

Ingegneria del sistema neuromuscolare

Il sistema neuromuscolare può essere studiato acquisendo ed elaborando diversi segnali:

- Bioelettrici
- Meccanici
- Ecografici

Questi segnali provengono da cervello, muscoli e nervi durante un'attività che può essere volontaria o anche stimolata.

Il settore dell'ingegneria del sistema neuromuscolare è un settore in cui si fanno molte ricerche (presentazione di molti congressi). I congressi sono occasioni in cui i ricercatori raccontano i loro risultati più freschi; quando si legge un articolo scientifico recente bisogna considerare che la ricerca è probabilmente iniziata da un anno almeno, mentre nei congressi la presentazione dei risultati è molto più agile.

Le applicazioni del sistema neuromuscolare si concentrano su diversi livelli, in modo da fornire applicazioni interessanti, ad esempio per il cervello la brain-computer interfaces, molto utile per pazienti con patologie come la SLA, tetraplegici etc., fino ad arrivare alla periferia, come una protesi che sostiene alcune attività motorie deficitarie.

Il muscolo può essere studiato a diversi livelli (anatomia e fisiologia). Tramite la simulazione del segnale l'ingegnere capisce meglio il segnale, perché l'ingegnere di fronte ad un nuovo problema si crea un modello, quindi prende un oggetto fisico, crea un modello matematico e lavora sul modello matematico. La simulazione permette di rivedere l'anatomia e la fisiologia del sistema neuromuscolare tramite alcune interpretazioni che permettono di comprendere semplicemente i concetti.

Elettromiogramma: come si genera e come si preleva. Parleremo di amplificatori, della fisica del segnale e poi possiamo implementare filtri spaziali. Parleremo anche di una buona acquisizione e di crosstalk.

Parleremo del processing di base: processing di ampiezza, di frequenza, dimensione frattale. Velocità di conduzione interessante per la valutazione della fatica.

Stimolazione elettrica: importante per studiare aspetti periferici, stimolando il nervo, raccogliendo informazioni sul nervo e sul muscolo. Possono essere stimolati i muscoli a diversi livelli e posso ottenere informazioni sull'area stimolata. Parleremo di diverse tecniche per simulare il segnale, il conteggio di numero delle unità motorie. La fatica periferica e altre applicazioni interessanti.

Metodi avanzati: cercano di proporre qualcosa di nuovo per estrarre altre informazioni dal segnale EMG.

Il segnale EMG può essere considerato stazionario in condizioni particolari: condizioni isometriche, isotoniche, in un'epoca molto corta perché il muscolo si stanca subito e quindi porta variazioni nel segnale. Se vogliamo andare a studiare il comportamento del muscolo durante una contrazione dinamica dobbiamo tenere conto di un segnale non stazionario.

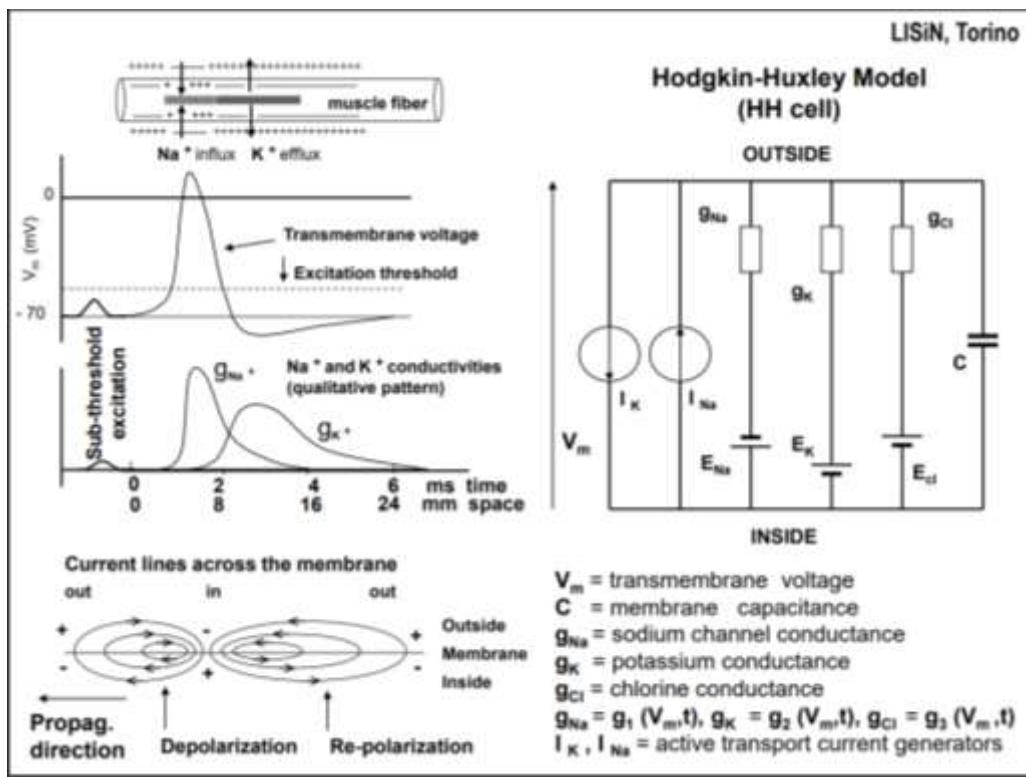
Blind source separation, ossia la possibilità di separare diverse sorgenti tramite acquisizione multicanale.

Classificazione: tecniche avanzate di classificazione. Sviluppare un classificatore è un aspetto importante e ci sono varie tecniche per poterlo fare. La classificazione si basa su una generazione e selezione di features, sviluppare un classificatore con vari metodi.

Controllo posturale è una parte molto significativa. Sono state sviluppate diverse teorie per spiegare come manteniamo la posizione eretta.

Brain computer interfaces: si parla del sistema di controllo centrale. L'EEG si basa sull'approfondire aspetti di anatomia e fisiologia e poi si vanno a studiare le acquisizioni.

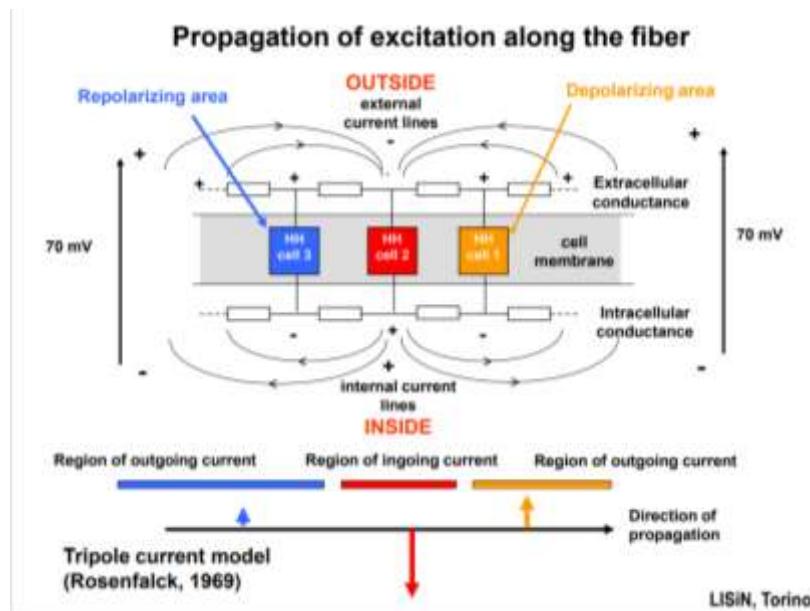
Il modello di Hodgkin – Huxley modellizza, appunto, una cellula eccitabile.



Le cellule eccitabili hanno un potenziale di riposo fra interno ed esterno della cellula che è negativo, $-70 \div -90 \text{ mV}$. Questo salto di tensione dipende da una diversa distribuzione di ioni, specialmente di ioni potassio, e dalla conducibilità che la membrana presenta per questi ioni. I canali ionici sono canali selettivi: ci sono canali che fanno passare solo il sodio, canali che fanno passare solo il potassio. I canali del sodio e del potassio possono essere aperti o chiusi; hanno certe caratteristiche, come tensione e corrente, che sono caratteristiche non lineari, ma possono essere approssimate con delle leggi lineari in prima approssimazione. L'apertura e la chiusura di tali canali dipendono dalla cinetica: c'è una legge non lineare che lega il potenziale alla conducibilità di questi ioni e la conducibilità degli ioni ha un riflesso sul potenziale. Questo modello prevede di scrivere più equazioni in più incognite: in particolare sono quattro equazioni, dove tre equazioni descrivono il comportamento del sodio e del potassio, interpretati come la concatenazione di diverse porte che possono aprirsi e chiudersi secondo una certa cinetica in funzione della tensione e poi la quarta equazione riguarda la tensione, che può essere scritta studiando il modello lineare, in cui ci sono pompe sodio-potassio che sono dei generatori di corrente per mantenere costante il flusso ionico e poi c'è la parte non lineare che permette l'accensione della cellula eccitabile. Il condensatore descrive la capacità della membrana di tenere gli ioni da parti separate, la tensione ai suoi capi può essere abbastanza elevata, considerando la membrana fosfolipidica che accentua la separazione tra esterno ed interno della cellula, poi ci sono i diversi canali che sono in parallelo tra di loro, caratterizzati da una conducibilità, che dipenderà dalla tensione, e da un generatore di tensione che è il potenziale di Nerst (potenziale a riposo) per lo ione specifico, ovvero ci fosse solo una membrana che separa due ambienti e fosse sensibile, ad esempio, solo al sodio, si svilupperebbe un potenziale che può essere calcolato in modo esatto con il potenziale di Nerst. Nessuno di questi potenziali riuscirà ad imporre il proprio potenziale di equilibrio, quindi si svilupperà un equilibrio dinamico. Quando il potenziale di riposo subisce una perturbazione, dovuta al rilascio di un neurotrasmettore che fa aprire certi canali, aprendosi un numero maggiore di canali, il potenziale segue l'andamento del potenziale di Nerst associato a quello ione (nel caso di canali del sodio il potenziale sarà positivo); questo aumento del potenziale innesca il circolo di reazione positiva che fa in modo che un aumento del potenziale faccia aprire l'apertura di altri canali del sodio. Se tale variazione del potenziale (depolarizzazione) di riposo è sufficientemente alta da raggiungere una certa soglia, tale retroazione positiva fa aumentare rapidamente il potenziale fino a valori positivi perché aumenta la conducibilità degli ioni sodio. Con un certo ritardo si aprono anche i canali selettivi del potassio, il quale ha un effetto di spegnimento della cellula; quindi, quando aumentano i canali del potassio aperti il potenziale si

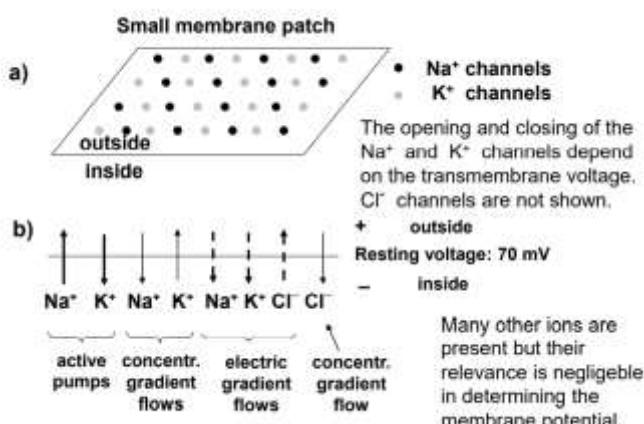
riconduce verso il potenziale di Nerst del potassio (potenziale negativo) e quindi il potenziale di transmembrana diminuisce, tornando all'equilibrio iniziale. Il potenziale della membrana scende addirittura al di sotto del potenziale di riposo; questo accade perché i canali del potassio che sono più lenti ad aprirsi e chiudersi sono ancora, in gran lunga, aperti. Si arriva ad una situazione di periodo refrattario in cui è impossibile eccitare la cellula, ossia quando ci sono molti canali del potassio ancora aperti. Negli altri punti vicini alla membrana succede che queste correnti (entrante nel sodio e uscente nel potassio) instaurano dei potenziali che a loro volta instaurano dei circoli di corrente. Questo permette di depolarizzare delle regioni vicine della membrana; se queste regioni erano già state eccitate in precedenza allora tali regioni si troveranno in periodo refrattario e non si ecciteranno più, altrimenti subiranno l'eccitazione. Questo significa che avremmo una direzione unica di propagazione del nostro potenziale d'azione.

Tutti questi dettagli vengono raccolti dalla teoria del cavo:



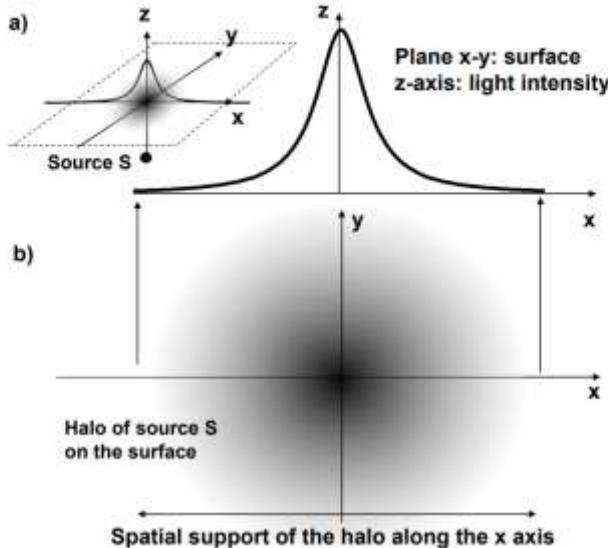
La teoria del cavo va a discretizzare una porzione di membrana cellulare in tante celle piccole che sono delle cellule di Hodgkin-Huxley. Viene suddivisa una membrana continua in tante cellette di lunghezza dx , la quale lunghezza viene fatta tendere a zero per ottenere un'equazione di diffusione non lineare. La non linearità è legata ad un termine di reazione e la diffusione è legata ai circoli di corrente che vanno ad eccitare regioni limitrofe. Un modello che rappresenta abbastanza bene l'elettromiografia di superficie, un segnale che si vede lontano dalle sorgenti, ha alcuni aspetti legati alla teoria del cavo.

Ricordiamo che la membrana cellulare non è rappresentabile da un cavo, ma è meglio rappresentata da una superficie:

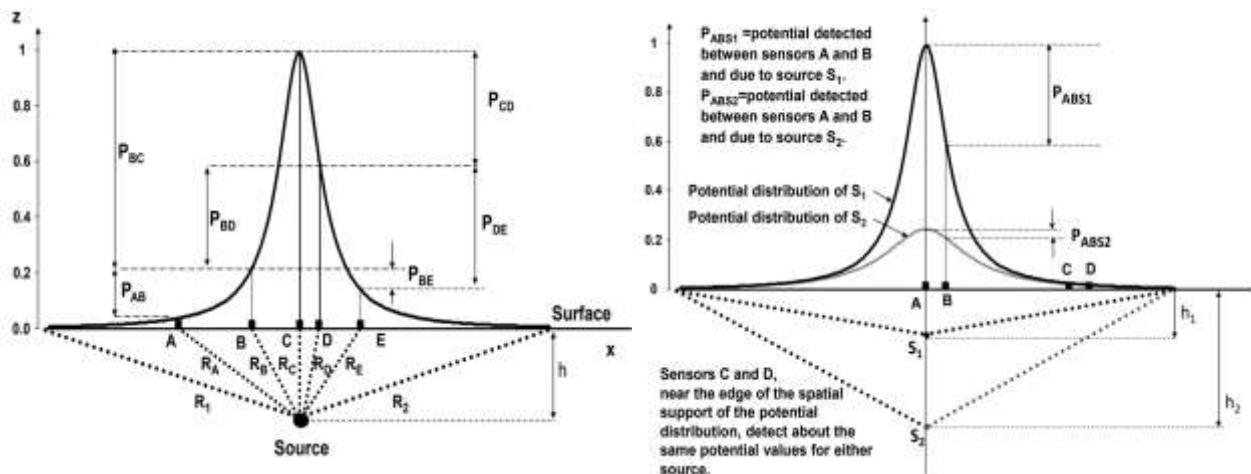


Ci sono dei flussi legati alla diffusione, flussi legati all'elettrostatica e flussi di altri ioni che non determinano conducibilità dei canali.

Surface representation of field sources under the skin



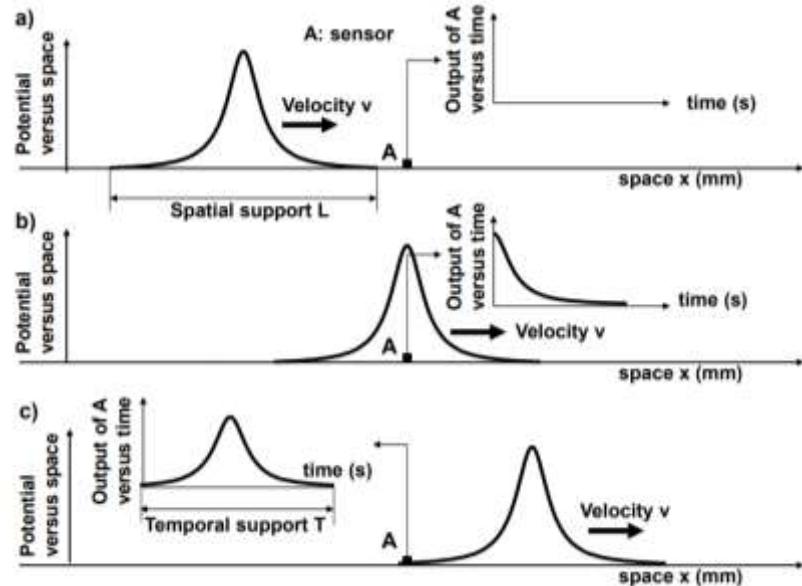
Cosa ci aspettiamo di vedere in superficie in funzione delle sorgenti che si hanno all'interno del nostro muscolo? Un modello minimo per descrivere l'eccitazione di una fibra muscolare è un modello basato su tre poli, tre poli la cui somma è uguale a zero, ossia le correnti entranti e uscenti si compensano. Ogni volta che c'è un disequilibrio elettrico in un tessuto conduttivo questo disequilibrio viene corretto immediatamente. Per semplicità, consideriamo una singola sorgente, positiva. L'effetto di un singolo polo può essere paragonato a ciò che si ottiene mettendo una singola sorgente di luce al di là di alcuni vetri opachi: questo ci fa capire che se la sorgente è più lontana la luce diffonderà di più, quindi l'alone sarà più diffuso, mentre se la sorgente sarà più superficiale l'alone sarà più piccolo. Avremo dei segnali che saranno più o meno smussati a seconda della distanza delle sorgenti.



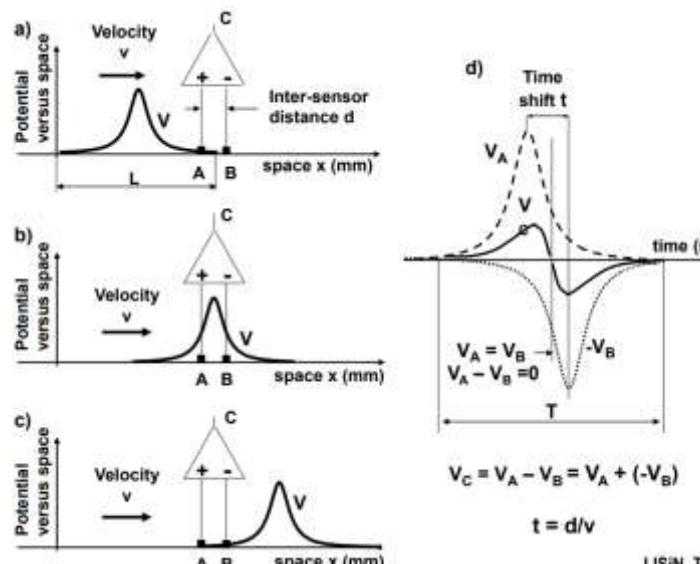
Andando a prendere un singolo differenziale, ovvero facendo la differenza di potenziale tra due punti, avremmo diverse ampiezze. Andando a prendere, ad esempio, la differenza di potenziale tra B ed E avremmo una differenza di potenziale molto piccola, mentre prendendo la differenza di potenziale tra C e D, che sono due punti molto vicini, avremmo una differenza di potenziale più grande, proprio perché la sorgente è al di sotto di C. Quando il picco si sposterà, l'ampiezza che si può prelevare andrà a decadere molto rapidamente.

