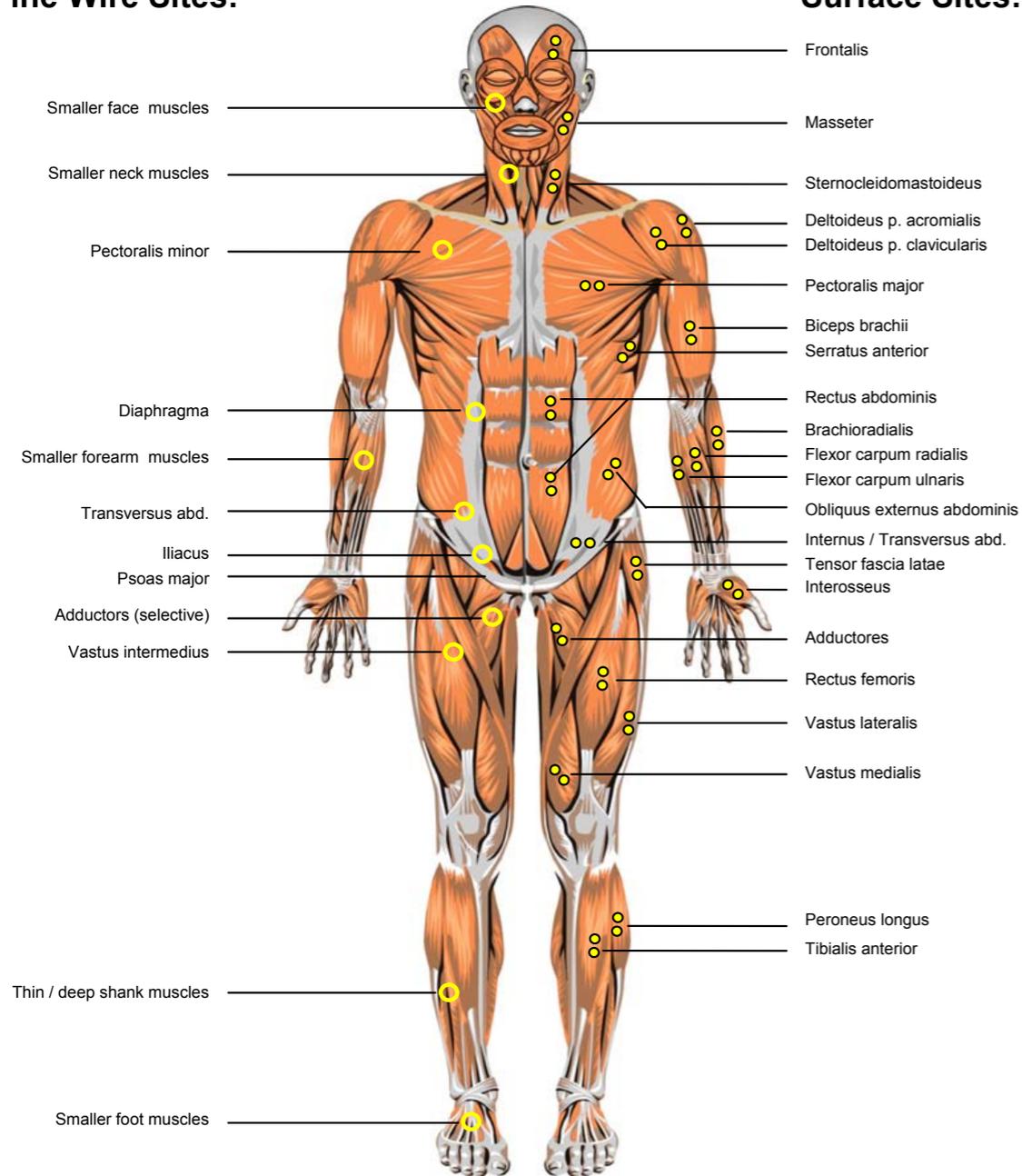
# Elettrodi a filo

- Vengono inseriti all'interno di aghi cavi e posizionati direttamente sul muscolo
- il corretto posizionamento viene verificato sperimentalmente