Nel caso di due sorgenti, una più superficiale e una più profonda, possiamo osservare che l'effetto della sorgente più profonda sarà minore rispetto alla sorgente più superficiale. Il potenziale decade molto rapidamente con la distanza: se ho una sorgente unipolare avrò un decadimento dell'ordine della distanza sorgente-elettrodo ($\frac{1}{R}$),

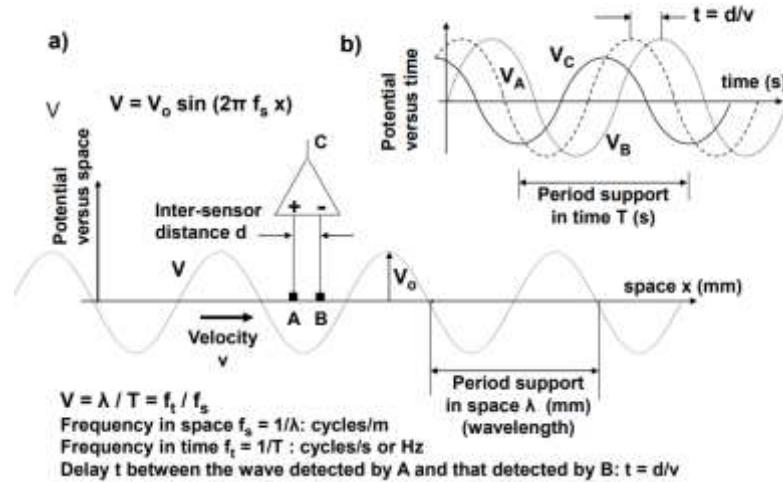
mentre se ho una sorgente dipolo il decadimento sarà dell'ordine $\frac{1}{R^2}$ e nel caso di tripolo sarà $\frac{1}{R^3}$. Il modo in cui decade il potenziale elettromiografico, per quanto concerne la parte propagante, può essere ben modellizzato dal tripolo. Le unità motorie, però, possono avere dimensioni molto diverse. L'intensità delle sorgenti elettromiografiche può essere molto diversa a seconda delle dimensioni delle unità motorie. Questo significa che anche una sorgente profonda può dar luogo ad un potenziale con un'ampiezza alta, paragonabile all'ampiezza di un potenziale di una sorgente superficiale ma piccola. Quale sarà la differenza tra i potenziali associati a queste due sorgenti? Sarà l'effetto di filtro passa-basso legato al tessuto interposto. Queste differenze si vedono in maniera più importante considerando un singolo differenziale: con una sorgente profondo osserverò una differenza di potenziale contenuta mentre con una sorgente più superficiale sono in grado di osservare una differenza di potenziale più ampia, essendo il segnale meno diffuso.



Abbiamo sempre una sorgente puntiforme ma la facciamo viaggiare lungo una fibra muscolare. La sorgente propaga, quindi propaga anche il potenziale. Nel tempo vedo tutti i punti della sezione del potenziale che la mia sorgente induce sulla cute. Ci sarà una relazione tra la parte spaziale che posso studiare, facendo una sezione del potenziale indotto sulla cute della mia sorgente, e quello che vedo nel tempo. La relazione spazio/tempo sarà la velocità di propagazione. Questa relazione fra velocità, spazio e tempo sarà in relazione con la frequenza spaziale e poi con la frequenza temporale, che è in relazione con il campionamento nel tempo.



Studiamo il singolo differenziale: valuto la differenza di potenziale tra due elettrodi posti sulla cute, paralleli alle fibre muscolari. Il potenziale che osserverò deriverà da due elettrodi, i quali vedono la stessa cosa; l'elettrodo A lo vede passare prima dell'elettrodo B, e viene calcolata la differenza.

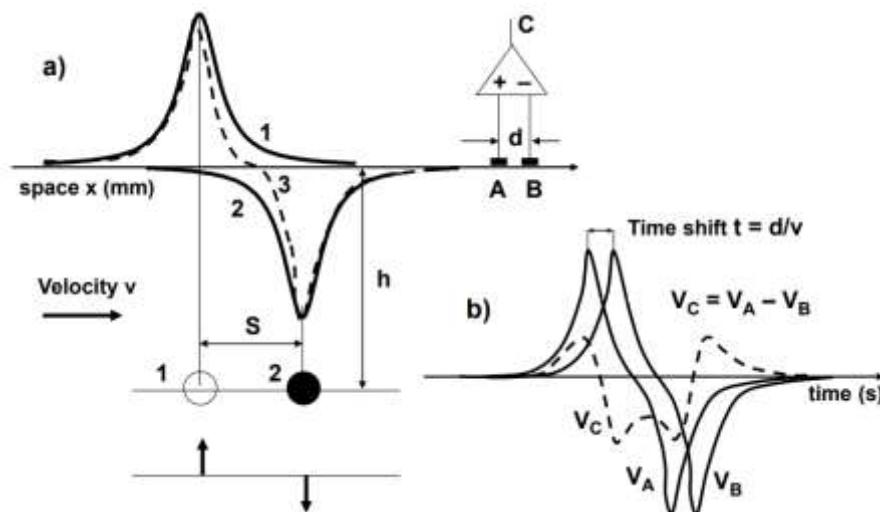


Nel caso ci fosse una sinusoida che passa sotto i nostri elettrodi con velocità v_B , vedremo una certa relazione con la frequenza della sinusoida dal punto di vista del tempo e la frequenza della sinusoida dal punto di vista dello spazio.

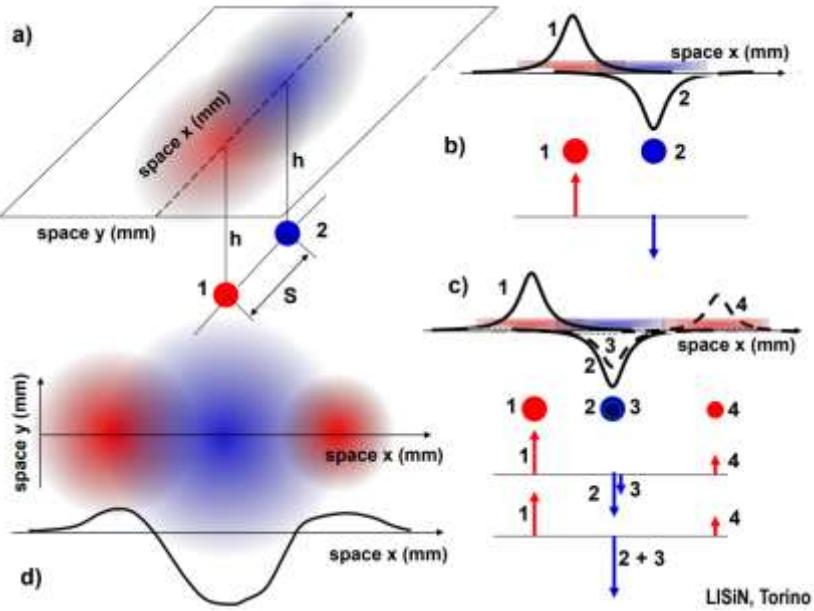
$$v_{propagazione} = \frac{\lambda}{T} = \frac{f_t}{f_s}$$

Il rapporto fra la lunghezza d'onda nello spazio e il periodo nel tempo è pari alla velocità di propagazione, ma la velocità di propagazione è anche il rapporto fra la frequenza temporale e la frequenza spaziale. Questi concetti sono fondamentali per capire il ruolo di un filtro spaziale sul segnale, per capire come le diverse frequenze che costituiscono il nostro segnale sono imparentate con le frequenze registrate dall'amplificatore.

Introduciamo un dipolo come sorgente: abbiamo due poli opposti la cui somma è pari a zero e ciascuno di essi avrà un effetto sulla superficie, solo che una sorgente sarà positiva mentre l'altra sarà negativa.

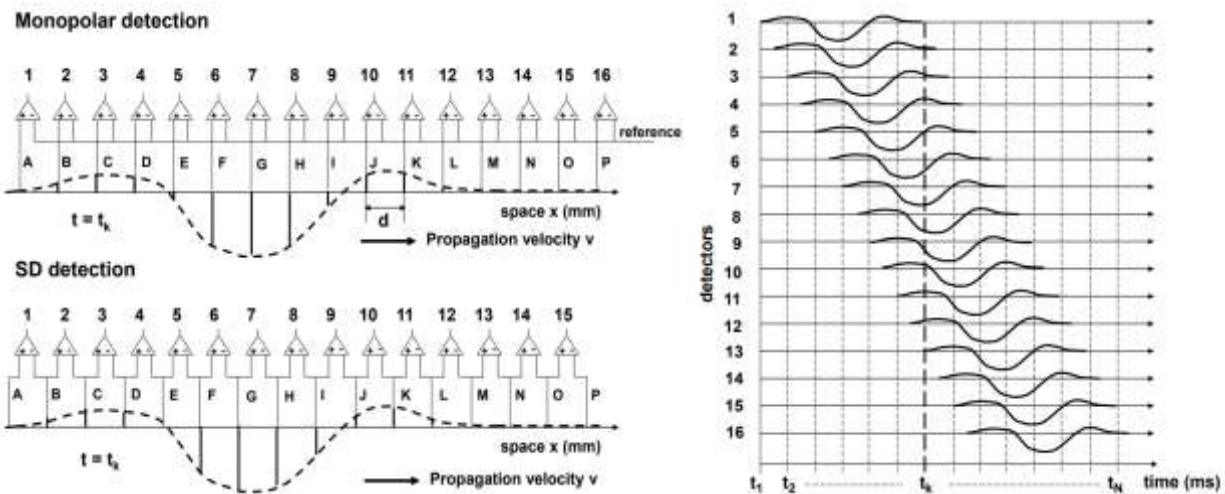


Dal momento in cui faccio la somma tra questi due potenziali indotti da due sorgenti unipolari ottengo il potenziale 3. Lavorando con un singolo differenziale vedrò propagare l'effetto di questa sorgente, quindi l'elettrodo A lo vede prima mentre l'elettrodo B lo vede dopo, ottenendo una forma d'onda particolare.



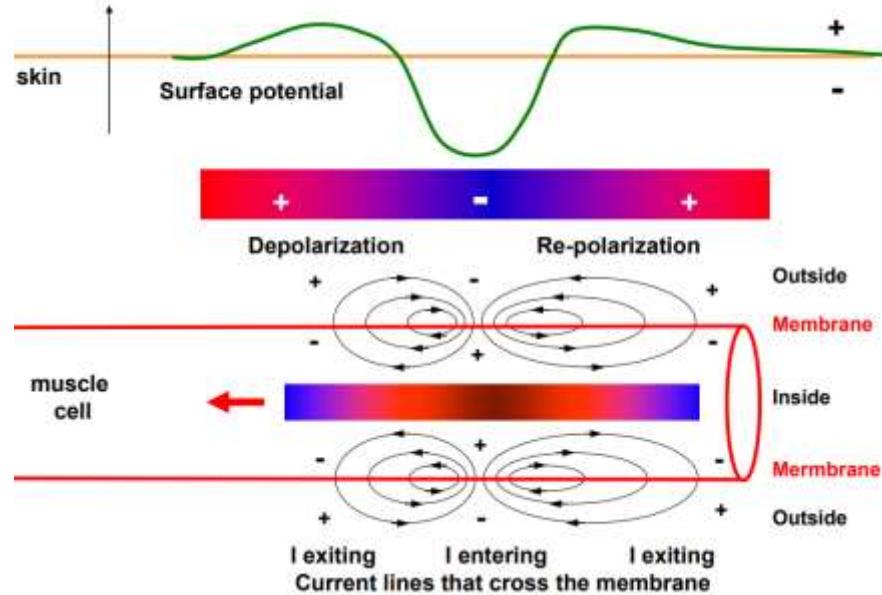
Il tripolo non sarà altro che l'accoppiamento tra due dipoli. Il tripolo prevede un polo negativo molto ampio e due poli positivi, uno più piccolo ed uno più grande. L'effetto che ne viene fuori, andando a considerare queste due sorgenti, è un andamento del tipo in basso. Supponendo di avere come sorgente positiva la sorgente rossa e come sorgente negativa la sorgente blu, vediamo che la sorgente blu è più grande, ottenendo una diffusione del tipo rappresentato in figura. Quello che possiamo vedere è una sezione di piano, dove con prelievo monopolare possiamo vedere propagare una sorgente del tripolo che corrisponde ad un taglio nello spazio di questa porzione bidimensionale.

Il prelievo monopolare può essere svolto con tanti elettrodi allineati alla fibra muscolare; in particolare è un prelievo multicanale. Il monopolare prevede di prelevare il potenziale in un punto, il quale non è ben definito perché abbiamo un punto qualsiasi mentre l'ingresso non invertente dell'amplificatore è collegato ad un punto comune (riferimento) a tutti gli altri amplificatori. In genere il riferimento si mette in un punto della cute in cui non è presente muscolo. Il singolo differenziale prevede, invece, di fare differenza di potenziale tra elettrodi vicini.

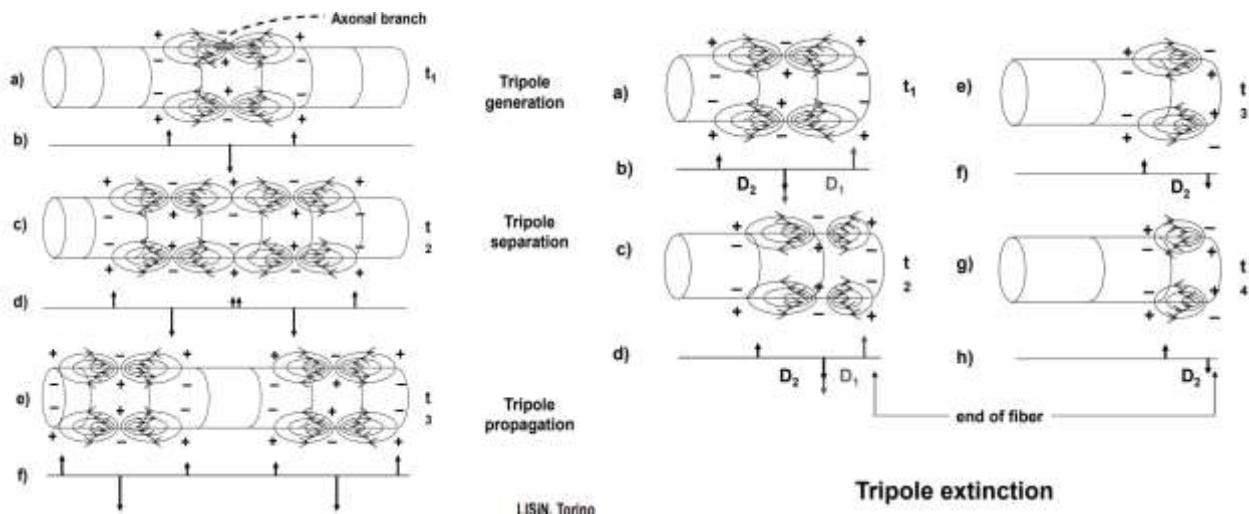


Con tanti elettrodi vediamo che è possibile osservare una propagazione che corrisponde alla propagazione del potenziale d'azione di una fibra muscolare parallela ai nostri elettrodi.

Skin distribution of the voltage of a single action potential

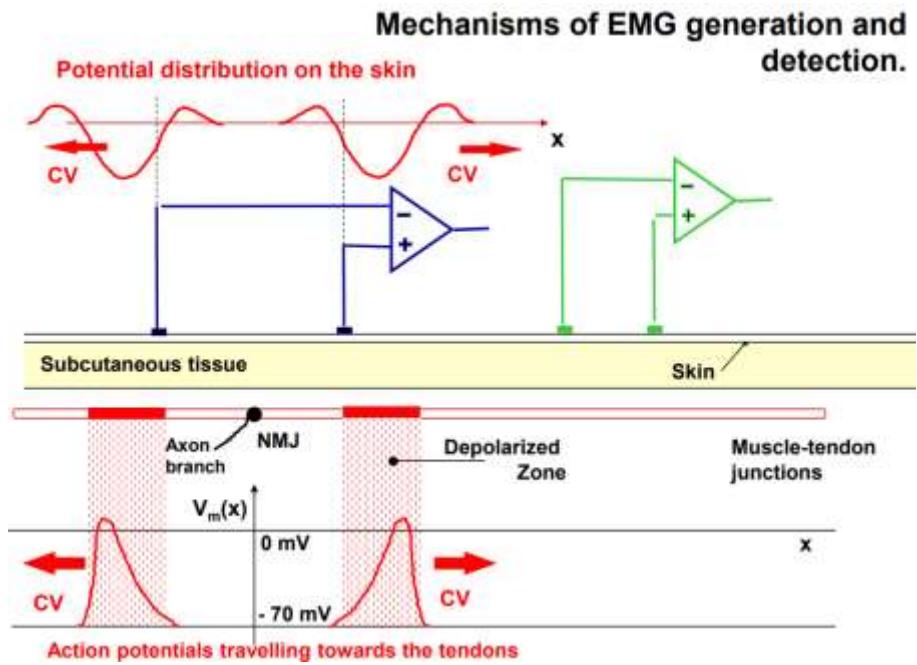


Abbiamo tra interno ed esterno della membrana di una fibra muscolare delle correnti che inducono questi circoli di correnti che, per la teoria del cavo, inducono una propagazione in una direzione. Supponendo di mettere l'elettrodo in un certo punto, riusciremo a campionare nel tempo il potenziale che vediamo istantaneamente nello spazio. Andando a fissare alcuni istanti temporali, possiamo capire cosa si può osservare e aggiungiamo un altro elemento, legato alla generazione del potenziale d'azione: il potenziale d'azione di una fibra muscolare viene generato in corrispondenza di una placca motrice. Gli assoni motori si sfioccano e vanno ad innervare diverse fibre muscolari.

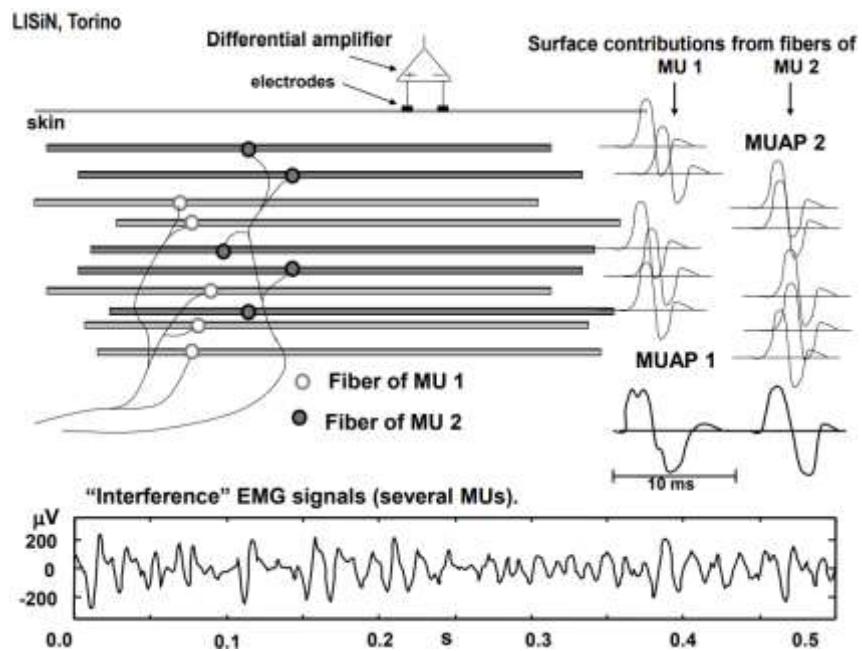


Il potenziale d'azione si forma e propaga in due direzioni, perché sia a destra che a sinistra della zona di innervazione della placca motrice la fibra è a riposo. Abbiamo una corrente entrante che induce dei circoli correnti e poi delle correnti uscenti che indurrà l'eccitazione dell'altra porzione di fibre. Prima ci sono due dipoli, che propagano uno a destra e uno a sinistra e di conseguenza inducono propagazione. L'effetto di un dipolo si vede da lontano perché l'effetto decade come $1/R^2$. L'effetto di un tripolo decade come $1/R^3$. Alla fine, succede che i due potenziali d'azione propagano verso i due tendini, i quali si estendono al terminale dei tendini dove si estinguono.

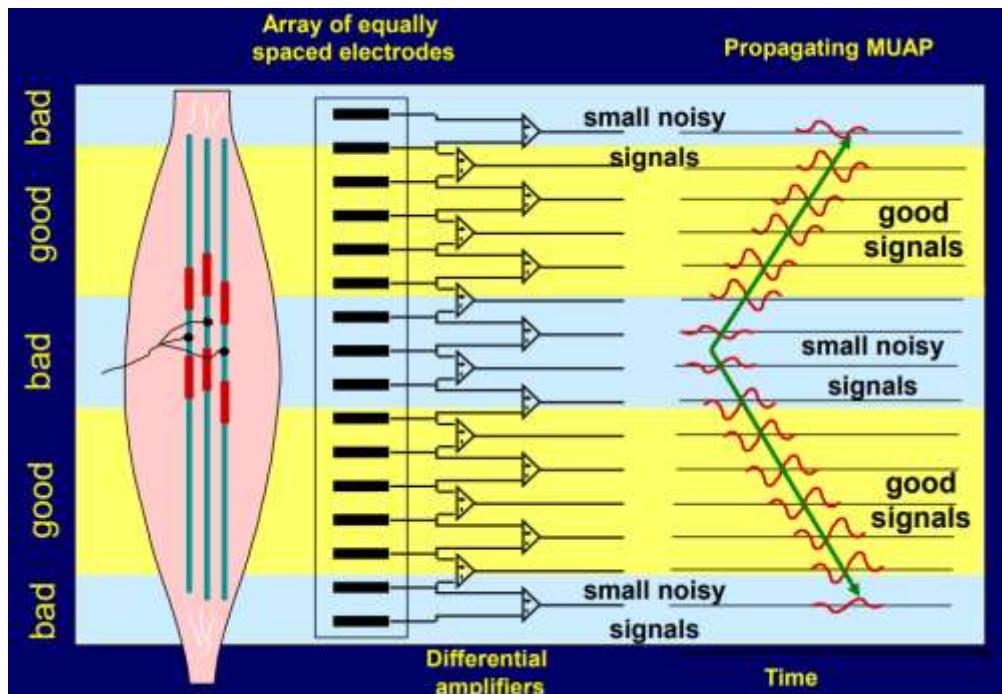
L'unità motoria è l'elemento base del muscolo: si ha un assone motore che va ad innervare diverse fibre; quindi, i blocchetti funzionali di un muscolo sono le unità motorie.



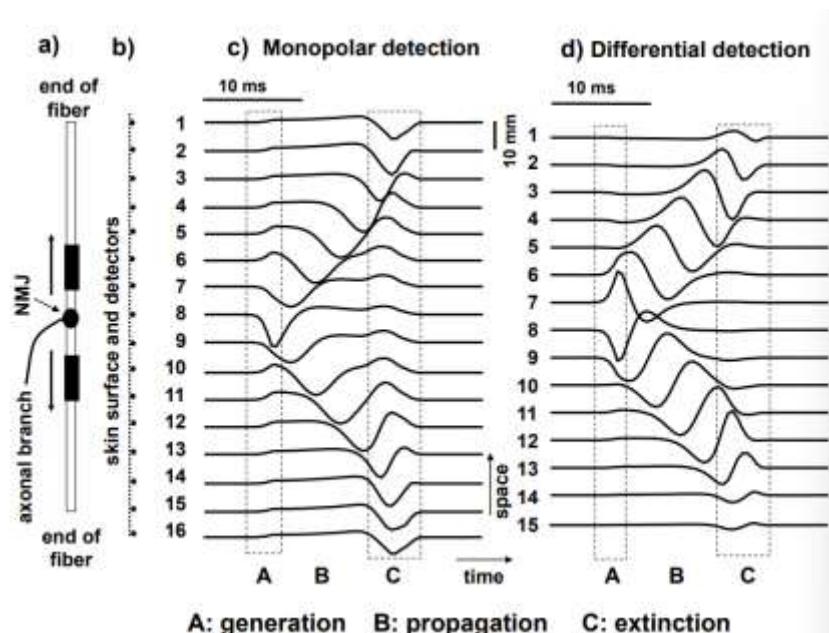
Abbiamo delle differenze di potenziale di transmembrana legate alla corrente di transmembrana a livello della fibra muscolare, ma quello che vediamo noi sono gli effetti del tessuto che sono delle differenze di potenziale che derivano da queste sorgenti impulsive che sono molto piccole. Il singolo differenziale blu preleva un potenziale che è pari a zero perché a cavallo della zona di innervazione. La posizione corretta sarebbe mettere un punto nella zona di innervazione e l'altro punto su una zona tendinea.



MUAP sono ottenuti come somma di potenziali di singola fibra, sommando le fibre. Il segnale EMG interferente sarà la somma di tanti MUAP. In una contrazione normale, al 20% o 30%, potrebbero essere reclutate 200-300 unità motorie che spara circa a 20 Hz, quindi si potrebbero avere più spari che non campioni; tenendo conto che ciascun MUAP ha una durata di circa 10 ms, in ciascun istante possiamo supporre che ci siano decine di MUAP sovrapposti.



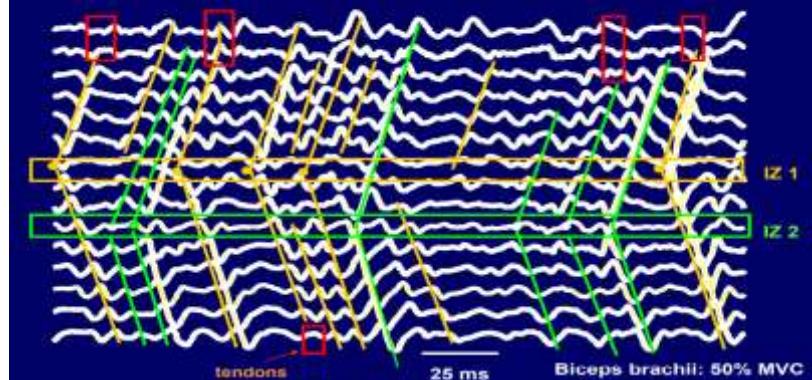
La forma a V indica nella punta della V la posizione della zona di innervazione; solo con l'elettromiografia di superficie si può ottenere, mentre con l'elettromiografia ad ago non si può apprezzare questo tipo di informazione. Utile per capire dove localizzare le zone di innervazione per capire dove mettere gli elettrodi.



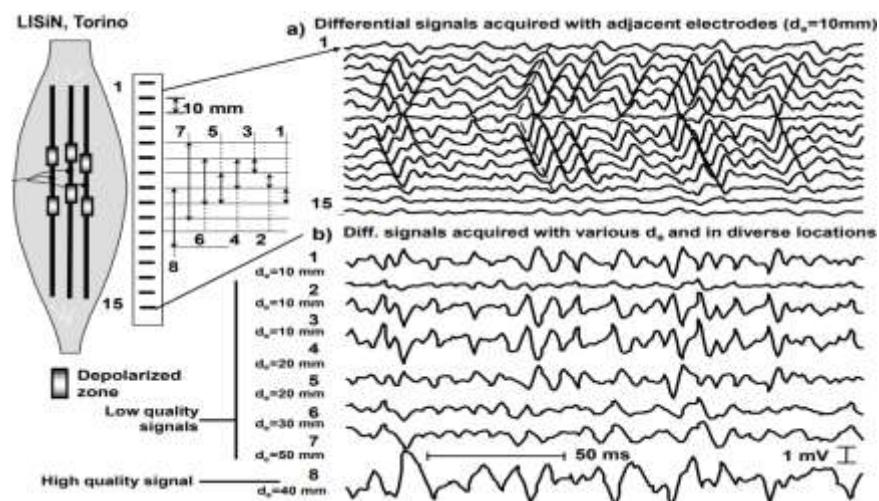
Vediamo bene l'effetto di generazione che distorce il potenziale, la propagazione, l'estinzione del segnale. Facendo un prelievo singolo differenziale ciò che è comune viene attenuato molto mentre ciò che differisce viene esaltato, per cui si vedono delle propagazioni. Si aveva un elettrodo localizzato esattamente sulla zona di innervazione per cui abbiamo delle forme d'onda opposte.

Se si hanno diverse forme a V con la punta in diverse posizioni vuol dire che si hanno diverse zone di innervazione, il che può capitare, ad esempio sul bicipite.

Identification of the innervation zone, tendon regions and fibers length.

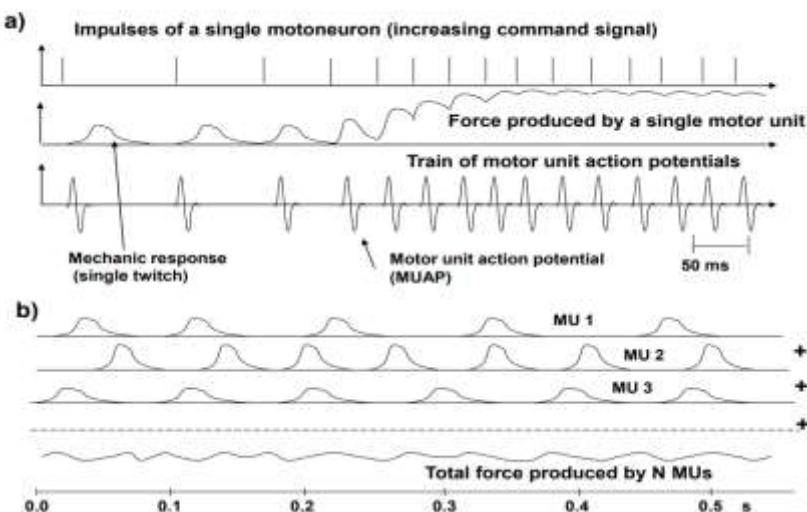


Non possono esserci delle linee guida perché questo dipende da soggetto a soggetto. Dove si estingue il potenziale nel caso del singolo differenziale? Sulla zona del tendine (riquadri rossi).



Esempi di singoli differenziali con diverse distanze interelettrodiche: comando tanti singoli differenziali si ottiene un singolo differenziale con distanza interelettrodica maggiore. Gli elettrodi centrali vengono considerati con il segno "+" e il segno "-". Con distanze interelettrodiche maggiori si ottengono segnali più ampi e si ha un prelievo da un volume maggiore di muscolo perché si vedono dei contributi da porzioni di muscolo maggiore, mentre mettendo gli elettrodi sempre più vicini si avrà un volume selezionato.

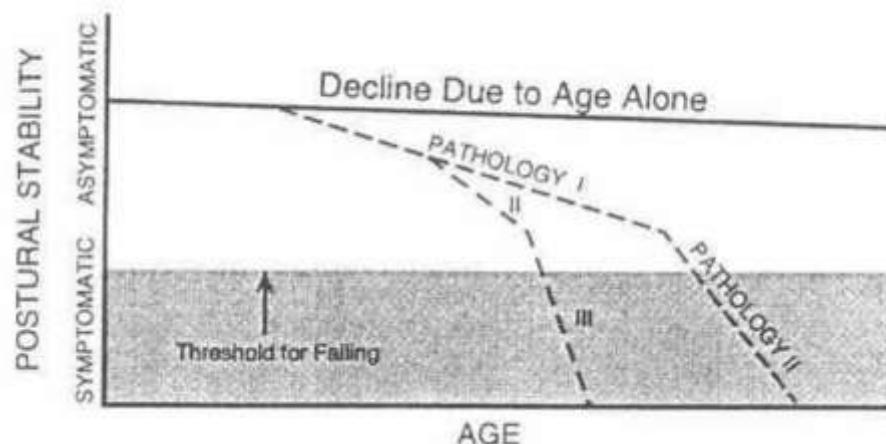
Mechanic and electric output of muscles: implications for force control



Dal punto di vista meccanico, c'è tutta una cascata di eventi che andremo a ricordare: una volta che passa il potenziale di azione entra del calcio all'interno del citoplasma, il quale permette l'attività actino-miosinica e quindi la scossa muscolare. La scossa muscolare ha una durata maggiore rispetto a quella di un potenziale d'azione; quindi, tanti potenziali d'azione possono essere messi in fila, con una frequenza di sparo maggiore, in presenza anche di questo periodo refrattario che impedisce di andare a stimolare a frequenze superiori. Le scosse muscolari possono sommarsi tra di loro, ottenendo una forza muscolare sempre maggiore quando la frequenza di sparo aumenta. Sparare più velocemente la singola unità motoria aiuta nell'aumento della forza. Un altro modo per aumentare la forza è quello di reclutare più unità motorie, quindi aumentando il numero di unità motorie che agiscono all'interno del muscolo. La contrazione che si ottiene si chiama contrazione tetanica.

Controllo posturale

Le cause di caduta, osservate su soggetti anziani in una casa di riposo, possono essere divise in due tipi: cause interne e cause esterne. Per le cause esterne si osservano due filmati: uno in cui una signora perde l'equilibrio inciampando e uno in cui il soggetto calcola male la distanza con la sedia cadendo a terra. Per le cause interne invece osserviamo due eventi che non portano i soggetti a scontrarsi con un ostacolo, il che è quello che interessa particolarmente questo tipo di studi perché il problema è interno; c'è qualcosa che non permette di compensare la forza di gravità e di poter mantenere la postura. L'invecchiamento non dovrebbe creare problemi dal punto di vista posturale; il problema è che quasi mai si invecchia senza sviluppare altri disturbi e questi disturbi portano ad un'accelerazione del declino posturale.



Siccome mantenere l'equilibrio richiede di mantenere un'armonia sensoriale, posturale molto raffinata, l'avvento di patologie potrebbe portare la stabilità posturale sotto la soglia, aumentando il rischio di caduta.

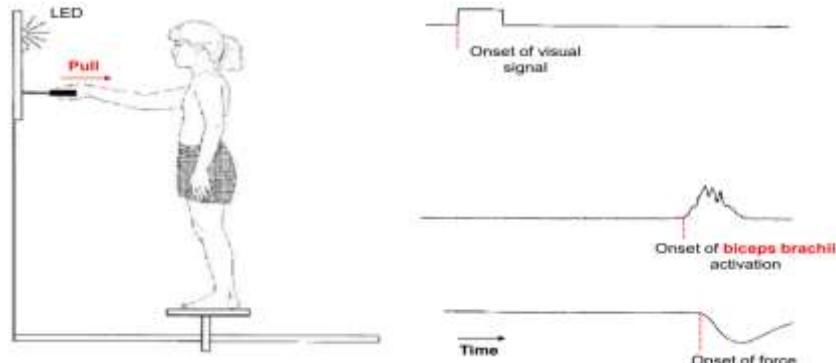
Il controllo posturale è presente continuamente nella nostra vita: una grande capacità di controllo posturale è richiesto negli sport. La base di supporto è molto limitata: prendendo ad esempio due spadaccini, possiamo notare che hanno un'ampia stabilità a livello antero-posteriore ma molto limitata nella direzione medio-laterale e questo è molto instabile.



Per capire l'importanza del controllo della postura vediamo un esperimento molto semplice, dove viene richiesto ad un soggetto di tirare la maniglia davanti a sé.

Demands for posture control are always present!

Adapted from:
Dietz et al *J Physiol* 524:617-627

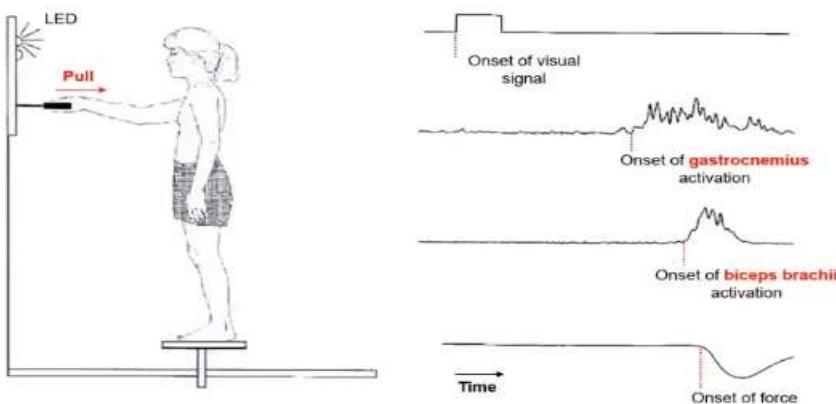


Viene utilizzato un led che serve soltanto per dare l'indicazione alla persona in esame di tirare la maniglia. Il primo grafico in basso rappresenta un tracciato elettromiografico, che in buona sostanza fa vedere un certo grado di attivazione del muscolo, nel caso specifico del bicipite brachiale. Il secondo grafico rappresenta la forza che la persona applica alla maniglia. L'attività elettromiografica precede quella della forza e certamente la forza può manifestarsi dopo che il muscolo viene contratto.

Questo compito, che è un compito motorio che coinvolge gli arti superiori, non dipende solo dal bicipite: tirare la maniglia verso di sé, nel corpo della persona, la forza verrà a creare una reazione che verrà trasmessa nelle diverse articolazioni del corpo. Perché il corpo non si sposti è necessario che ci sia un'attivazione di altre parti del corpo.

Demands for posture control are always present!

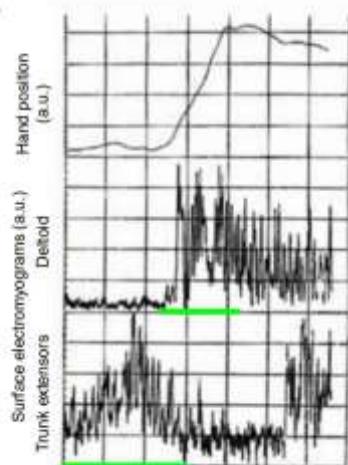
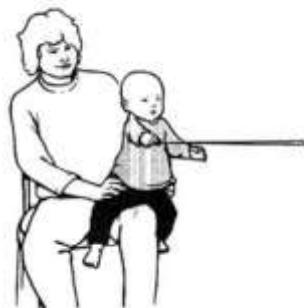
Adapted from:
Dietz et al *J Physiol* 524:617-627



C'è un tracciato aggiuntivo che mostra l'attività del gastrocnemio, il quale si attiva appunto per bilanciare il soggetto, tirando il soggetto verso l'indietro. La cosa interessante è che il gastrocnemio si attiva prima del muscolo motore primario. Queste evidenze di controllo muscolare si verificano già nei primi anni di vita.

Demands for posture control are always present!