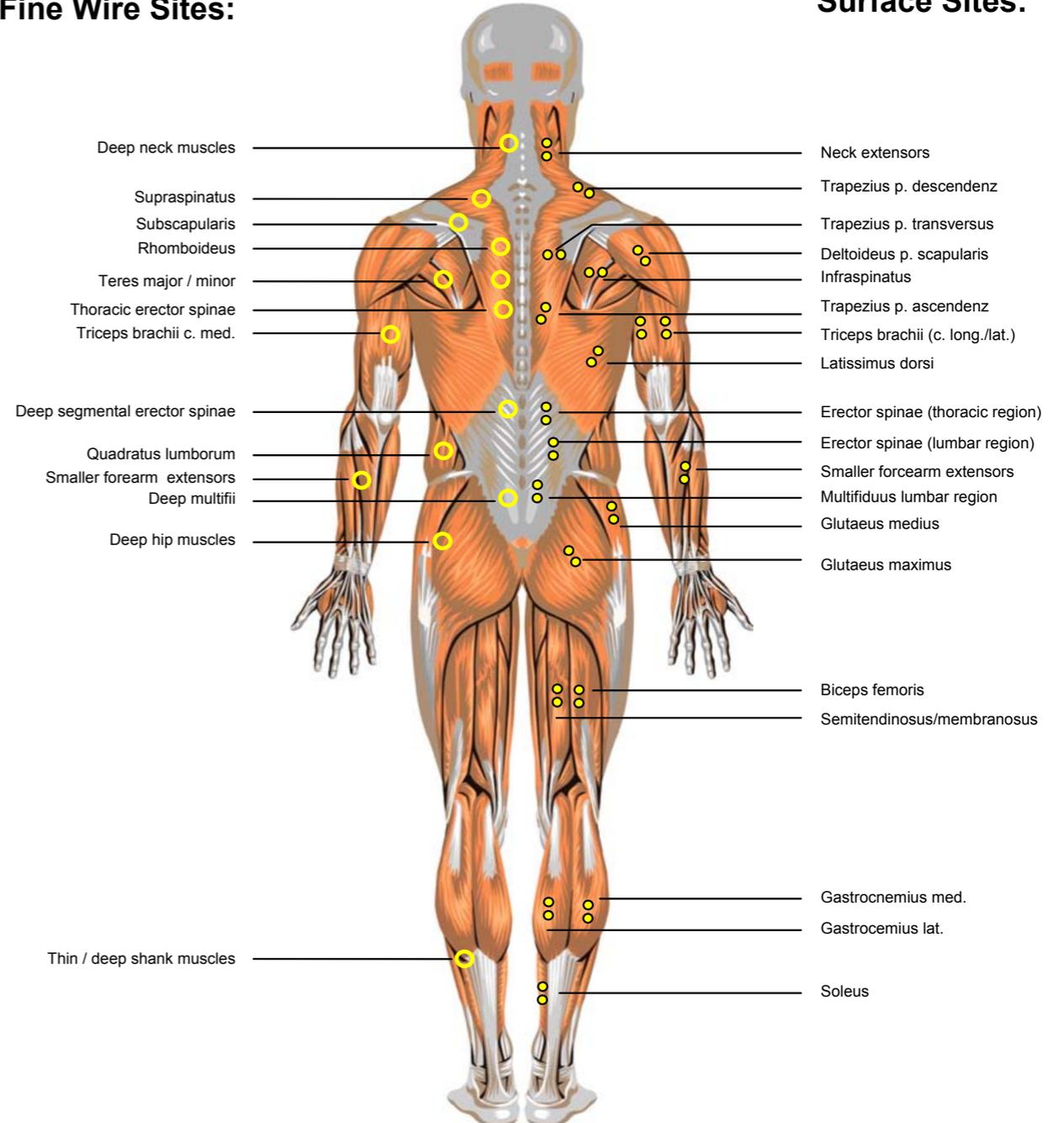
# Scelta degli elettrodi

## Fine Wire Sites:



## Surface Sites:

## Fine Wire Sites:



## Surface Sites:

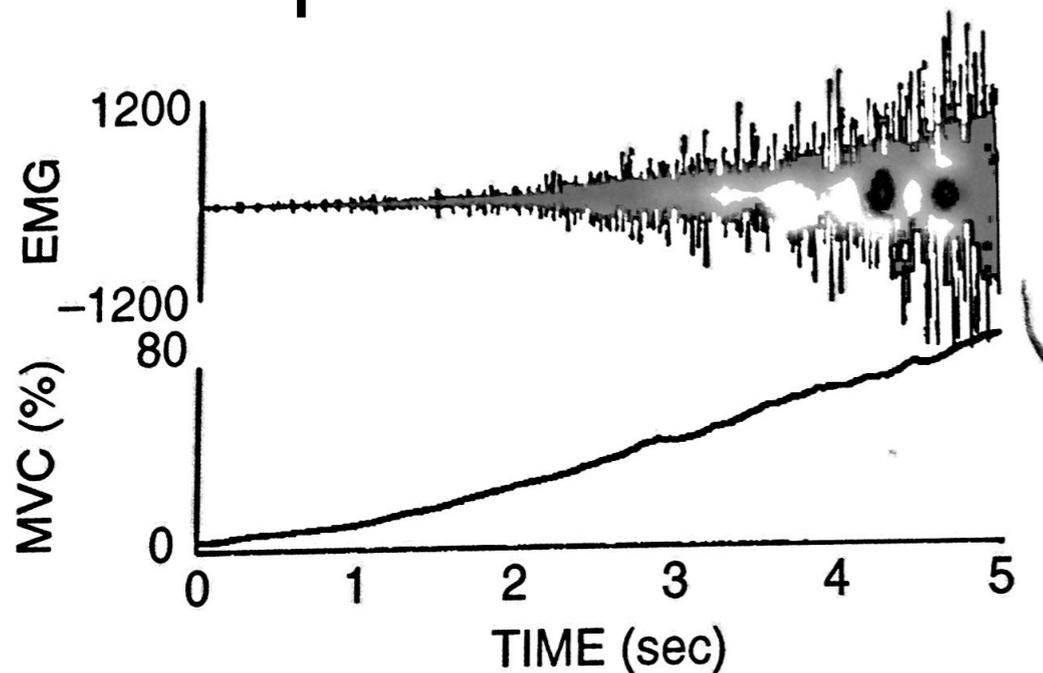
**Per quanto visto fino ad ora cosa ci aspetteremo di osservare da un indagine EMG di superficie su un determinato muscolo? Quali parametri di interesse clinico potremo essere in grado di rilevare?**

# Interpretazione della misura

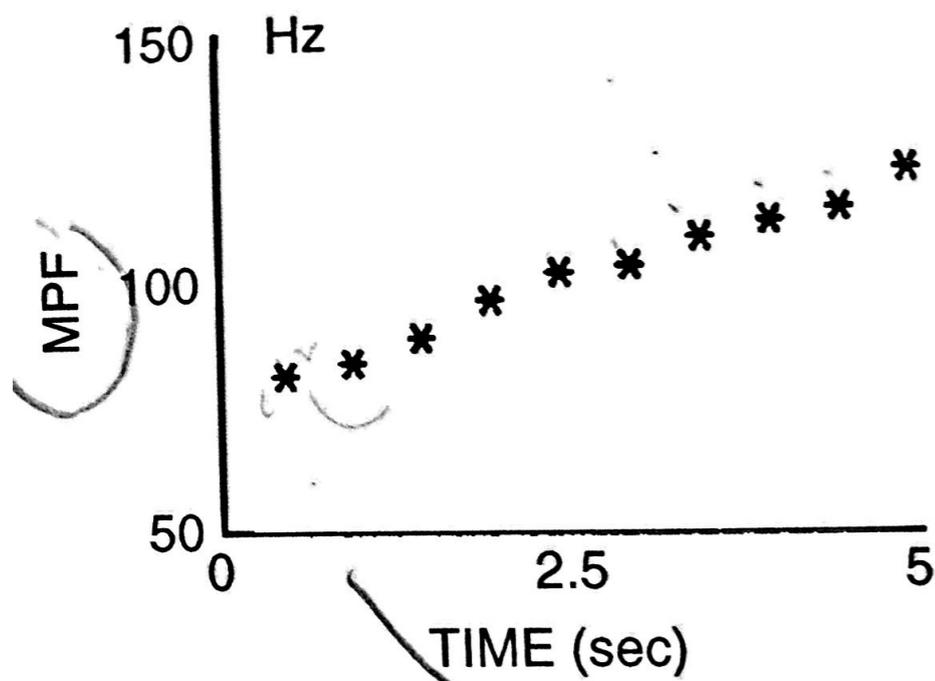
- L'attività elettrica del muscolo, e di conseguenza il segnale EMG rilevato, varia col numero di MU reclutate e con la loro frequenza di attivazione
  - Maggiori MU reclutate → maggiore l'ampiezza dei picchi
  - Maggiori le frequenze di attivazione → maggiori le frequenze caratteristiche del segnale 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

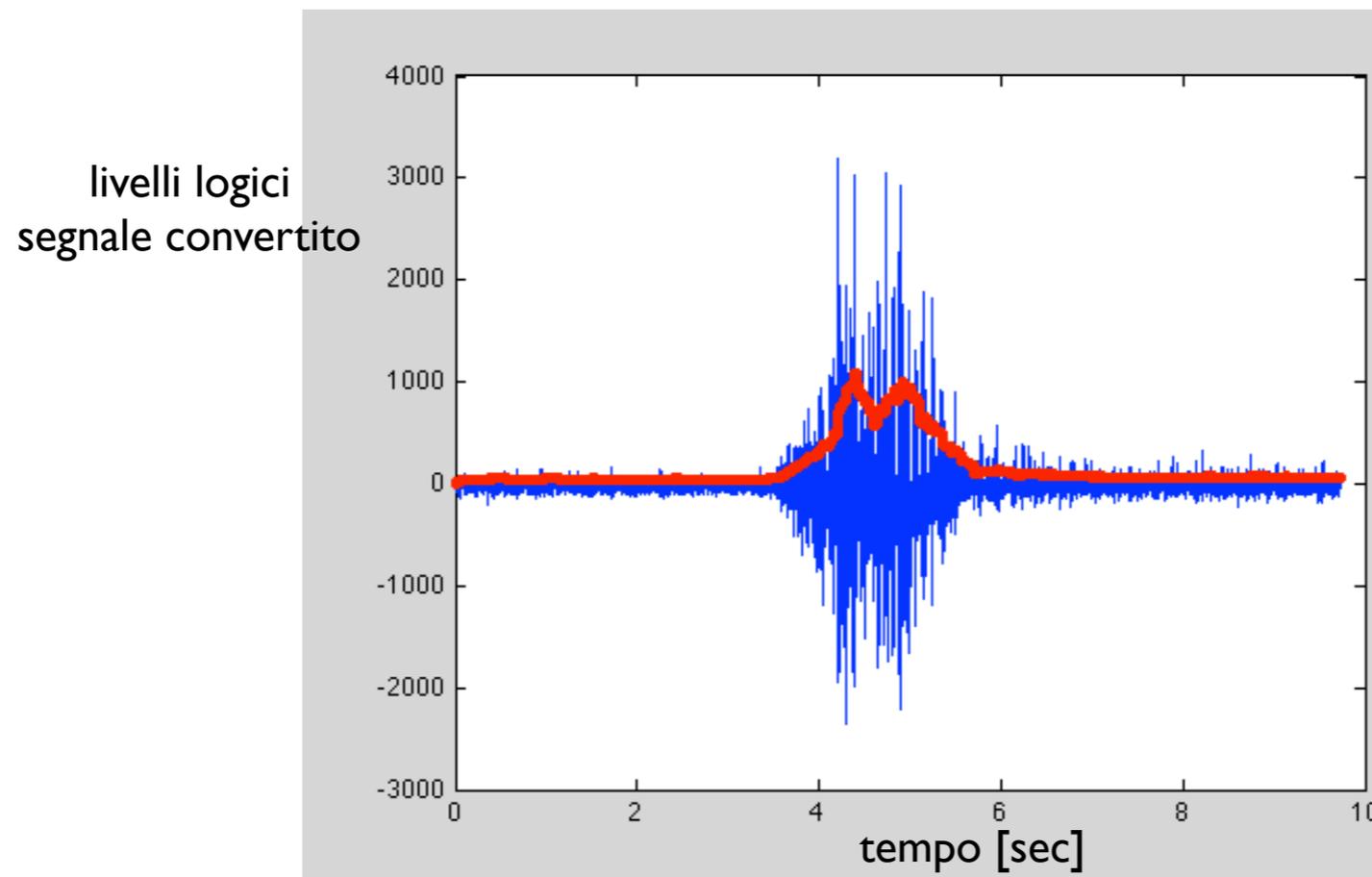
- Non sempre questa relazione è verificata in quanto ci sono ulteriori fattori che influenzano il segnale EMG
  - Fatica muscolare, velocità di esecuzione del movimento, metabolismo energetico e disponibilità di ossigeno
- Effetto della fatica
  - è stato dimostrato che l'ampiezza dell'EMG aumenta in 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  $\geq 1000$  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

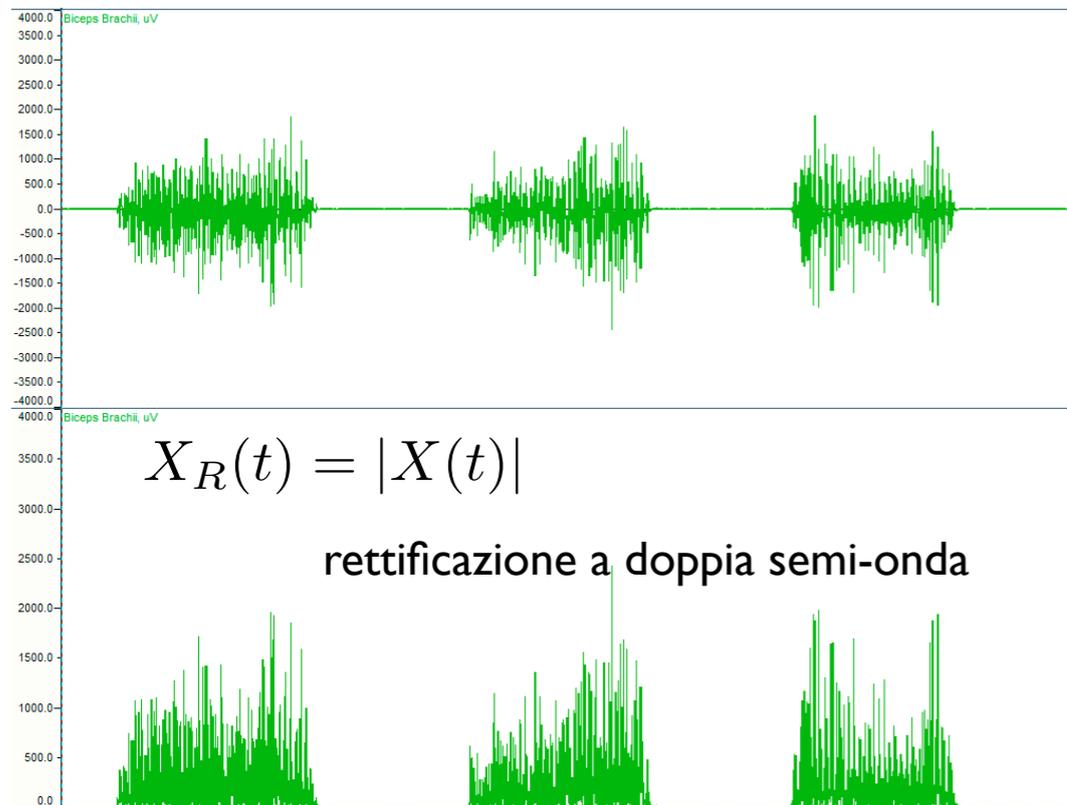
- Analisi dell'ampiezza del segnale
  - Ricordiamo che **il pattern di interferenza del segnale EMG è di natura casuale e non riproducibile**
    - lo stesso task motorio genera scariche di impulsi simili ma mai uguali!
  - Per risolvere questo problema si cerca di **eliminare la parte non riproducibile 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