Hofsten and Woollacott 1989
Neuroscience Abstracts



È stato condotto un esperimento simile a quello precedente dove veniva presentato uno stimolo al bambino che doveva reagire ad un'asticella, toccando l'asticella stessa. Il grafico mostra il modello desiderato (grafico superiore) e i due segnali elettromiografici registrati: il muscolo deltoide, che è il muscolo che interessa la spalla, e gli estensori del tronco. L'estensore del tronco mostra attività; sporgendosi in avanti il bambino perderebbe l'equilibrio, ma non cadere in avanti significa richiedere una richiesta posturale anticipatoria da parte del tronco, in particolare una flessione del tronco. Si evince l'attività posturale anticipata rispetto al movimento primario; questo dimostra che la componente posturale è un qualcosa che viene progettata internamente, in maniera totalmente autonoma.

Posture control is not limited to anticipating movements

Shumway-Cook and Woollacott 2007
Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice
Lippincott Williams & Wilkins - 612 pagine



Nei primi mesi di vita, il controllo posturale si sviluppa come il controllo della posizione della testa nello spazio, posizionando la testa in posizione verticale in risposta alla forza di gravità. Successivamente, nell'avanzare dei mesi, si ha lo sviluppo del controllo degli arti, in modo che il bambino gattoni. Nel primo anno di vita il bambino ricerca e mantiene la posizione ortostatica (il bambino inizia a stare in piedi) ed è fondamentale per svolgere le attività motorie.

Come possiamo definire il controllo posturale? Il controllo posturale ha uno scopo doppio: mantenere l'orientamento senza compromettere la stabilità. Mantere l'orientamento significa sostanzialmente assumere una posizione nello spazio con una certa configurazione del nostro corpo. L'orientamento richiede certi interventi; ci sono alcune posture che sono più stabili rispetto ad altre, come lo stare seduti è una configurazione più stabile rispetto allo stare in piedi. Mantenere il controllo posturale vorrebbe dire raggiungere questi due scopi, il che

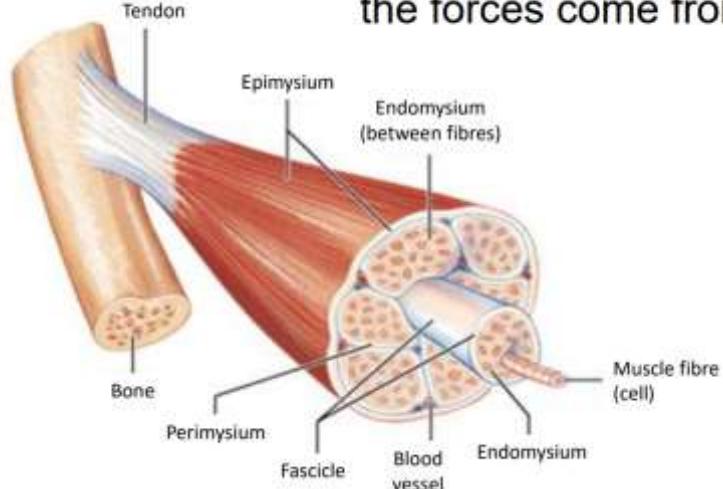
significherebbe di tenere conto di tre macro-aspetti: l'individuo, di per sé, ha una capacità di controllo posturale, l'ambiente e anche il compito ha una sua rilevanza. Vedremo cosa all'interno del nostro corpo assicuri la postura del corpo.

Che cosa serve per mantenere l'orientamento senza che la stabilità venga persa? Il nostro sistema, in qualche modo, deve avere le informazioni necessarie per capire dove si trovi il nostro corpo all'interno dello spazio. Ci devono essere dei sensori nel nostro corpo per identificare in ogni istante del tempo in che modo ogni singola parte del nostro corpo si trova nello spazio. Bisogna anche essere in grado di generare delle forze per far in modo che l'orientamento venga mantenuto. La prima parte riguarda la parte neurale, mentre la seconda riguarda la parte motoria. Il sistema del controllo posturale è una parte del sistema neuromuscolare.

Il controllo del posturale, in termini di componenti e meccanismi neuromuscolari, è costituito da sette aspetti:

- Componente muscolo-scheletrico: quello che ci permette di avere un certo orientamento
- Aspetti neurali e neuromuscolari: quello che permette di generare le forze. Il muscolo senza una connessione neurale non sarebbe in grado di generare forze
- Rappresentazione interna: si intende il fatto che il nostro cervello è in grado di ridimensionare il nostro corpo, ossia è come se il nostro cervello fosse in grado di visionarci dall'esterno. Si riesce ad avere una percezione di dove si è.
- Le sinergie neuromuscolari: le azioni muscolari non avvengono in situazione isolata, come negli esempi precedenti. Per mantenere la postura c'è bisogno che le attività dei muscoli siano sinergiche tra di loro. Ogni volta che un'attività posturale viene richiesta questa attività non viene isolata in un muscolo specifico ma in un certo numero di muscoli.
- Sistemi sensoriali: conoscere la posizione e l'orientamento del corpo nello spazio. Abbiamo bisogno di sensori; abbiamo dei sensori (recettori) fisiologici che sono responsabili di certe attività e sono utili per capire dove ci troviamo.
- Strategie sensoriali: queste strategie riguardano il sistema nervoso che riesce ad identificare quali recettori riferiscono informazioni più o meno accurate riguardo la posizione del corpo nello spazio, ad esempio il sistema vestibolare. La ridondanza in fisiologia non è mai una cosa negativa, perché danno pesi diversi ai sistemi somatosensoriali per capire dove ci troviamo nello spazio.
- Meccanismi anticipatori: l'attività anticipatoria è quella necessaria affinché il compito primario funzioni senza perturbare l'equilibrio. I meccanismi riflessi, che avvengono dopo la perdita di stabilità, vengono chiamati meccanismi compensatori.

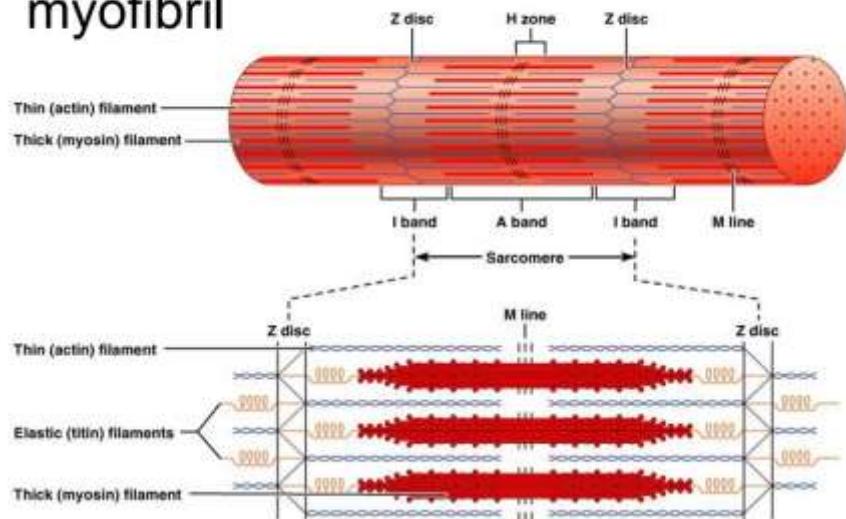
The musculo-skeletal components: where the forces come from



Il muscolo si inserisce nell'osso attraverso un tessuto connettivo che identifichiamo come tendine. Il muscolo è composto da una struttura di questo tipo: un insieme di fibre più calibrose, chiamate fascicolli, avvolti da un tessuto connettivo bianco, dello stesso tipo del tendine, quindi con proprietà elastiche. All'interno di ogni fascicolo

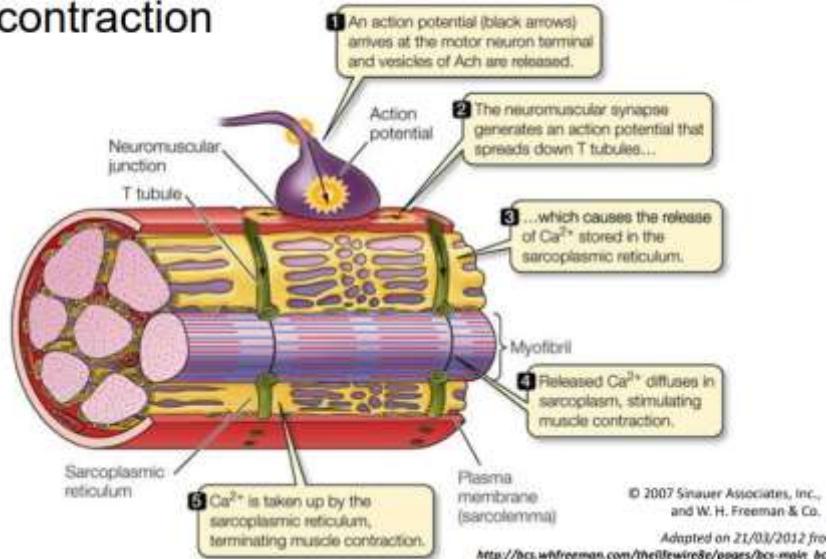
possiamo trovare diverse fibre muscolari. All'interno di queste fibre muscolari possiamo trovare altri tipi di fibre, come le miofibrille.

From within the muscle fibres: the myofibril



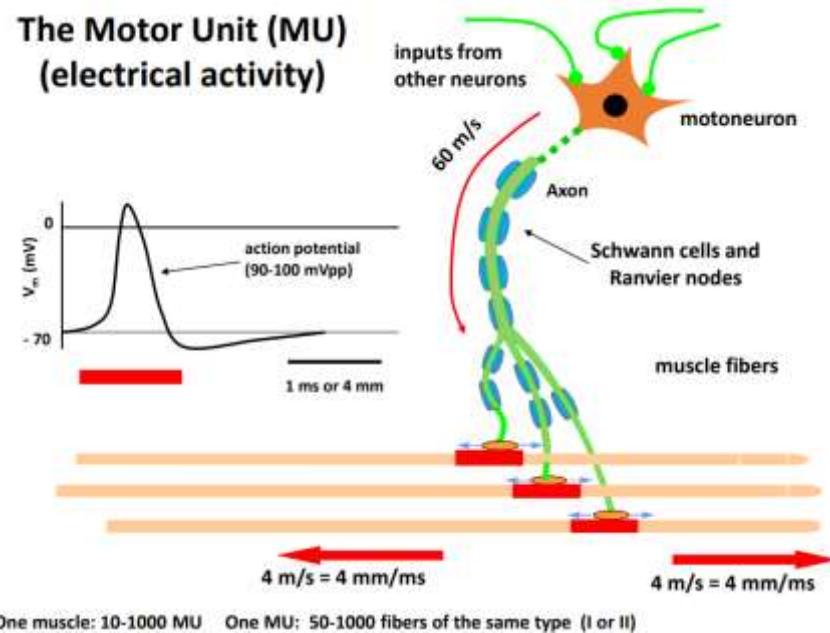
All'interno della miofibrilla troviamo una sezione cilindrica, dove abbiamo filamenti più spessi e filamenti più sottili, rappresentati con colori diversi. Il filamento più spesso rappresenta la miosina e il filamento più sottile rappresenta l'actina. L'insieme di actina e miosina identifica un'unità di struttura muscolare che chiamiamo sarcomero; i componenti a forma di molla rappresentano la titina che ha un compito puramente elastico. Rappresenta l'unità basica di contrazione muscolare. In fisiologia c'è una teoria che descrive come la forza muscolare viene prodotta, ossia come questi filamenti di actina scivolano sui filamenti di miosina e durante la contrazione si avvicinano con la presenza di calcio. La forza generata dal muscolo richiede che prima il calcio sia rilasciato nel citoplasma muscolare.

From excitation of muscle fibres to muscle contraction



La liberazione del calcio nel citoplasma muscolare è il risultato di una serie di processi neuromuscolari: c'è uno stimolo proveniente dal midollo che interessa il neurone motore; una volta che questo stimolo raggiunge la giunzione neuromuscolare si genera un potenziale d'azione nella fibra muscolare e questo potenziale d'azione propaga lungo tutta la superficie. Lungo la superficie sono presenti dei tubi, chiamati tubi T, che consentono al potenziale d'azione di propagare nella direzione di prima ma di propagare anche in profondità del muscolo. Man

mano che il potenziale d'azione propaga raggiungono il reticolo sarcoplasmatico il quale rilascia ioni calcio, i quali consentono la contrazione del muscolo stesso. Questo stimolo ha origine nel midollo.

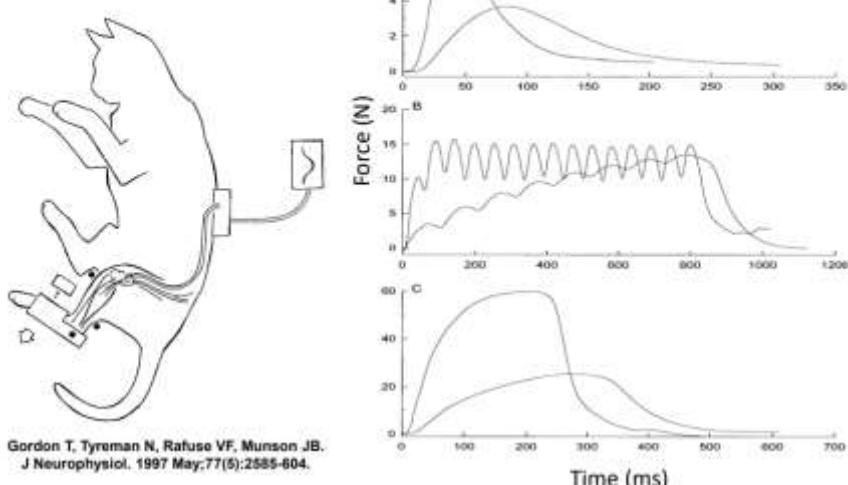


Il neurone motore riceve informazioni da altri neuroni; qualora ci fosse un'eccitazione presinaptica abbastanza alta, questo neurone motore si attiva e lo stimolo propaga lungo l'assone del motoneurone, arrivando alle fibre muscolari e il potenziale che si crea si propaga lungo le fibre muscolari. Il potenziale d'azione intramuscolare, misurato lungo la membrana della fibra muscolare, ha un potenziale di riposo pari a -70 mV e una volta innescato può raggiungere valori positivi, alla quale si segue una fase di iperpolarizzazione, dove il potenziale raggiunge valori negativi che vanno al di sotto del potenziale di riposo e poi si ristabilizza. Tutto questo ha una durata di pochi millisecondi. L'unità motoria è l'insieme di un motoneurone e le fibre muscolare innervate dal motoneurone. La forza muscolare viene prodotta in questo modo, ma in che modo la forza muscolare può essere regolata?

Il primo meccanismo si chiama sommazione temporale, la quale indica la frequenza di sparo delle unità motorie.

Mechanisms of regulation of muscle force:

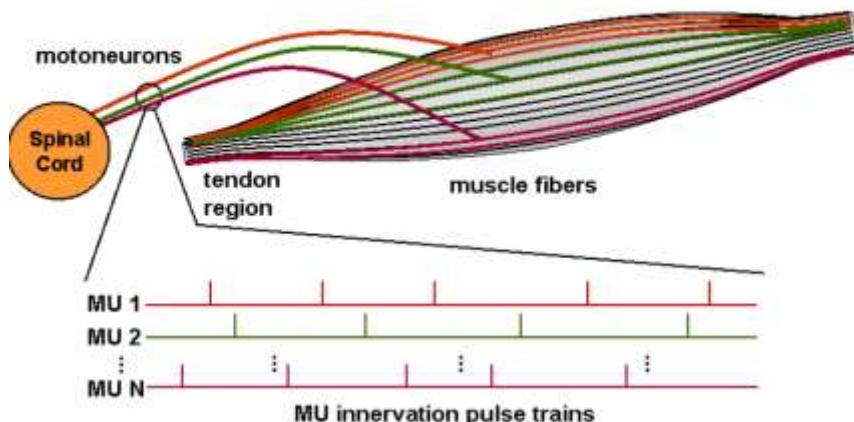
Temporal summation



In ordinata abbiamo l'unità di forza. Abbiamo un profilo del secondo ordine, dove abbiamo una crescita molto veloce e una decrescita molto più lenta. Nel primo grafico vediamo l'applicazione di un singolo stimolo al midollo del gatto: stimolando una singola unità di motoria, osserviamo la risposta meccanica dello stimolo. Abbiamo

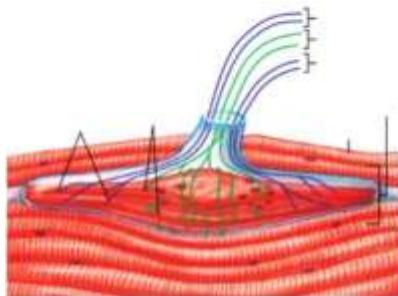
un'unità motoria che risponde in modo veloce e in maniera intensa, mostrando un evidente picco, mentre un'altra unità motoria ha una risposta più lenta. Questo ci permette di poter dire che ci sono diverse unità motorie. La differenza che osserviamo è sicuramente legata al fatto che la risposta che mostra un picco più ampio riguarda un motoneurone collegato a molte fibre muscolari oppure il numero di fibre è lo stesso ma le fibre di quell'unità motoria sono più spesse e possiedono molte più miofibrille. La risposta al singolo stimolo può essere aumentata innescando più stimoli alla stessa unità motoria. Sovrapponendo due stimoli nel tempo al midollo otteniamo una forza decisamente superiore rispetto a quella ottenuta per il singolo stimolo. Nel terzo grafico vediamo la stimolazione continua del midollo spinale con una frequenza sufficientemente elevata, di modo che ci sia una sovrapposizione perfetta dell'attivazione di tutti i sarcomeri del muscolo. Questa situazione viene chiamata situazione tetanica, ossia il massimo valore di forza che l'unità muscolare è in grado di produrre. Il nostro sistema neuromuscolare è in grado di adattarsi in base alle esigenze e in base all'allenamento. L'altro meccanismo di regolazione di forza è quella della sommazione spaziale.

Mechanisms of regulation of muscle force: Spatial summation



Non ci interessano le frequenze di stimolo delle unità motorie ma il numero di unità motorie che si attivano. Molte più unità motorie sono attive, tanto è più grande la forza che il muscolo riesce a produrre. Un muscolo che riesce a reclutare più unità motorie sicuramente riesce a produrre un movimento più fine; pensiamo ai muscoli della mano, che sono muscoli che non hanno un grande numero di unità motorie in confronto ad altri muscoli, ma ci dà la possibilità di usare le mani per compiere gesti molto forti ma anche gesti molto dolci. Se i muscoli della mano avessero una singola unità motoria non saremmo in grado di prendere nulla in mano senza romperlo. La forza è un aspetto fondamentale che ci permette di avere una certa postura ma abbiamo bisogno anche di sapere come il nostro corpo è posizionato nello spazio. Il nostro sistema nervoso deve essere in grado di decidere come e quando applicare queste forze. Ci sono tre grandi sistemi sensoriali responsabili per informare il nostro corpo e il nostro sistema nello spazio: il primo sistema è quello visivo, il quale non ha come scopo principale quello di mantenere la postura, ma il nostro sistema interno sfrutta questa informazione per rintracciare il corpo nello spazio. Il sistema visivo ci permette di capire cosa c'è intorno a noi ma ci dà anche un riferimento di verticalità, perché vedendo che gli oggetti sono in posizione verticale capiamo dove è direzionata la gravità rispetto a noi. Questa informazione di verticalità può essere utilizzata da altri sistemi. Il sistema visivo e l'informazione di movimento del sistema visivo possono essere confusi con quella interna perché il corpo si muove lentamente, mentre i movimenti veloci vengono subito differenziati. I sistemi somatosensoriali e sistemi vestibolari danno informazione diretta sull'orientamento del corpo nello spazio. Il sistema somatosensoriale è un insieme di sistemi sensoriali; comprende anche i recettori cutanei, come i meccanocettori, che ci danno informazione su ciò che agisce sulla cute. Questi sensori sono fondamentali: pensiamo ai meccanocettori presenti sui piedi che oltre a darci un'informazione su ciò su cui i nostri piedi poggiano ci danno informazione riguardo alla pressione applicata sull'area su cui poggiamo, per cui possiamo avere informazione sul centro di pressione.

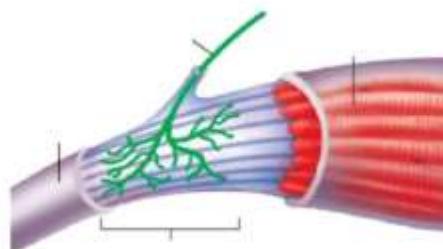
— Fusi Neuromuscolari ed Organo Tendineo del Golgi



• Fuso Neuromuscolare

- Nel muscolo scheletrico
- Informa dello stato di allungamento del muscolo

- Organo tendineo del Golgi
- Nelle fibre tendinee in prossimità della giunzione col muscolo



Cortesie di 2006 Zanichelli editore

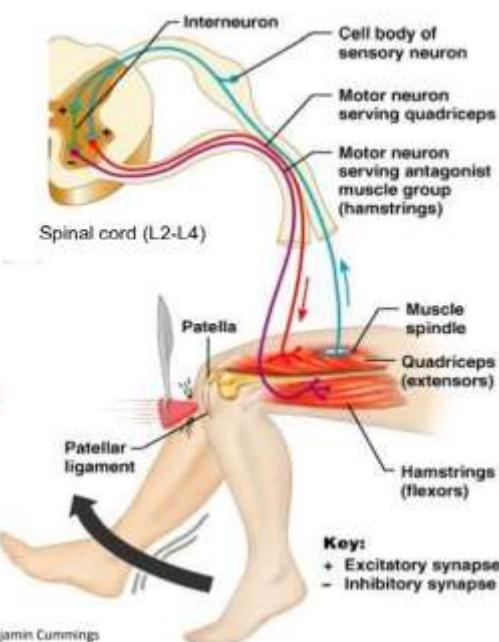
Altri due organi molto importanti sono l'organo tendineo del Golgi e i fusi neuromuscolari. Nel pezzo di tendine osserviamo il corpo cellulare del Golgi ed è un recettore sensibile allo stiramento del tendine; il modo nel quale i recettori comunicano è con gli istanti di sparo, ossia tutti questi recettori sparano dei potenziali d'azione e la frequenza con cui sparano questi potenziali dipende dall'evento meccanico. L'organo tendineo del Golgi spara questi potenziali con una certa frequenza e qualora il muscolo fosse contratto in maniera estrema il muscolo si accorcerbbe e il tendine, che è un tessuto connettivo con proprietà elastiche, viene steso. Questo viene utilizzato come meccanismo di difesa, nel senso che il nostro sistema conosce quello che è il punto di rottura del tessuto; quindi, qualora ci fosse lo stiramento del tendine il sistema nervoso cercherebbe di ordinare al muscolo di rilassarsi. Il fuso muscolare dà un'informazione analoga riguardo al muscolo stesso, per cui il fuso viene organizzato in maniera parallela alle fibre muscolari, per cui la lunghezza del fuso è proporzionale alla lunghezza muscolare. Anche nel fuso muscolare ci sono i filamenti proteici di actina-miosina, per cui anche il fuso muscolare è in grado di contrarsi. Le fibre muscolari in grado di contrarsi vengono innervate da un motoneurone di tipo γ mentre le fibre muscolari extra-fusali vengono innervate da un motoneurone di tipo α . Il fuso, ogni volta che la fibra muscolare cambia lunghezza, cambia lunghezza di conseguenza, e il fuso sparerà proporzionalmente alla lunghezza della fibra muscolare.

Evidence on the relevance of muscle spindles for tissue protection

Patellar reflex

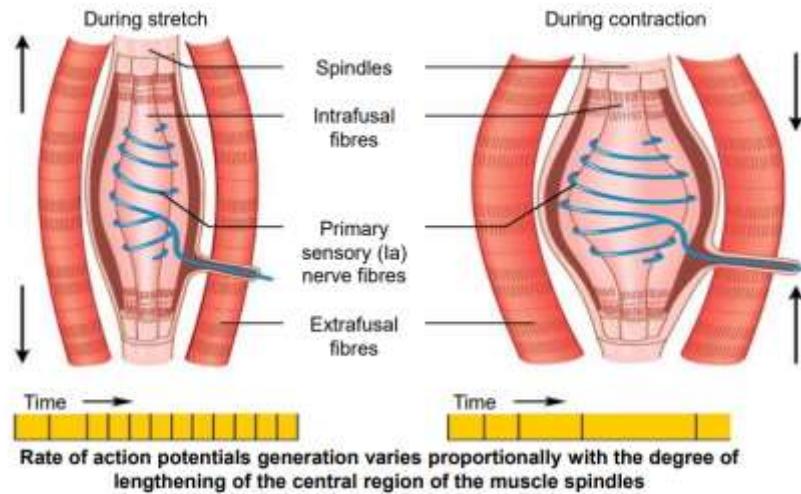
Figura retirada e adaptada do site abaixo em 26/03/2012

<http://aphwww5.apsu.edu/thompson/Anatomy%20&%20Physiology/2010/2010%20Exam%20Review%20&%20%20Review/CH%2013%20Propriospinal%20and%20Types%20%20Reflexes.htm>

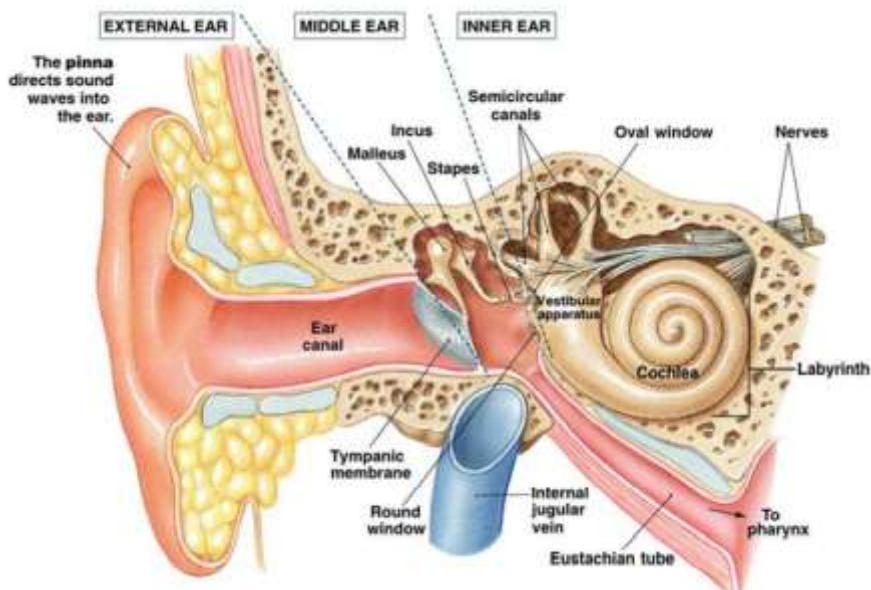


Questo è un esperimento per verificare l'integrità del sistema neuromuscolare: si applica uno stimolo al tendine patellare, il quale trasferisce lo stimolo al tendine del quadricep che stira il muscolo (la lunghezza del quadricep aumenta). Questo allungamento impulsivo del muscolo fa cambiare la frequenza di generazione del potenziale del fuso, il quale viene trasmesso al midollo dalla porzione posteriore. Il fuso muscolare va ad eccitare alcune fibre mentre altre verranno inibite; le fibre che vengono eccitate sono quelle che appartengono al muscolo stesso perché se il fuso sta lavorando ad una frequenza più elevata significa che il muscolo si sta allungando e questo potrebbe creare una situazione spiacevole, arrivando a danneggiare il muscolo stesso, per cui è fondamentale che il muscolo si contragga; quindi, il fuso inibisce le fibre del muscolo antagonista. Questa è una risposta riflessa in base al comando che è stato sollecitato al tendine patellare. Anche se il fuso ha come funzione primaria quella della protezione del corpo, come funzione secondaria ma altrettanto importante ha quella dell'orientamento del corpo e questo perché la sua lunghezza è proporzionale a quella delle fibre muscolari, per cui attraverso il fuso il sistema nervoso è in grado di conoscere la lunghezza muscolare. Conoscere la posizione dei segmenti non avviene attraverso l'informazione di un unico recettore, ma da un insieme di recettori presenti nel corpo.

Muscle spindles viewed as a servo



Tutti i recettori fanno parte del sistema somatosensoriali che consente al sistema di conoscere la posizione relativa dei segmenti rispetto al corpo.

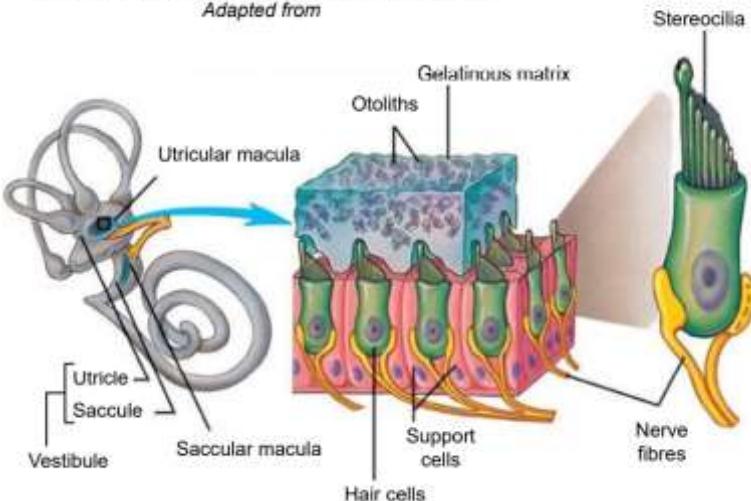


Il sistema vestibolare è l'unico sistema del nostro corpo in grado di fornire informazioni sulla gravità. Questo sistema si trova nel nostro udito interno ed è costituito dalla coclea più l'apparato vestibolare. L'apparato vestibolare ha il compito di informare riguardo le accelerazioni lineari della testa mentre la coclea è responsabile di informare riguardo le accelerazioni angolari della testa.

Detecting head linear accelerations

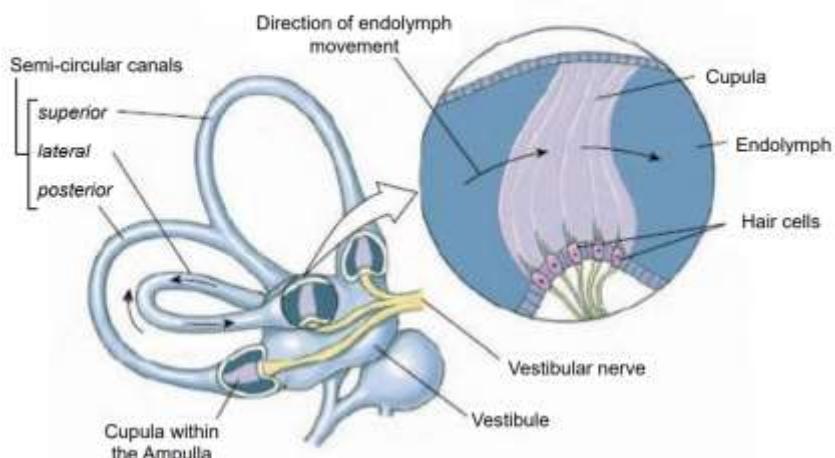
Copyright © 2007 The McGraw-Hill Companies, Inc.

Adapted from



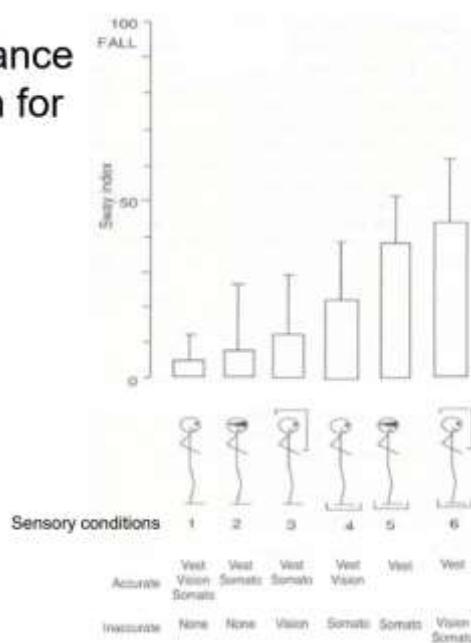
L'apparato vestibolare è composto da due strutture, utricolo e sacculo, le quali sono internamente composte da delle cellule con delle cillie immerse in una sostanza gelatinosa che contengono dei cristalli di carbonato di calcio, chiamati otoliti. Ogni volta che camminiamo questi cristalli, essendo più densi rispetto alla sostanza gelatinosa in cui si trovano, tirano la sostanza gelatinosa e la deformano; questa deformazione passa alle cellule ciliate e questa deformazione provoca un'alterazione di risposta. I recettori funzionano semplicemente sparando potenziale d'azione e la frequenza di sparo del potenziale d'azione viene modulata in base al fenomeno fisico esterno. I recettori sono le cellule ciliate e la frequenza di sparo aumenta o diminuisce a seconda che la deformazione sia avvenuta in un senso o nell'altro; quando la testa viene flessa verso l'alto o verso il basso, si osserverà una frequenza di sparo maggiore o minore e questa variazione ci fa capire l'orientamento della testa nello spazio. Lo stimolo è la gravità perché la deformazione di questa sostanza gelatinosa non è altro che il cambio di orientamento della sostanza stessa; utricolo e sacculo sono disposti uno lungo la direzione anteroposteriore e l'altro in direzione medio-laterale in modo da poter comprendere la posizione della testa in tutte le direzioni. L'utricolo rileva le accelerazioni lineari del capo causate da moti traslatori in avanti e indietro, mentre il sacculo risponde ad accelerazioni in alto e in basso.

Detecting head angular accelerations



Questa struttura è formata da tre canali semi-circolari e sono disposti in maniera ortogonale tra di loro, in modo che ogni canale dia un'informazione in base al piano in cui si trova. All'interno di questa struttura si trova la cupula, che è una sostanza gelatinosa, e all'interno di questo canale si trova un liquido che si chiama endolinfa. Ogni volta che la testa gira questi canali girano, quindi immaginiamo il canale posizionato parallelamente all'asse orizzontale e ogni volta che la testa gira il canale stesso gira; girando questo canale, il liquido tende a rimanere fermo, provocando una deformazione della struttura, la quale deformazione provoca una diversa frequenza di sparo dei recettori. Ad esempio, quando si gira attorno a se stessi e poi si prova a camminare non si riesce a mantenere l'equilibrio; questo avviene perché mentre si gira intorno a sé stessi gira anche la testa, casomai mantenendo un'accelerazione angolare costante, ma una volta che ci si ferma l'endolinfa gira ancora, deformando la cupula e il sistema nervoso riceve questa informazione, quindi il sistema nervoso riceve informazione come se la testa fosse ancora in movimento. Il nostro sistema nervoso attua un comportamento riflesso, cercando la stabilità come se la nostra testa fosse ancora in movimento, per cui il fatto di cadere è una risposta posturale riflessa nel tentativo di correggere il movimento. Questa caratteristica è allenabile, perché i ballerini professionisti riescono ad inibire la risposta alla risposta di questi recettori.

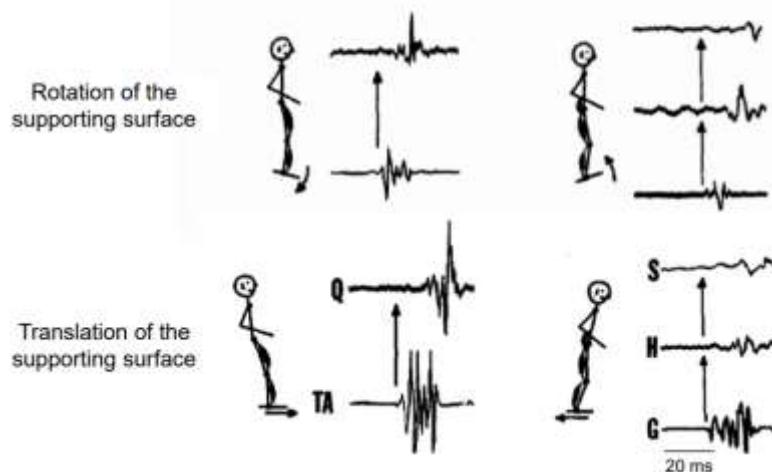
Evidence on the relevance of sensory information for posture control



Questo è un esperimento che dimostra l'oscillazione del corpo in base alle situazioni in cui la stabilità può essere compromessa. Nel primo caso abbiamo che i tre sistemi (vestibolare, visivo e somatosensoriale) funzionano in maniera accurata. Supponiamo di chiudere gli occhi: manca la risposta visiva e vediamo che le oscillazioni aumentano. Se per caso l'informazione visiva è presente ma è inaccurata, ad esempio l'ambiente intorno al soggetto si sta muovendo dando la sensazione che il corpo si stia muovendo, osserviamo un aumento delle oscillazioni rispetto alla mancanza di risposta visiva. Nel quarto caso l'informazione inaccurata è l'informazione somatosensoriale perché la superficie di appoggio viene traslata, poi abbiamo il caso in cui l'informazione visiva è assente e l'informazione somatosensoriale inaccurata mentre l'ultimo caso riguarda l'informazione inaccurata sia del sistema visivo che del sistema somatosensoriale, per cui si ha la massima oscillazione del corpo. Disturbando sempre di più questi sistemi sensoriali l'oscillazione aumenta sempre di più, quindi questi sistemi sono fondamentali per il mantenimento della postura.

Evidence on the existence of postural, muscle synergies

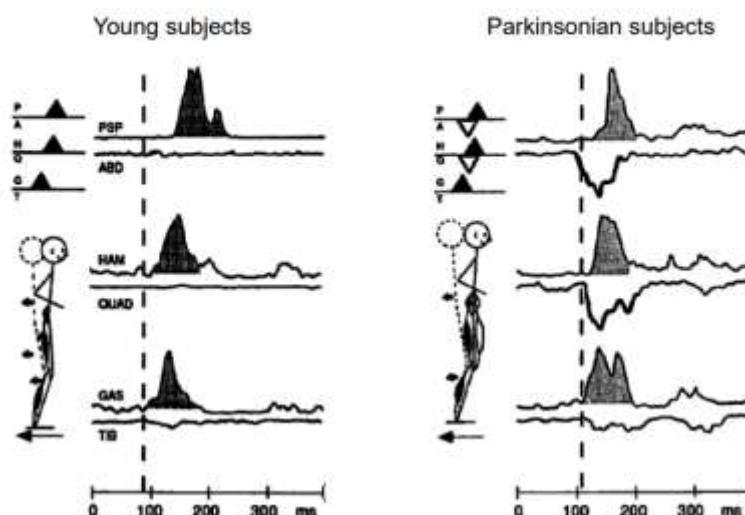
Nashner *Exp Brain Res* 1977; 13-24



Abbiamo parlato anche di sinergie e questo è un ottimo esempio che dimostra l'esistenza di queste sinergie posturali. Abbiamo tracciati del tibiale anteriore e del quadricipite, poi tracciati del gastrocnemio, dei muscoli estensori del tronco in risposta ad un movimento anteroposteriore della pedana. Quando la superficie si muove in avanti, il corpo cade indietro per inerzia ma per evitare di cadere il sistema nervoso genera delle risposte nei muscoli flessori dorsali del piede ed estensori del ginocchio; la cosa interessante è notare che le risposte non sono in fase, ma c'è prima la risposta del tibiale anteriore e poi la risposta del quadricipite; questo avviene perché il movimento della superficie provoca una risposta del flessore plantare, collegato alla caviglia, che viene compensata dal tibiale anteriore. Il corpo tende a cadere all'indietro e la seconda compensazione avviene attraverso il quadricipite. Questo ci può far pensare che questa non sia una sinergia tra diversi sistemi ma una sequenza di risposte riflesse; per dimostrare che si tratti effettivamente di sinergia tra sistemi è stato poi condotto lo studio ruotando la pedana. La differenza tra ruotare e muovere la pedana riguarda lo stimolo; ruotando la pedana lo stimolo viene mandato alla caviglia, il quale non viene poi trasmesso al ginocchio e all'anca, come nel caso del movimento anteroposteriore. La risposta dei muscoli si è verificata lo stesso, quindi questo ha dato un via sull'esistenza di questa strategia e ogni volta che la caviglia si trova esposta ad un movimento rotatorio flesso-plantare si verifica una sequenza di risposte dei muscoli opposti.