# 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



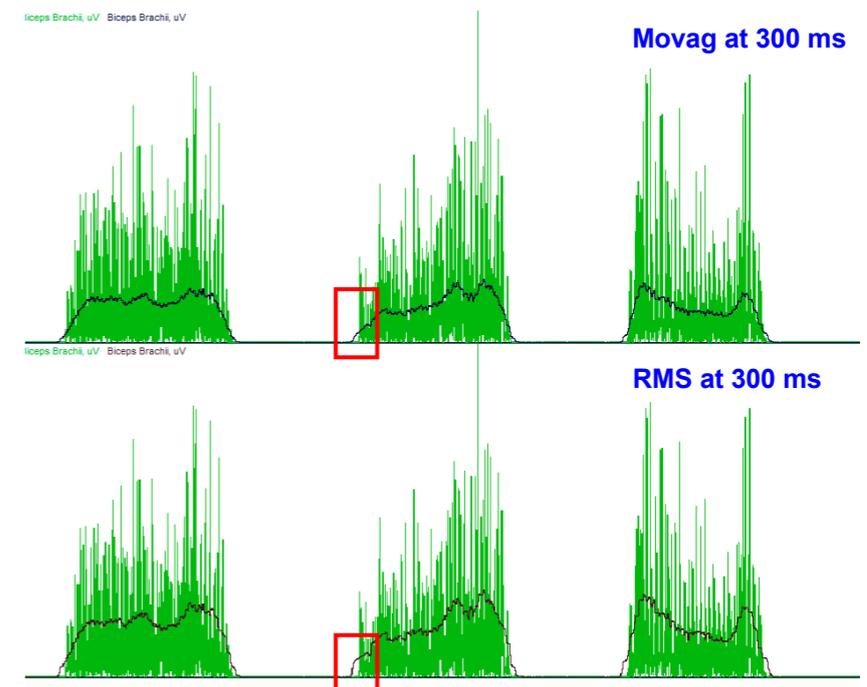
$$AVR(k) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{i=N-1} |X(k-i)| =$$