These postural synergies discriminate subjects/conditions

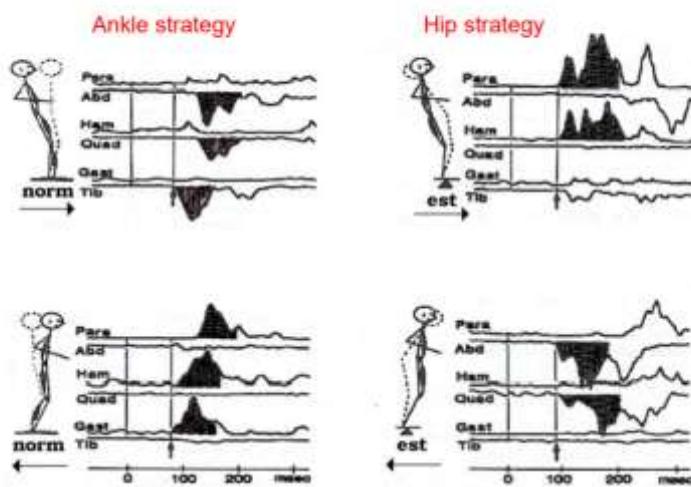
Horak et al *J Neur Sci* 1992: 46-58



Questo paradigma di movimento della padana è diventato a tutti gli effetti un paradigma di studio che ha permesso di confrontare soggetti diversi, ad esempio soggetti giovani e soggetti parkinsoniani, come in figura. Nei soggetti parkinsoniani è evidente che questa sinergia viene compromessa perché non si riesce a coordinare i movimenti. Questo paradigma permette di classificare i soggetti in base alla loro patologia.

These postural synergies give rise to postural strategies

Horak and Nashner *J Neurophysiol*
1986: 1369-1381

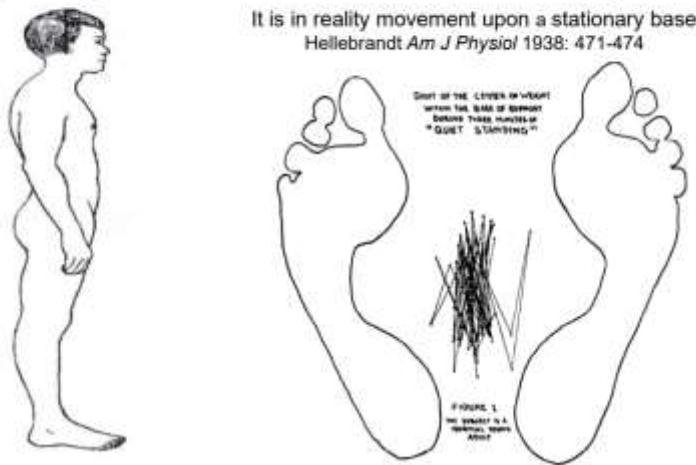


Queste strategie possono essere adattate in base alla strategia di appoggio: osserviamo prima la pedana che oscilla in direzione anteroposteriore e poi la pedana che oscilla in direzione medio-laterale. Se la superficie di appoggio fosse molto stretta le risposte devono essere veloci e il corpo deve rispondere in maniera diversa, quindi il movimento avviene tramite l'anca. Queste due strategie sono state classificate come strategie dianca e strategie di caviglia e sono sempre verificate; chiunque conduca questo studio troverebbe le stesse risposte, essendo caratterizzate dalla superficie di appoggio e dall'entità della perturbazione. Qualora queste strategie non fossero sufficienti per mantenere la postura, il modo per mantenerla è fare un passo, cambiando il baricentro; queste strategie non sono sufficienti nel momento in cui cambia la superficie di appoggio. Se volessimo valutare la capacità o l'integrità del controllo posturale, dobbiamo essere in grado di trovare un paradigma, così come è stato fatto per le strategie. Se volessi capire come funziona il sistema di controllo la cosa migliore sarebbe capire come la posizione ortostatica viene mantenuta, studiando i meccanismi di controllo senza perturbazioni. Il semplice rimanere in piedi richiede una certa armonia tra sistema sensoriale e sistema muscolare, per cui il paradigma che si è scelto per mantenere il controllo posturale è quello della postura ortostatica.

La ragione per cui abbiamo scelto come paradigma la postura ortostatica è perché non sono presenti perturbazioni di alcun tipo, nessun compito se non quello di mantenersi in piedi. Questo paradigma è stato affrontato già nel 1938, dove si valutava la postura utilizzando un filo a piombo.

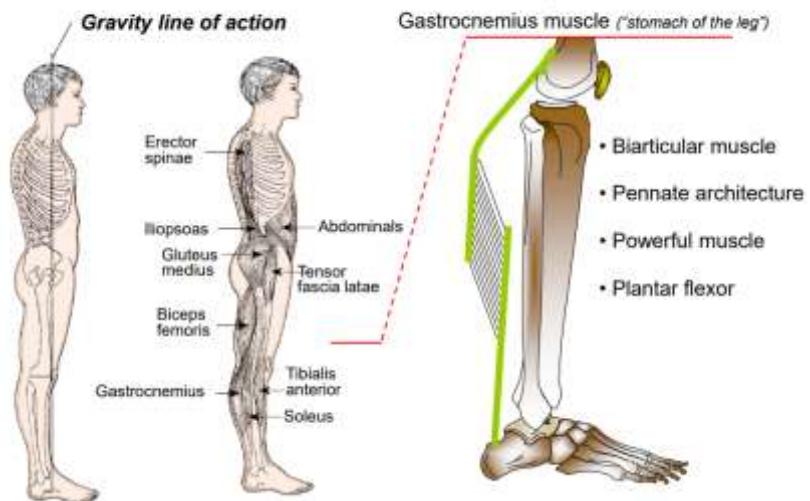
How can we study the control of posture?

A paradigm must be defined – the orthostatic posture!



La postura eretta quieta non esiste perché il nostro corpo è continuamente in movimento, quindi non è possibile mantenersi fermo. In media, in generale per tutti, il gomito creato è sempre proiettato in avanti rispetto alla caviglia.

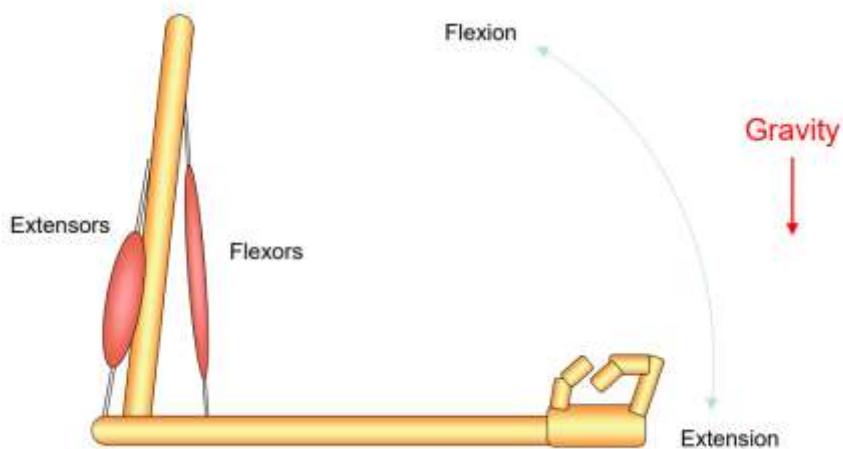
The human quiet standing posture.



Quello che oggi si fa è identificare la linea di gravità, che rappresenta in media la direzione su cui la gravità agisce sul nostro corpo. Se questa linea ricadesse esattamente sul centro articolare non servirebbe un'attività muscolare per mantenere la postura ortostatica perché la gravità verrebbe compensata dalla reazione contraria da parte delle caviglie. La linea di gravità non è mai ferma, si muove anche lei, ma questa è una rappresentazione media. La linea non passa esattamente lungo il centro delle varie articolazioni; il fatto che non passi esattamente al centro delle varie articolazioni significa che un'attività muscolare è necessaria perché, altrimenti, cadremmo in avanti perché la gravità è in avanti rispetto alle articolazioni del corpo. Il fatto che passi molto vicino al centro delle articolazioni significa che le attività muscolari non devono essere di grandi entità. I muscoli rappresentati nell'immagine centrale sono conosciuti come muscoli antigravitazionali oppure muscoli posturali perché sono quelli maggiormente coinvolti nel mantenimento della posizione eretta. Un muscolo particolarmente importante è il gastrocnemio: la distanza maggiore tra la linea di gravità e le varie giunzioni articolari è proprio quella tra linea di gravità e caviglia; perciò, la massa corporea che si trova sopra la caviglia è sicuramente maggiore rispetto alla massa corporea sopra il ginocchio, per cui la massa corporea al di sopra della caviglia è quasi la massa corporea totale, escludendo i piedi. Rispetto alle altre articolazioni del corpo, il momento della gravità rispetto alla caviglia è decisamente maggiore per

cui molta della tensione su come il controllo della postura viene mantenuto è sul gastrocnemio mediale, che ha questo nome perché viene conosciuto come lo stomaco della gamba. Il gastrocnemio è un muscolo bi-articolare, è un muscolo pennato e molto potente, il cui movimento è di tipo plantare-flessore. L'attività del gastrocnemio avverrebbe quando il soggetto sta oscillando in avanti o quando il soggetto sta oscillando indietro?

Can we readily tell which muscles are active and when?

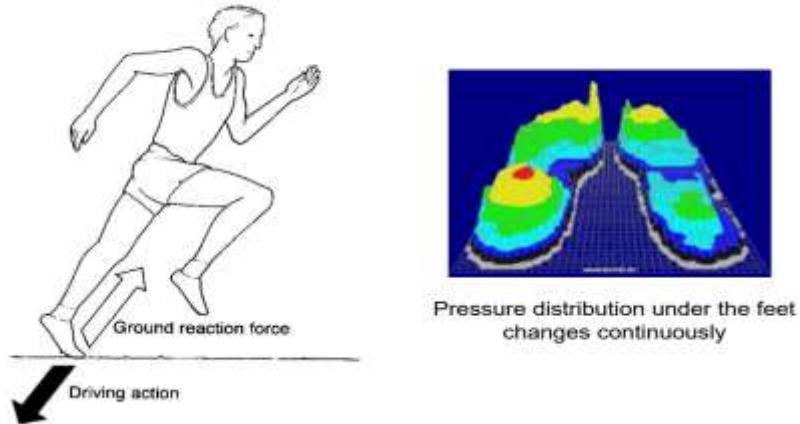


In questo esempio, immagino di avere la persona in piedi. Se la gravità è presente, il movimento di estensione è controllato dalla gravità nel senso che se non volessi controllare il movimento di estensione basterebbe solo lasciar cadere il braccio e la gravità fa il lavoro che deve fare. Muovere il braccio con velocità controllata richiede il lavoro dei flessori, tenendo sempre conto della gravità. Nel caso del gastrocnemio, essendo la linea di gravità in avanti rispetto alla caviglia il corpo tenderebbe a cadere in avanti, quindi c'è l'intervento del flessore (il gastrocnemio) per tirare il corpo indietro.

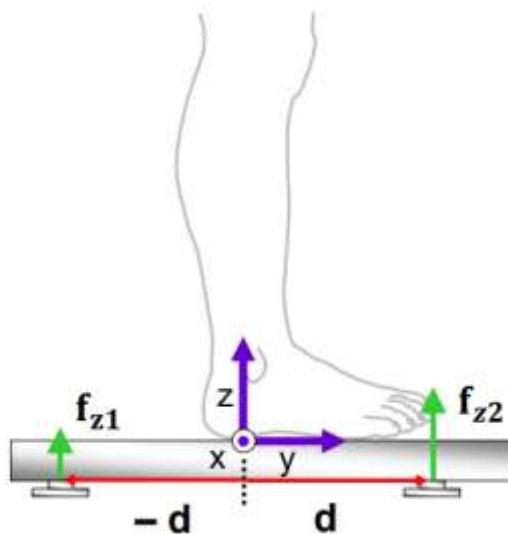
Nasce la necessità di quantificare la postura; le oscillazioni si verificano sempre e non è possibile mantenersi in piedi completamente fermi per due ragioni: ci sono continuamente perturbazioni esterne (la gravità) e sono presenti anche perturbazioni interne, come il battito del cuore, i polmoni che si sgonfiano e si gonfiano. I muscoli non sono in grado di mantenere una forza costante per cui le oscillazioni sono sempre presenti. Le perturbazioni interne, che provocano oscillazioni, ci permettono di utilizzare queste oscillazioni per ricavare informazioni sull'integrità del nostro sistema.

Il primissimo metodo è il test di Romberg che richiede una competenza medica estremamente elevata. Altri sistemi che sono apparsi sono quelli che riguardano le oscillazioni della testa e l'oscillazione del bacino. Altri sistemi sono, ad esempio, il motion capture che permette di costruire un modellino meccanico; per il controllo della postura, considerando che i movimenti non sono molto ampi, utilizzare un sistema di questo tipo non è ottimale perché è costoso e bisognerebbe preparare l'ambiente. La pedana di forza è un ottimo sistema per studiare la stabilometria perché permettono di studiare le forze vincolari applicate sulla pedana.

The ground reaction forces



Ci sono anche dei sistemi basati su sensori di pressione posizionati sotto i piedi, per cui si ha questo tappeto che consente di mappare la distribuzione di pressione sotto i piedi. Una mappatura di questo tipo può contenere informazione riguardo l'oscillazione posturale, ma questo tipo di sistema dipende molto dalla risoluzione dei sensori, inteso come numero di sensori posizionati in questo tappeto. Poder avere un sistema che permetta di ricavare con accuratezza, per ogni soggetto, la posizione del centro di pressione non è fattibile, mentre la pedana di forza è uno strumento che ci permette di quantificare con un'accuratezza sufficientemente elevata dove si trova il centro di pressione del corpo nello spazio.



La pedana è costituita da quattro sensori, ma noi ne osserviamo solo due nell'immagine. Il ragionamento si applica a tutti e quattro i sensori. In questa situazione la prima cosa che voglio calcolare è il centro di pressione che è esattamente il punto sulla superficie dove si trova la forza peso del corpo, che non è il centro di gravità; il centro di gravità e il centro di pressione non sono la stessa cosa e normalmente non coincidono. I sensori sono montati sotto la pedana e permettono di misurare le forze di reazione: si calcola il momento di queste due forze per cui si definisce un sistema al centro della pedana, poi devo conoscere i vettori di posizione e d la conosco perché il costruttore la rende nota, avendo costruito la pedana. Considerando il momento della forza f_{z1} troviamo

$$M_1 = -d \times f_{z1} = -f_{z1} \cdot d \cdot \sin\left(\frac{\pi}{2}\right) \cdot \hat{u}_x$$

Il momento è sempre negativo, ossia è in senso orario.

$$M_2 = d \times f_{z2} = f_{z2} \cdot d \cdot \sin\left(\frac{\pi}{2}\right) \cdot \hat{u}_x$$

Nel caso di quattro sensori avremmo anche M_3, M_4 . Quello che bisogna fare ora è calcolare il momento della forza peso, ma non sappiamo quanto vale la forza peso. Noi conosciamo il momento della forza peso.

Computing the moment (\mathbf{M}_P) of the body weight (\mathbf{P}) over the force plate

$$\mathbf{M}_P = \mathbf{y}_{cop} \times \mathbf{P}$$

$$\mathbf{M}_P = \begin{vmatrix} \hat{\mathbf{u}}_y & \hat{\mathbf{u}}_z & \hat{\mathbf{u}}_x & \hat{\mathbf{u}}_y & \hat{\mathbf{u}}_z \\ y_{cop} & 0 & 0 & 0 & -P \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -P \\ 0 & -P & 0 & 0 & 0 \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} \hat{\mathbf{u}}_y & \hat{\mathbf{u}}_z & \hat{\mathbf{u}}_x & \hat{\mathbf{u}}_y & \hat{\mathbf{u}}_z \\ y_{cop} & 0 & 0 & 0 & -P \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -P \\ 0 & -P & 0 & 0 & 0 \end{vmatrix}$$

$$\mathbf{M}_P = -y_{cop} P \hat{\mathbf{u}}_x$$

$$\mathbf{y}_{cop} = y_{cop} \hat{\mathbf{u}}_y \quad \mathbf{P} = -P \hat{\mathbf{u}}_z$$

Una delle possibilità per definire o quantificare questo prodotto vettoriale è quello di trovare il determinante della matrice. Il momento della forza peso è definito come

$$M_p = -y_{cop} \cdot P \cdot \hat{\mathbf{u}}_x$$

Il soggetto non può muovere il piede sulla pedana, ma l'interpretazione del centro di pressione verrebbe compromessa. Considerando il piede fermo, la somma dei momenti deve essere nulla:

$$M_p + M_1 + M_2 = 0$$

$$-y_{cop} P \hat{\mathbf{u}}_x - f_{z1} d \hat{\mathbf{u}}_x + f_{z2} d \hat{\mathbf{u}}_x = 0 \rightarrow y_{cop} P \hat{\mathbf{u}}_x = (f_{z2} - f_{z1}) d \hat{\mathbf{u}}_x$$

$$y_{cop} = (f_{z2} - f_{z1}) \cdot \frac{d}{P}$$

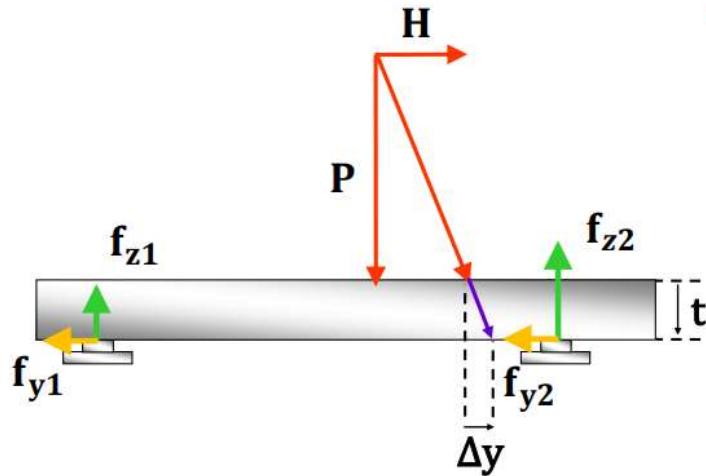
Vediamo che i conti tornano, perché nel momento in cui $f_{z2} > f_{z1}$ allora $y_{cop} > 0$. Ma P quanto vale?

$$P = f_{z2} + f_{z1}$$

Allora possiamo dire che:

$$y_{cop} = d \cdot \frac{f_{z2} - f_{z1}}{f_{z2} + f_{z1}}$$

Questo calcolo tiene conto della forza peso che ha direzione verticale, ma la forza peso sulla pedana non viene applicata verticalmente perché il soggetto presenta accelerazioni anteroposteriori e mediolaterali.



Bisogna considerare delle forze vincolari che sono direzionate nel piano della pedana. Il centro di pressione del soggetto, con il calcolo precedente, viene sottostimato. Per correggere questo calcolo bisogna considerare il bordo inferiore della pedana. Avendo degli spostamenti orizzontali rispetto alla pedana complica il calcolo del centro di pressione e bisogna aggiungere un incremento, generando una sovrastima del calcolo del centro di pressione:

$$y_{cop} = d \cdot \frac{f_{z2} - f_{z1}}{f_{z2} + f_{z1}} - \Delta y$$

$$\frac{\Delta y}{H} = \frac{t}{P} \rightarrow \Delta y = t \cdot \frac{H \cdot \hat{u}_y}{P} = \frac{tH}{P}$$

Dove "t" è lo spessore della pedana, che conosco o che posso misurare direttamente. Il valore che mi manca è il modulo di H, che richiede che la mia pedana sia in grado di misurare non solo le forze vincolari verticali ma anche le forze vincolari orizzontali

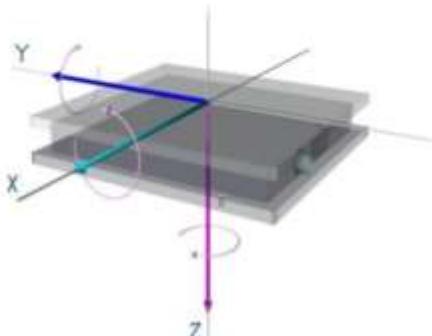
$$H + f_{y1} + f_{y2} = 0 \rightarrow H = -(f_{y1} + f_{y2})$$

$$y_{cop} = d \cdot \frac{f_{z2} - f_{z1}}{f_{z2} + f_{z1}} + t \cdot \frac{f_{y1} + f_{y2}}{f_{z2} + f_{z1}}$$

È necessario fare questa correzione? Il fattore di correzione dipende da "t", quindi più spessa è la pedana più l'errore è critico; quindi, bisogna valutare se conviene farlo a seconda dello spessore della pedana. Se la pedana rileva le forze orizzontali il discorso dello spessore può essere tralasciato perché il contributo può essere ricavato direttamente. Per le pedane stabilometriche questo errore è comunque contenuto e le forze orizzontali sono molto piccole, quindi Δy può essere trascurato. Le prime pedane di forze sono state le pedane resistive; oggi ci sono sistemi molto più complessi che hanno le pedane di forze integrate in sistemi strutturati che permettono di fare non solo analisi stabilometrica ma anche analisi di posturografia dinamica. In letteratura troviamo anche l'applicazione di pedane di forza che si muovono per valutare la stabilometria, ad esempio, dei bambini.

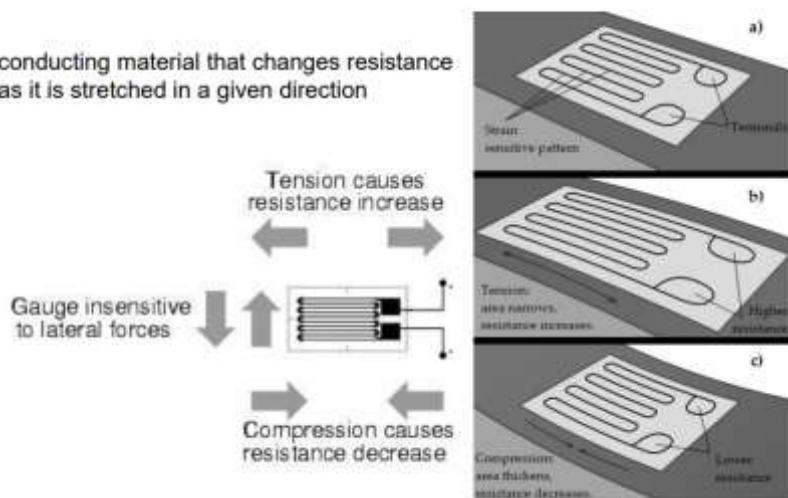
Force platforms (force plates)

- Mono- and multi-component force plates
- Load cells
 - Strain gauges
 - Piezoelectric
- Variable range of measurement
- Kistler
- AMTI



Queste pedane di forze, in realtà, sono di due tipi: ci sono pedane basate su celle di carico e pedane piezoelettriche. Tutte le pedane misurano le forze vincolari verticali ma non tutte misurano le forze vincolari orizzontali. Queste pedane hanno caratteristiche diverse a seconda del fondo scala.

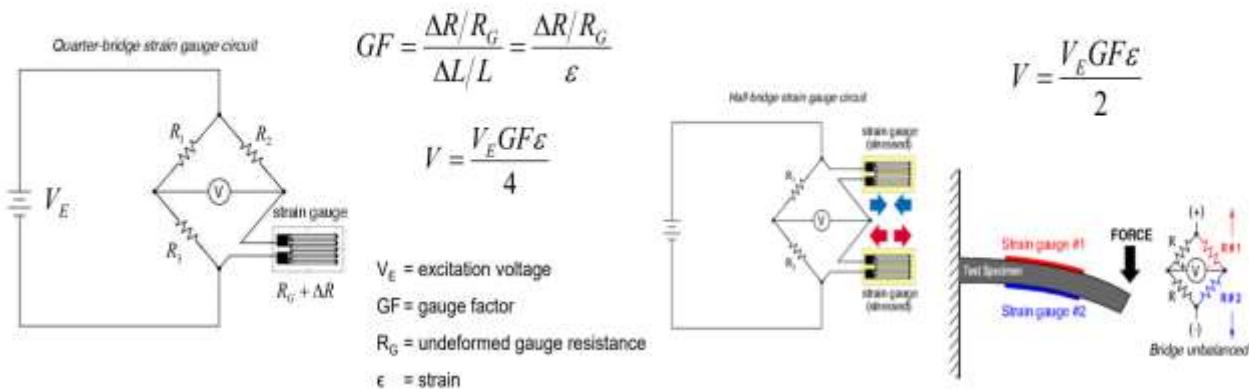
Strain gauge force plates



Le pedane di forza resistive si basano su celle di carico; la resistenza cambia a seconda della deformazione. La resistenza della pista cambia a seconda della sua lunghezza, quindi se la superficie viene compressa, le piste si allungano e la resistenza cambia, per cui le pedane basate su questo tipo di sensore si avvale del ponte di Wheatstone per ricavare il valore della forza vincolare.

The circuitry

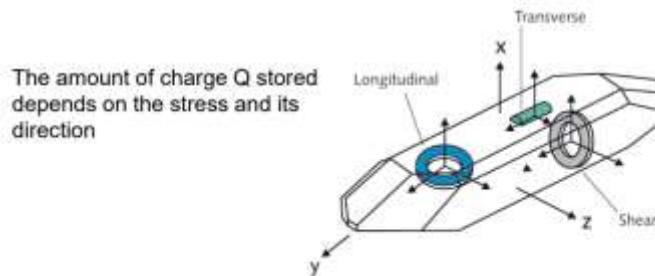
Increasing sensitivity



Se provassimo ad avere due strain gauge avremmo due sensori e posizionato in quel modo elimina la non linearità dovuta alla presenza di un singolo strain gauge. In questo modo viene aumentata anche la sensibilità di misura.

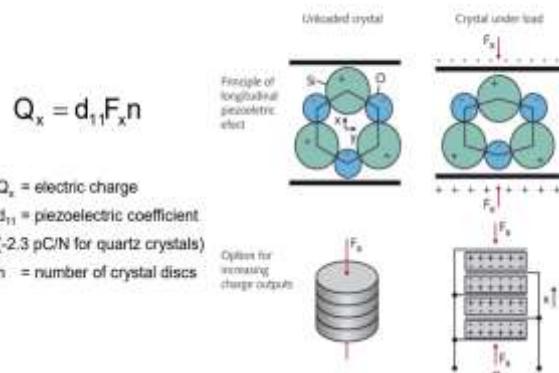
Piezoelectric force plates

Relies on the piezoelectric effect of some crystals (quartz in particular)

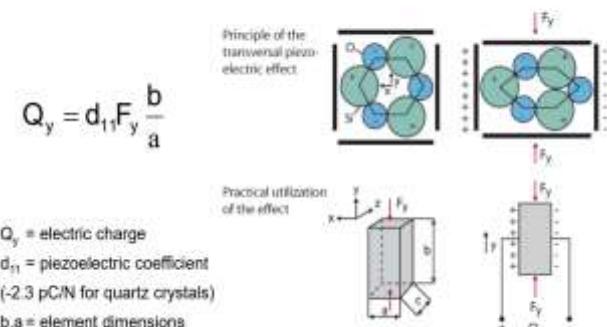


Le pedane piezoelettriche, invece, misurano l'accumulo di carica ai bordi dei cristalli, il quale accumulo è proporzionale alla forza. La misura può diventare più sensibile a seconda del numero di cristalli applicati. Abbiamo un accumulo di carica proporzionale non solo alla forza longitudinale ma anche qualora ci fossero forze applicate trasversalmente ci sarebbe comunque un accumulo di carica ai bordi dei cristalli e questo accumulo dipende dalla forza vincolare applicata, dal coefficiente piezoelettrico ma anche dalle dimensioni del disco.

Longitudinal effect

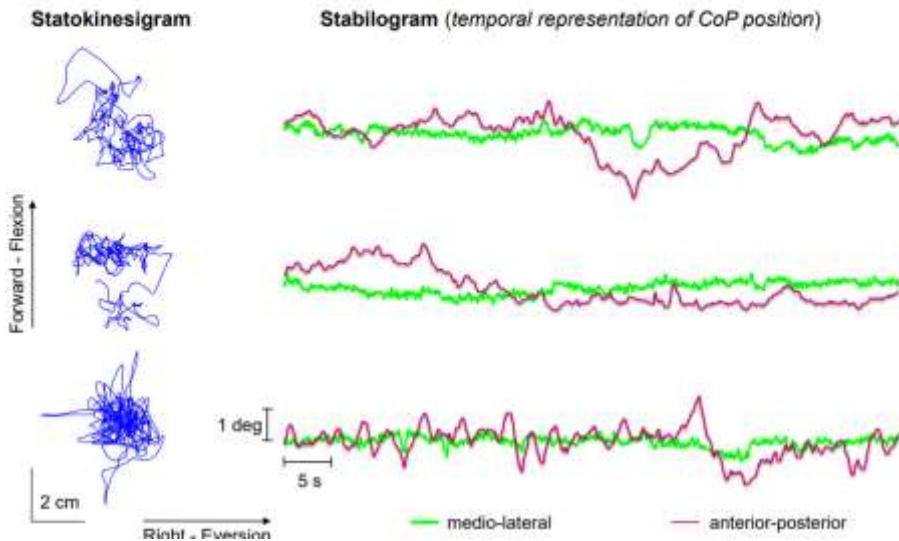


Transversal effect



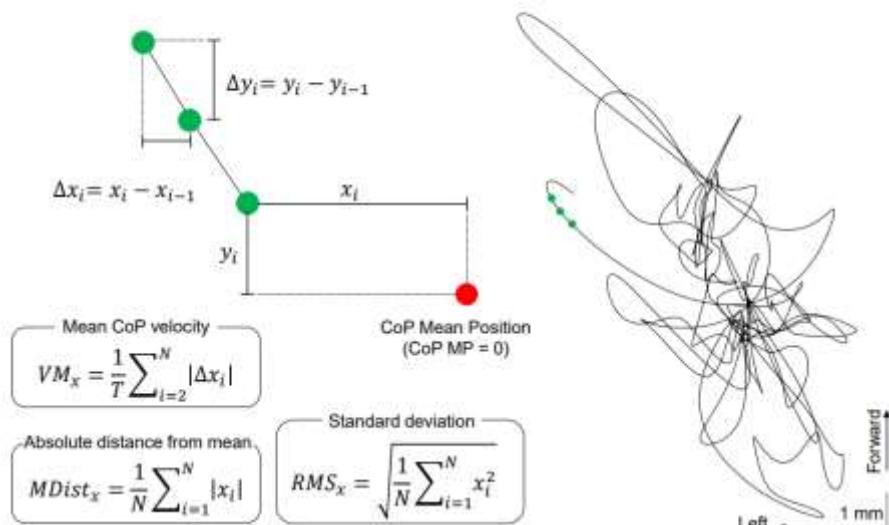
Il calcolo del centro di pressione dipende dalla forza vincolare e non dal tipo di pedana utilizzata.

How does the CoP profile look like? And how can we quantify it?



Abbiamo una rappresentazione lungo la direzione anteroposteriore (rosso) e lungo la direzione mediolaterale (verde); durante la posizione ortostatica le oscillazioni anteroposteriori sono decisamente più evidenti rispetto alle oscillazioni mediolaterali, considerando il fatto che il soggetto era in posizione confortevole (piedi non uniti) ed è abbastanza ragionevole pensare che in una posizione comoda la base di supporto anteroposteriore è più instabile rispetto alla base laterale, per cui le oscillazioni anteroposteriori sono abbastanza ragionevoli e, in più, avendo due piedi, riesco a controllare meglio il corpo rispetto alle oscillazioni laterali spostando il peso da una parte all'altra per bilanciarmi. Ci serve un modo per quantificare quanto ricaviamo dai segnali, soprattutto perché non abbiamo una regolarità in questi tracciati. Sono stati studiati vari indici, ma il problema è come interpretare le variabili.

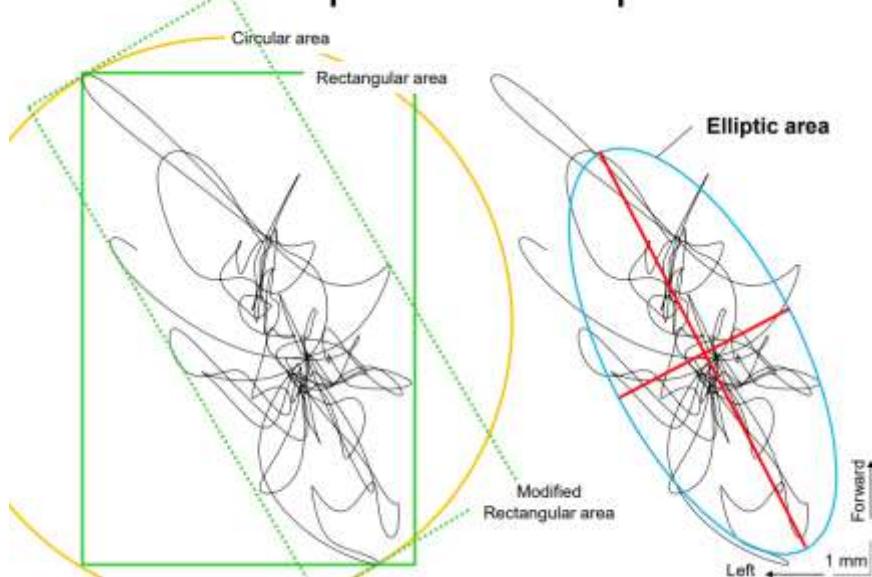
Some temporal descriptors



Abbiamo visto tre indici: la velocità media, definita come la media degli spostamenti divisa per il periodo che descrive quanto si sia spostato il centro di pressione, la distanza media assoluta, dove il valore medio assoluto non ha molto senso fisiologico perché dipende molto dove il soggetto è posizionato sulla pedana, e la deviazione standard che coincide con il valore RMS. Questi indici sono quelli più utilizzati, per questo sono presentati.

Il gomitolo che viene tracciato dal centro di pressione non descrive nessuna figura geometrica nota, per cui la prima possibilità è quella di scegliere una figura geometrica che possa contenere questo gomitolo, come un cerchio, in maniera tale che il suo diametro possa coprire la massima distanza di questa figura; il problema che si presenta riguarda la rappresentazione della figura stessa, perché non abbiamo modo di identificare bene dove si è concentrato il centro di pressione. Un'altra opzione è quella di utilizzare un rettangolo, ma anche in questo caso non sappiamo dove si è concentrato il centro di pressione.

Some spatial descriptors



Vediamo che il gomitolo ha una rappresentanza maggiore rispetto ad un asse che non coincide con gli assi cartesiani che consideriamo normalmente. Basterebbe trovare una figura che rappresenti bene ciò che vediamo e di cui possiamo calcolare facilmente l'area; per questo possiamo utilizzare un'ellisse. L'area dell'ellisse può rappresentare molto bene l'area occupata dal centro di pressione (CoP).

Dobbiamo trovare il sistema di riferimento rispetto al quale il gomitolo viene rappresentato correttamente. Per fare questa cosa dobbiamo avere ben impressi i concetti di varianza e di covarianza.

Il centro di pressione è costituito da campioni prelevati dalla pedana di forza. Immaginiamo di avere i campioni definiti tramite le coordinate lungo x e lungo y.