$$= \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{i=N} X_R(k-i)$$

# 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  $NT$

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

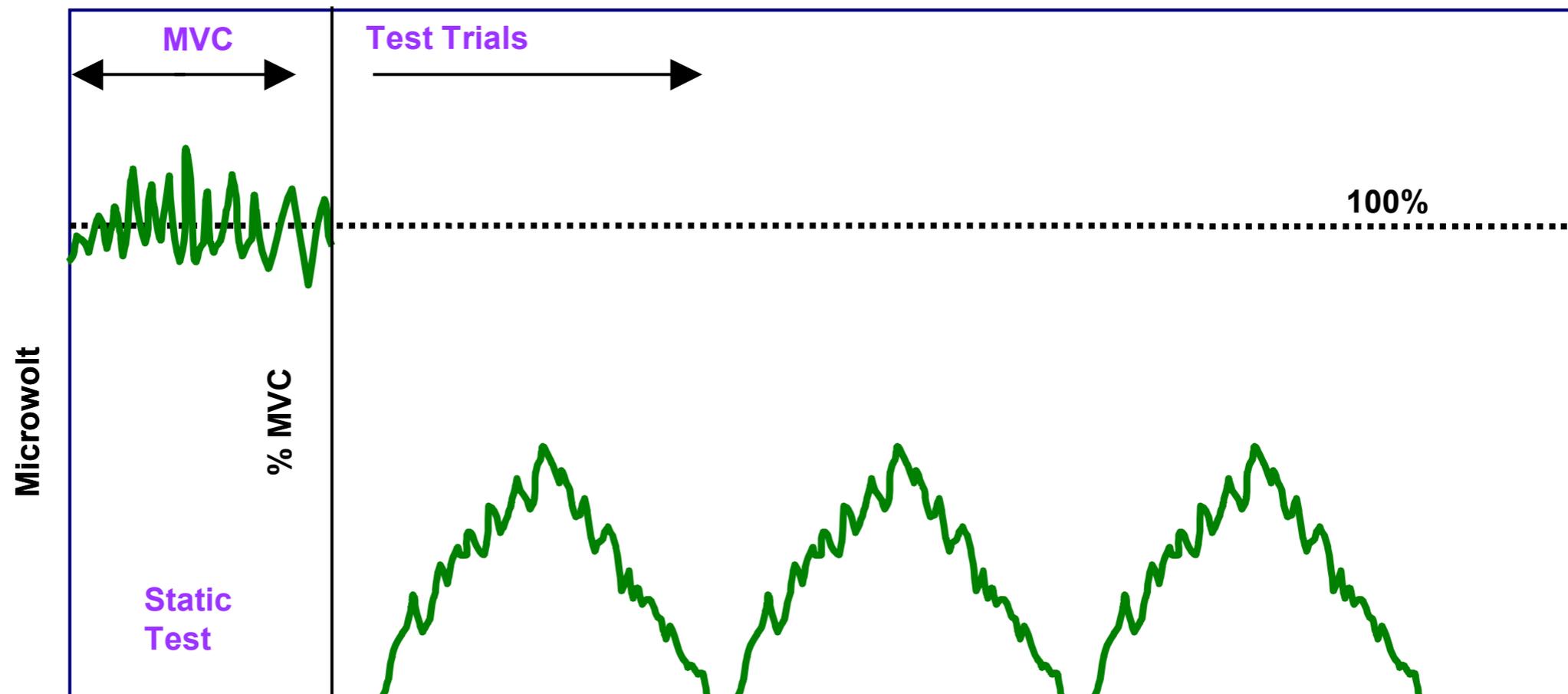


# Concetti base di elaborazione del segnale: normalizzazione

- 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

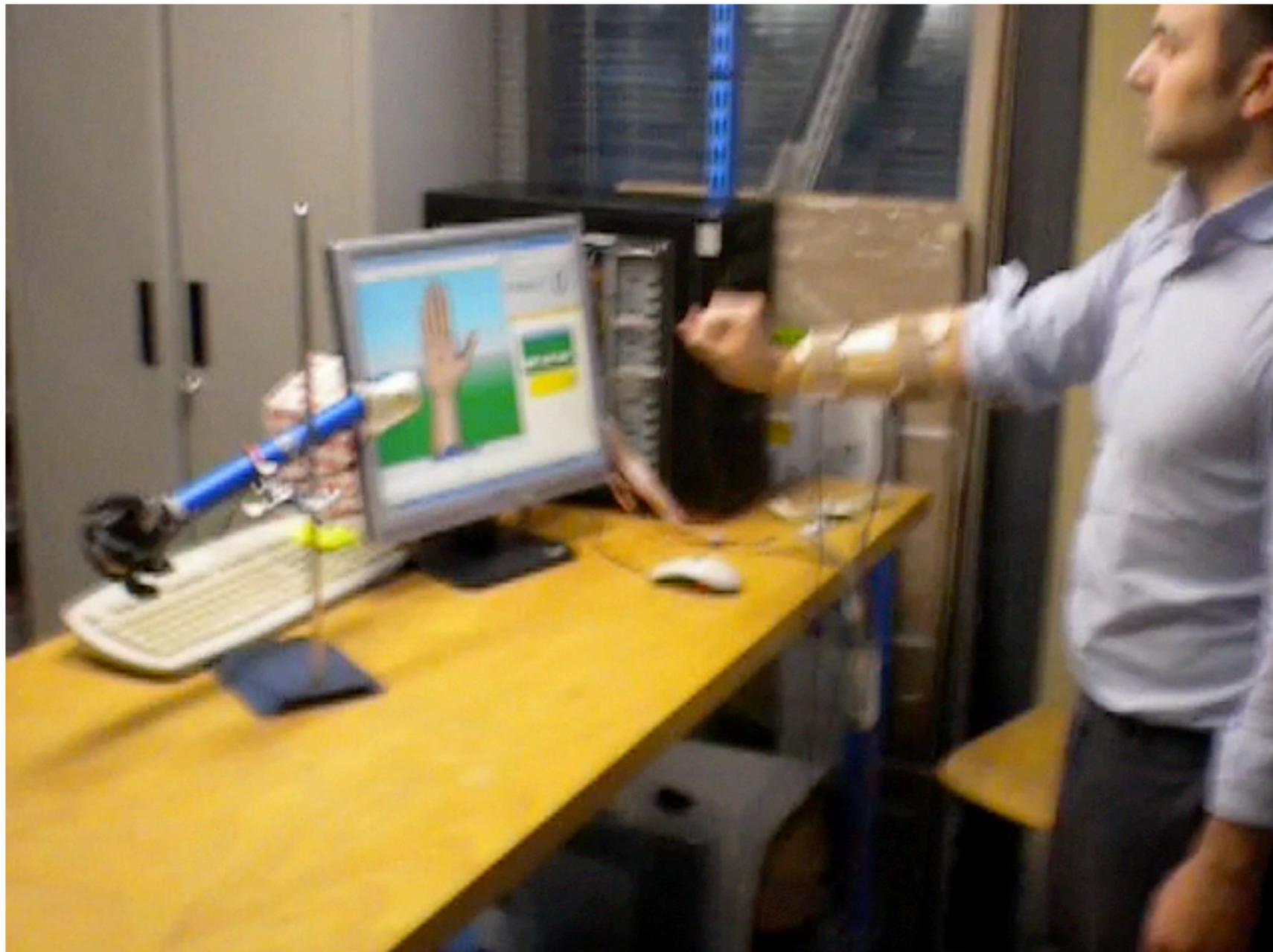
- Il metodo si basa sul conteggio del numero di volte che il segnale attraversa lo zero
- Molto facile da usare e molto popolare in ambito clinico
- Svantaggi: è legato alla forza muscolare solamente bassa contrazione muscolare.

# 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)

# Un esempio

- Utilizzo del Segnale EMG per controllo di una protesi di mano



# Esecitazione

Progettare un esperimento tramite EMG di superficie in cui è chiesto

1. di discriminare l'attività/inattività del Flexor carpum radialis
2. di quantificare la forza muscolare rispetto alla forza massima

Effettuare la misura ed indicare le operazioni matematiche necessarie.

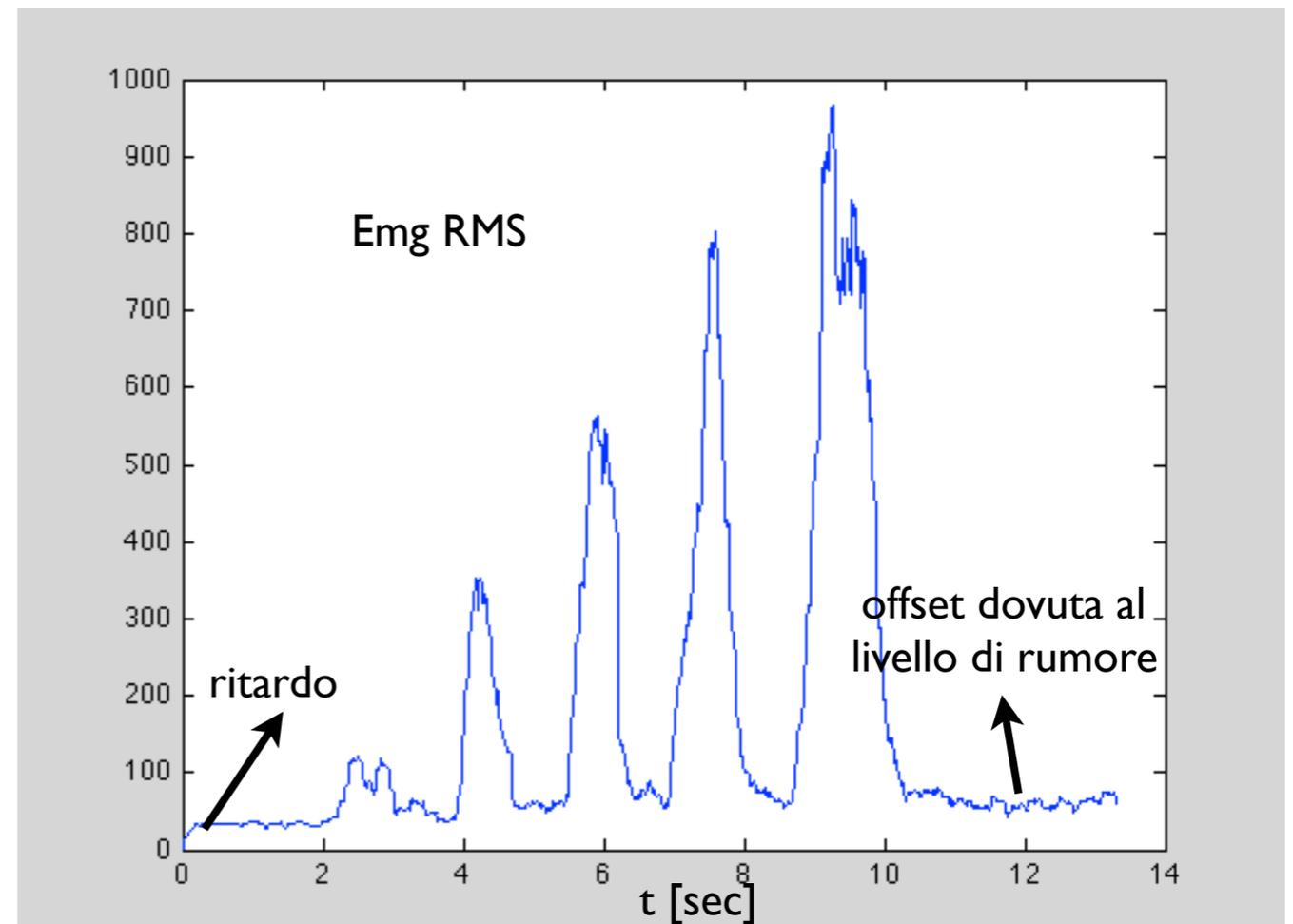
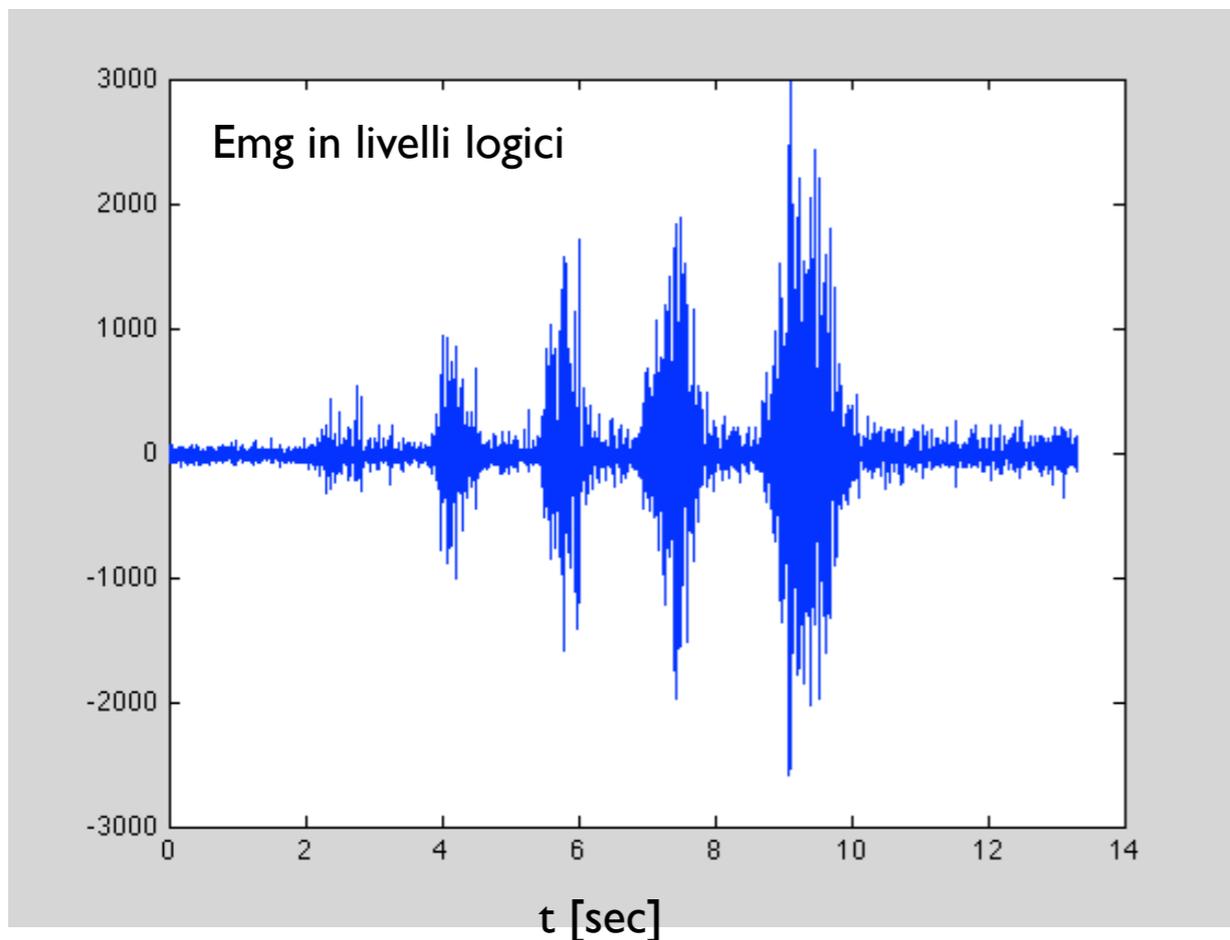
# Esercitazione

- Descrizione dell'esperimento
  - Scelta del corretto posizionamento dell'elettrodo e verifica sperimentale attraverso flessioni di prova
  - Definizione della tecnica di smooting (esempio RMS)
  - Applicazione dello smooting e verifica su flessioni di prova
  - Definizione del protocollo di misura della MVC
  - Misura e calcolo di MVC
  - Applicazione della MVC e misura della baseline e determinazione della soglia di attivazione
  - Misura in un task in cui il soggetto effettua flessioni del polso con forze arbitrarie
  - verifica dei risultati

# Applicazione dello smooting e verifica su flessioni di prova

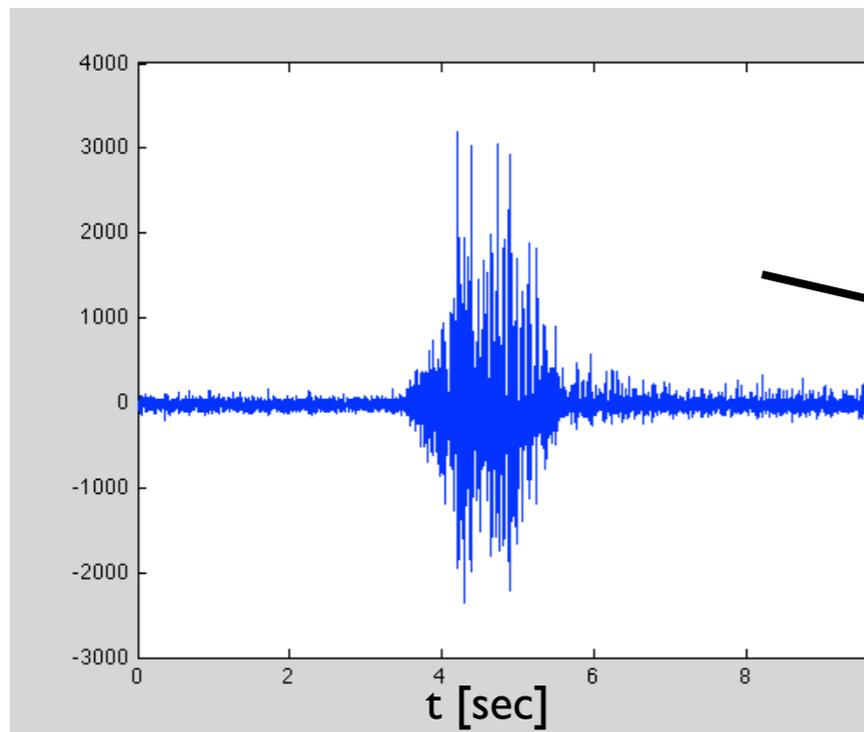
- consideriamo NT pari a 200 ms
- EMG campionato a 1000 sample/s (1 ms)
  - N=200

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

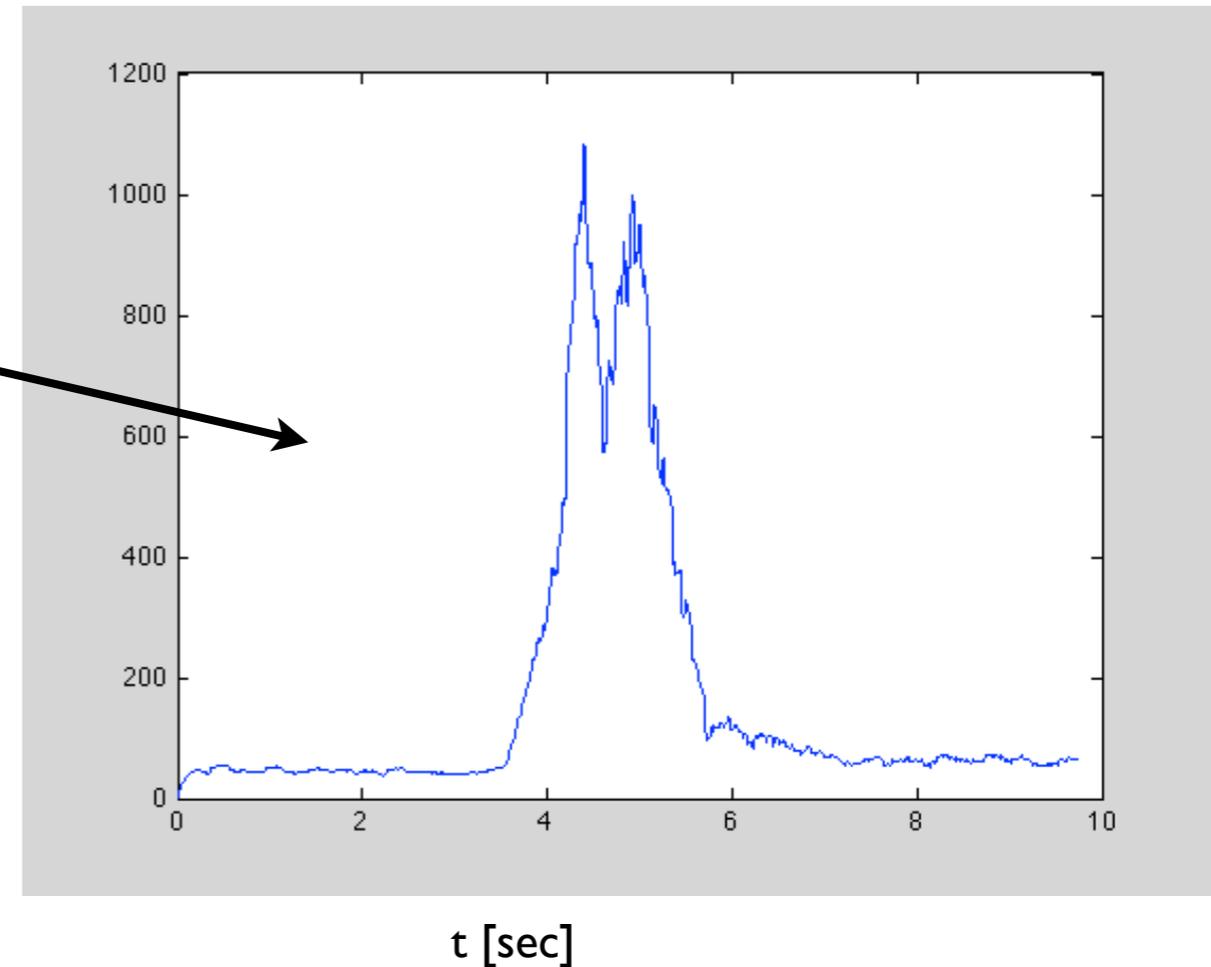


# Definizione del protocollo di misura della MVC

- Misura di una contrazione massimale



RMS

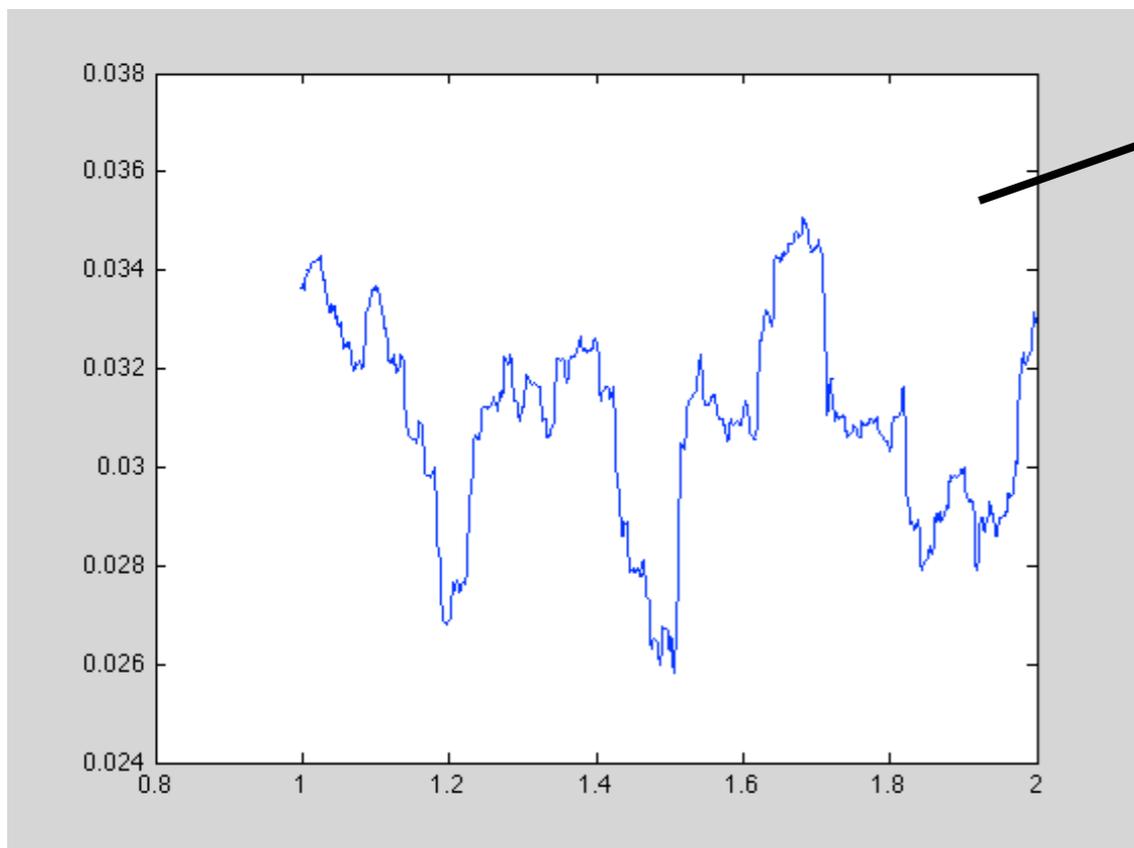


massimo valore  $M = 1.0819e+03$

Ricordiamoci che siamo in livelli logici! non in mV

# Normalizzazione MVC e misura della baseline e determinazione della soglia di attivazione

- il segnale rettificato viene normalizzato secondo il valore precedentemente trovato
- Calcoliamo il livello di baseline sul segnale normalizzato

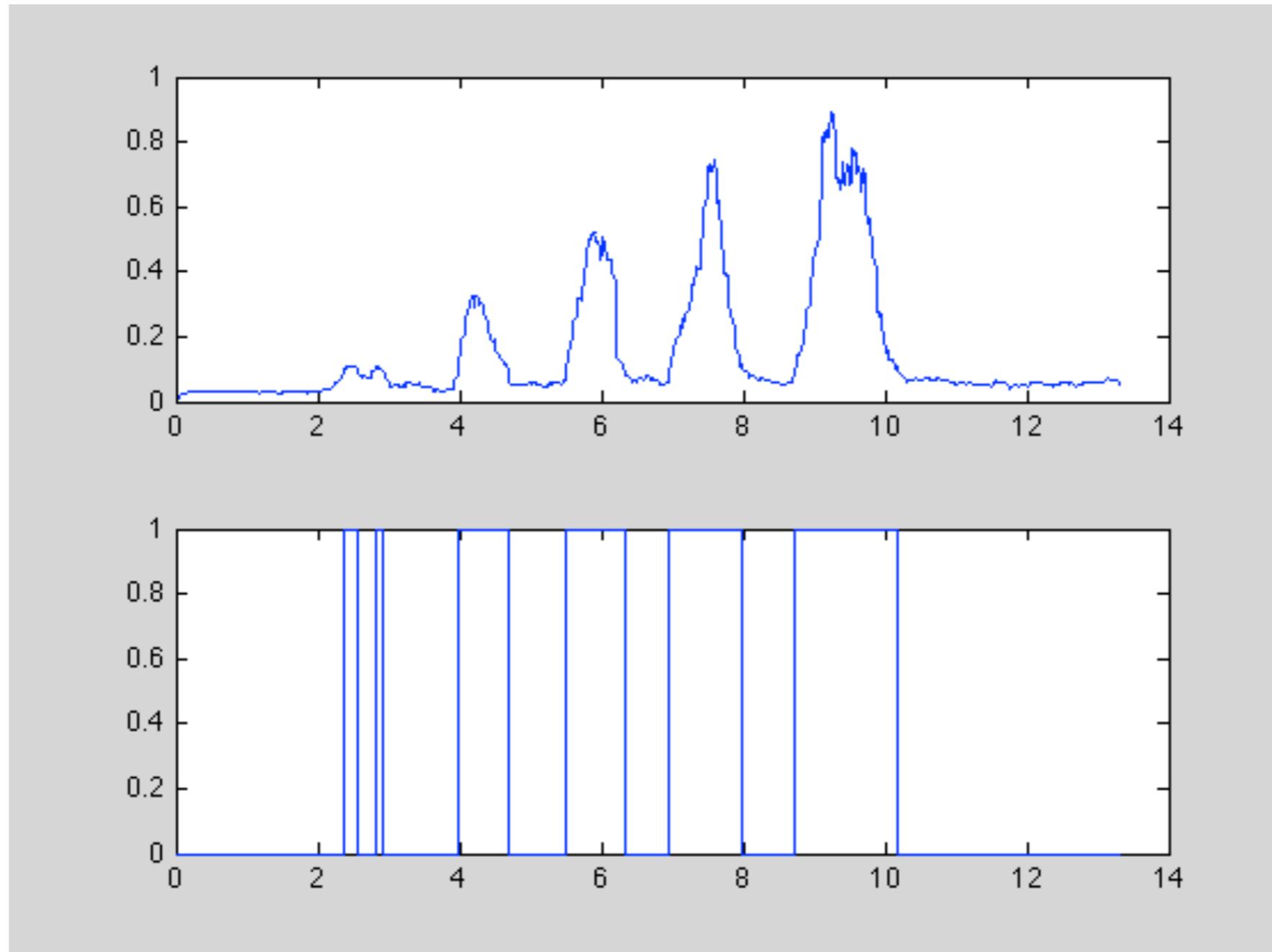


t [sec]

baseline pari a  
0.0330

fissiamo la soglia  
pari a 3 baseline =  
0.99

# Misura in un task in cui il soggetto effettua flessioni del polso con forze arbitrarie e verifica risultati



Forza in  
relazione a  
MVC

Attivazione

# Esecitazione

Progettare un esperimento tramite EMG di superficie in cui è chiesto di generare un segnale a due livelli (0 e 1) nel seguente modo

1. valore iniziale segnale di uscita = 0
2. in caso di flessione del polso il segnale sul livello alto
3. in caso di estensione del polso riportare il segnale a un livello basso

Effettuare la misura ed indicare le operazioni matematiche necessarie.

# Esercitazione

- Descrizione dell'esperimento
  - Scelta del corretto posizionamento dell'elettrodo e verifica sperimentale attraverso flessioni di prova
  - Definizione della tecnica di smooting (esempio RMS)
  - Applicazione dello smooting e verifica su flessioni di prova
  - Misura in un task motorio
  - verifica dei risultati