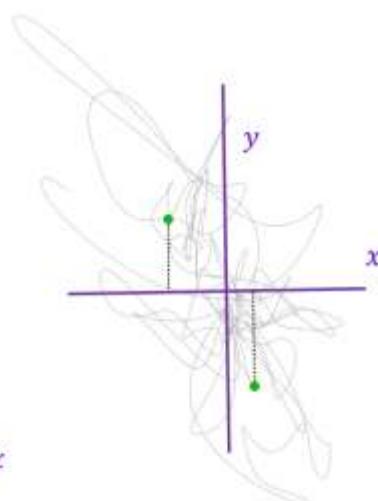
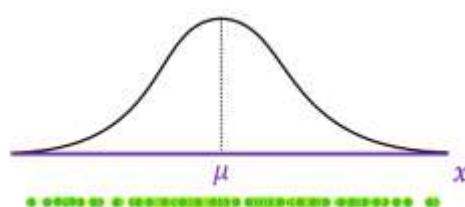
Brief notes on the definition and meaning of variance (σ^2)

The Gaussian, probability function

$$p(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{4\sigma^2}}$$

The variance σ^2 determines:

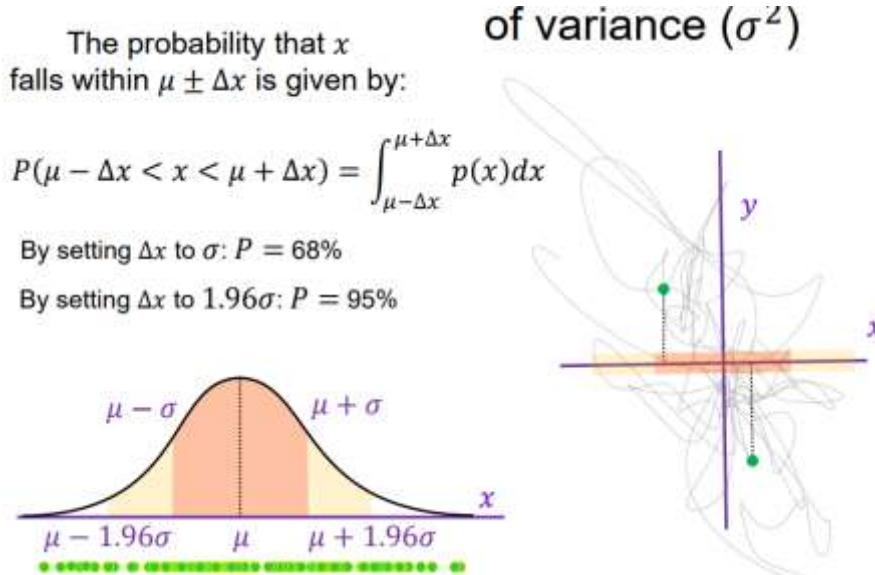
- Spread of Gaussian curve
- The range of probabilities



Se potessimo rappresentare attraverso x avremmo che i cerchi verdi corrispondono alle coordinate lungo x di tutti i punti che corrispondono al centro di pressione. Si ottiene una distribuzione gaussiana (sia per x che per y), la quale funzione è una funzione di probabilità e ci dice la probabilità di trovare un valore lungo x. Questa funzione dipende da due parametri: μ che corrisponde alla media e da σ^2 che corrisponde alla varianza. La varianza ci dice, in primo luogo, quanto è larga la curva, e in secondo luogo il range di probabilità di trovare il valore che cerchiamo. Possiamo calcolare la probabilità di trovare il valore x in una fascia di valori integrando

$$P(\mu - \Delta x < x < \mu + \Delta x) = \int_{\mu - \Delta x}^{\mu + \Delta x} p(x)dx$$

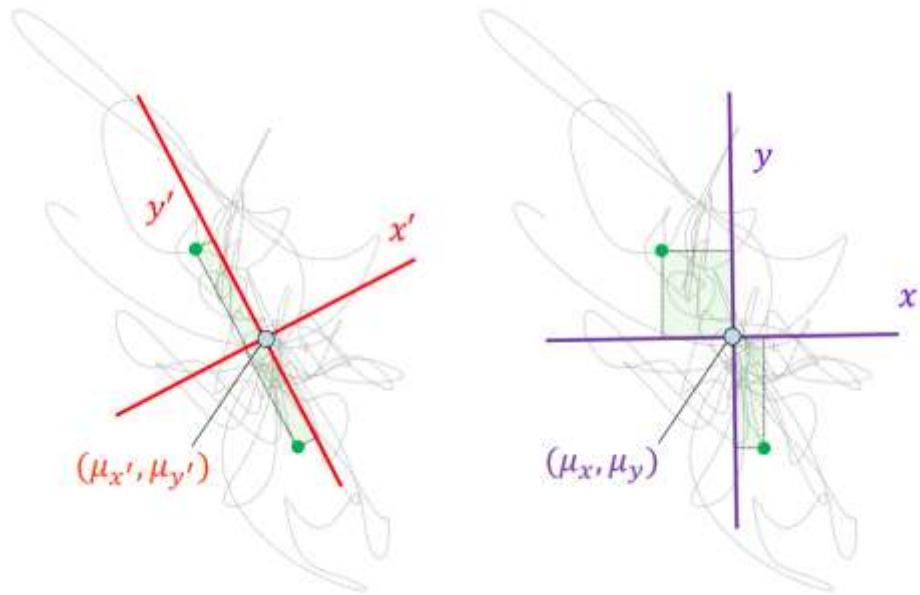
La varianza mi permette di quantificare l'ampiezza di un segnale che ha una variazione casuale.



Il valore della deviazione standard ci permette di impostare correttamente il valore del semiasse dell'ellisse. Per cercare di raggruppare i dati, sceglierai un valore che fosse 1,96 volte il valore della deviazione standard. Devo trovare un sistema di riferimento rispetto al quale calcolare i nuovi valori della deviazione standard. Per fare questo passaggio mi serve comprendere il concetto della covarianza

$$\sigma_{x,y} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y)$$

Questo prodotto corrisponde all'area prodotta dalle singole coordinate di ogni campione rispetto all'origine. La covarianza può essere definita come la somma delle aree dei rettangoli definiti dalle coordinate dei punti nel piano. Esiste un sistema di riferimento per cui la covarianza è nulla, ossia che non esiste alcuna dipendenza di y rispetto ad x.



Il sistema di riferimento in rosso per cui la covarianza è zero definisce l'asse dell'ellisse. Questo è il metodo che viene applicato per trovare gli assi dell'ellisse, ossia la minimizzazione della covarianza. Esiste una matrice di covarianza, dove nella diagonale principale abbiamo le varianze e nella diagonale secondaria le covarianze.

$$\Sigma = \begin{pmatrix} \sigma_x^2 & \sigma_{x,y} \\ \sigma_{y,x} & \sigma_y^2 \end{pmatrix}$$

$$\sigma_{x,y} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y)$$

Bisogna trovare una base vettoriale, cercando una matrice diagonale

$$V = \begin{pmatrix} x_1' & x_2' \\ y_1' & y_2' \end{pmatrix}$$

$$V^{-1}\Sigma V = D = \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sigma_x^2 & 0 \\ 0 & \sigma_y^2 \end{pmatrix}$$

Dobbiamo trovare gli autovalori e gli autovettori del nuovo sistema di riferimento, ma quello che ci serve per determinare l'ellisse sono in realtà solo gli autovalori. Vogliamo vedere se esiste V tale per cui riesco ad ottenere D partendo da Σ , per cui

$$V\Sigma = VD$$

$$v_i = \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \end{pmatrix} \rightarrow \Sigma v_i = \lambda_i v_i \rightarrow (\Sigma - \lambda_i I_d) v_i = 0$$

Faccio in modo che il determinante risulti nullo

$$\det((\Sigma - \lambda_i I_d) v_i) = 0$$

La soluzione in cui $v_i = 0$ non è accettabile, allora devo porre il determinante $\det(\Sigma - \lambda_i I_d) = 0$

$$\det(\Sigma - \lambda_i I_d) = \begin{vmatrix} \sigma_x^2 - \lambda_i & \sigma_{xy} \\ \sigma_{yx} & \sigma_y^2 - \lambda_i \end{vmatrix} = 0 \rightarrow (\sigma_x^2 - \lambda_i)(\sigma_y^2 - \lambda_i) - (\sigma_{xy})^2 = 0$$

$$\lambda_{1,2} = \left[(\sigma_x^2 + \sigma_y^2) \pm \sqrt{(\sigma_x^2 - \sigma_y^2)^2 + 4(\sigma_{xy})^2} \right] \cdot \frac{1}{2}$$

Il significato di questi autovalori è che rappresentano la covarianza dei dati nel nuovo sistema di riferimento; quello che ora è necessario fare è scalare gli assi del sistema di riferimento per prendere il 95% dei dati. L'area dell'ellisse viene definita come

$$Area = \pi ab = \pi \sqrt{\lambda_1 \lambda_2} k^2$$

Dove a e b sono i semiassi dell'ellisse e λ_1, λ_2 sono le deviazioni standard delle coordinate del centro di pressione. Il k è il fattore che mi permette di scalare il semiasse.

$$\begin{pmatrix} \lambda_1 \\ \lambda_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sigma_{x'}^2 \\ \sigma_{y'}^2 \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} \sqrt{\lambda_1} \\ \sqrt{\lambda_2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sigma_{x'} \\ \sigma_{y'} \end{pmatrix}$$

Ponendo $k=1$, avremmo una copertura dei valori pari al 68%, mentre con $k = 1,96$ avremmo una copertura pari al 95%, che è pari alla deviazione standard.

Una volta identificati gli autovalori, possiamo risolvere il sistema per x'_i e y'_i

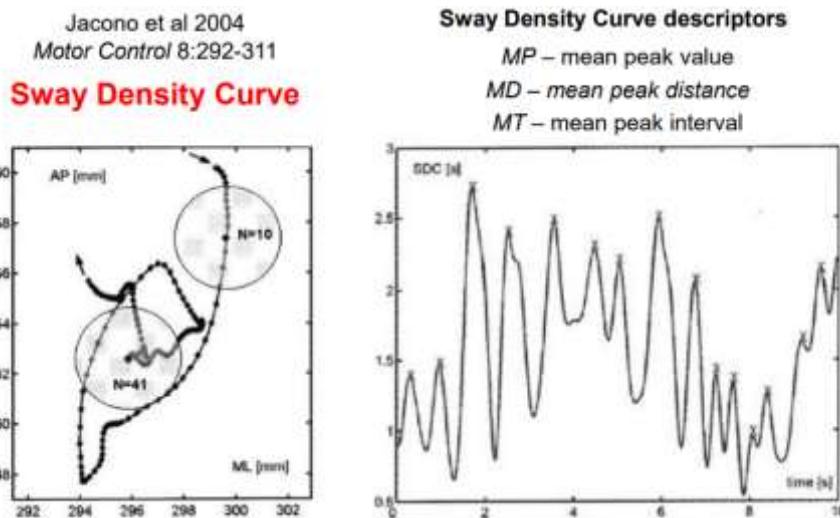
$$(\Sigma - \lambda_i I_d) v_i = 0 \rightarrow \begin{pmatrix} \sigma_x^2 - \lambda_i & \sigma_{xy} \\ \sigma_{xy} & \sigma_y^2 - \lambda_i \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x'_i \\ y'_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

Vediamo che

$$\phi_i = \text{atan} \frac{y'_i}{x'_i} = \text{atan} \frac{\sigma_{xy}}{\lambda_i - \sigma_y^2}$$

Che è la quantità per cui possiamo ruotare il sistema di riferimento, ottenendo una nuova base vettoriale.

Un altro indice che viene utilizzato per descrivere il centro di pressione viene ottenuto attraverso una curva nota come "Sway density curve", dove i punti rappresentano i campioni e per ogni campione viene disegnato un cerchio e si va a contare quanti campioni si trovano all'interno del campione.

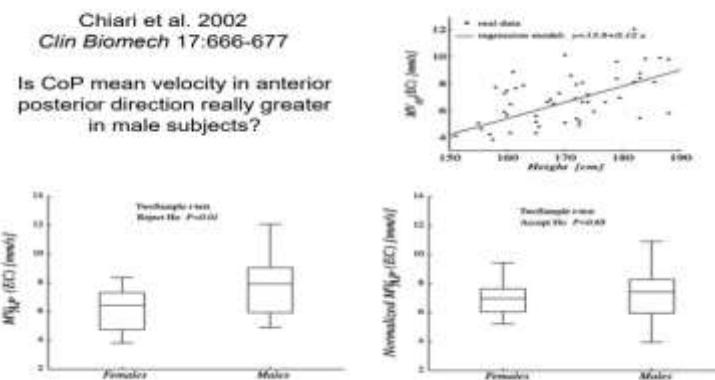


Quello che otteniamo è il tempo speso all'interno di un cerchio per ogni campione; la curva è stata parametrizzata per ottenere tre diversi indici, come il picco medio della curva, oppure il valore medio della distanza tra i picchi, ossia la distanza intercorsa tra un picco e l'altro e poi c'è la distanza nel tempo, ossia l'intervallo intercorso tra un picco e il successivo. Questi tre indici sono stati proposti per parametrizzare la curva. I problemi che affliggono questi indici sono tre: questi indici sono influenzati dalle caratteristiche del soggetto o dalla condizione, possono cambiare nel tempo e in base alla durata del test e sono indici che devono essere interpretati. Ad esempio, se avessimo un gruppo di persone sane ed un gruppo di persone con una certa patologia, utilizziamo un indice sperando che quest'indice possa essere sensibile solo all'effetto della patologia, così da poter attribuire le differenze riscontrate nell'analisi alla presenza della patologia. Se l'indice fosse sensibile solo ai fattori di interesse, allora non

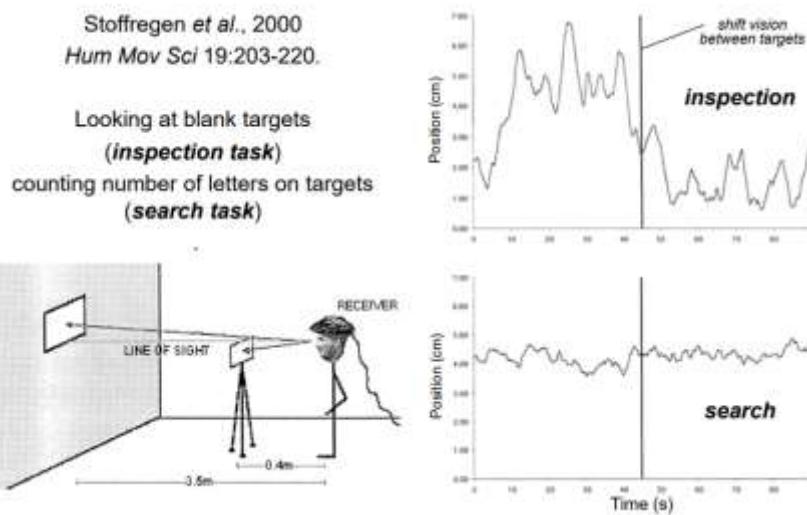
dovrebbe variare con altri fattori; ad esempio, se calcolo l'area questa non dovrebbe essere influenzata dalla durata della prova.

Vediamo in pratica i problemi che affliggono gli indici; in uno studio condotto nel 2002 osserviamo un box plot dove in ordinata abbiamo la velocità media lungo l'asse antero-posteriore (avanti-dietro) ad occhi chiusi e i due box plot rappresentano donne e uomini. I dati non sono stati inizialmente normalizzati, mostrando nel grafico una differenza che potrebbe essere attribuita a differenze fisiologiche tra uomini e donne. In questo studio si dimostra che le differenze non sono dovute affatto a parametri fisiologici; facendo una correlazione tra la velocità media e l'altezza dei soggetti, si osserva che più un soggetto è alto più velocemente il centro di pressione si sposta, per cui è stato dimostrato che la variabile della velocità media del CoP è affetta dall'altezza del soggetto e non dal sesso del soggetto. La differenza che si osservava era dovuta al fatto che, statisticamente, gli uomini sono in media più alti delle donne.

Influence of subjects' characteristics



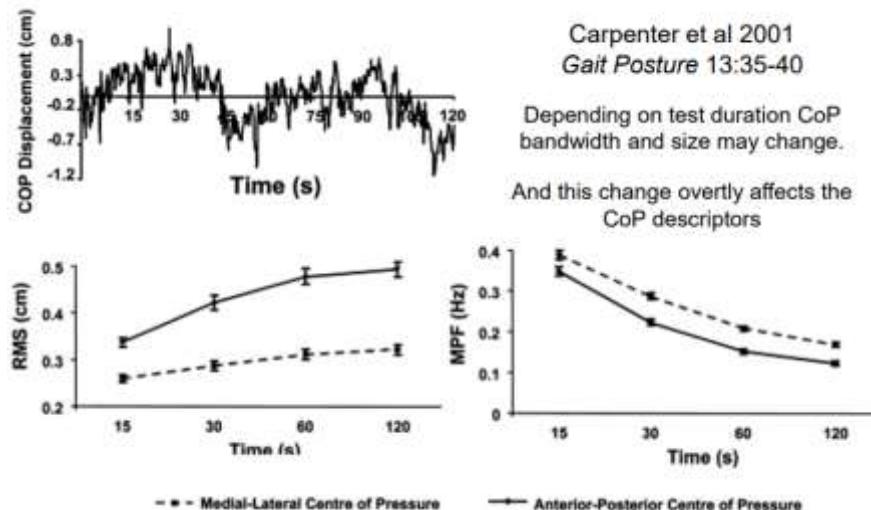
Bisogna stare attenti, quando si affronta uno studio, ad interpretare correttamente i dati sulla base di indici che possono essere confrontati. Un altro aspetto importante è la condizione di prova; in uno studio un soggetto in piedi è posizionato davanti a due cartelli a diverse distanze tra di loro. Erano richiesti due compiti: un compito di ispezione e un compito di ricerca. Il soggetto, nel compito di ispezione, fissava semplicemente i cartelli bianchi, mentre nel compito di ricerca doveva ricercare delle parole presenti in realtà sui cartelli. Nello studio è stato monitorato lo spostamento della testa avanti e indietro.



Abbiamo due tracciati, corrispondenti ai vari compiti, e nel tracciato le onde che vanno in alto corrispondono alla testa che va in avanti e le onde che vanno in basso corrispondono alla testa che va indietro. La linea verticale corrisponde uno stimolo fornito al soggetto per cambiare l'attenzione da un cartello all'altro. Nel compito di ricerca notiamo che la testa è come se non si fosse praticamente mossa, come se il soggetto avesse cercato di rimanere il più

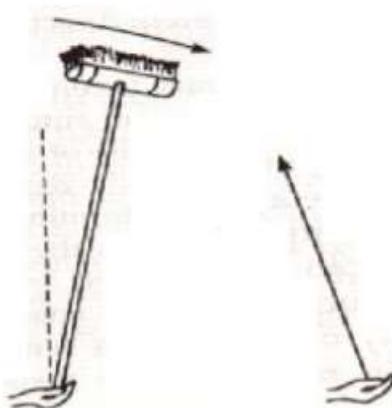
immobile possibile, ma non è stato istruito a farlo. Per poter svolgere il compito di trovare le parole nel cartello, il soggetto controlla la postura e il movimento della testa in modo da concentrarsi su ciò che deve fare. Nel caso in cui non c'era un compito cognitivo, la testa era più libera di oscillare, seguendo l'andamento della postura.

L'altro aspetto riguarda la durata del test e il tempo di prova.



A seconda della durata della prova che andiamo ad applicare, possiamo ottenere risultati diversi. Questo di per sé non rappresenta un grosso problema, ma il problema è che se abbiamo studi diversi con durate di prova diversa i risultati di questi studi non possono essere confrontati.

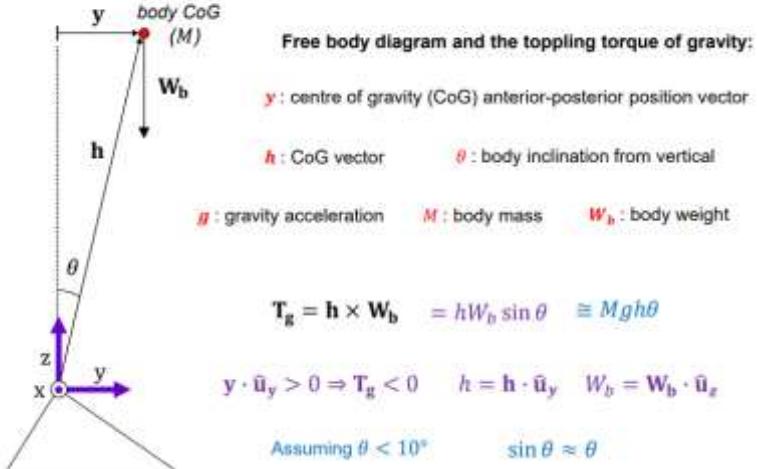
Il CoP si trova sulla superficie di appoggio del soggetto; quindi, non possiamo in termini formali dire che un'oscillazione del CoP è un'oscillazione del corpo.



Questo esempio ci illustra molto bene la differenza tra CoP e centro di massa: il centro di massa si troverà in alto mentre il CoP si trova sulla superficie di appoggio, quindi sul palmo della mano. Esiste una corrispondenza tra centro di gravità (CoG) e centro di pressione (CoP)? Possiamo definire un'area ellittica migliore? Questo è probabilmente il problema più grande che esiste in stabilometria.

È più facile bilanciare una scopa o una matita con il palmo della mano? La questione si risolve pensando al tempo di caduta; una scopa impiega più tempo a cadere; quindi, per noi è più facile intervenire per bilanciare la posizione nello spazio. La situazione della scopa può essere schematizzata con il problema del pendolo inverso.

The body as an inverted pendulum



La coppia, definita dal centro di gravità, è data da

$$T_g = h \times W_b = h W_b \sin \theta$$

La coppia risulterà negativa ogni volta che il centro di massa si trova in avanti rispetto all'articolazione. So che le coppie che agiscono sul corpo sono quelle di gravità e quelle della caviglia. Se il corpo si sposta, la somma delle coppie non è uguale a zero ma uguale al momento di inerzia per l'accelerazione angolare.

$$\sum T = T_g + T_a = I \ddot{\theta}$$

$$I = Mh^2 k_s$$

Dove k_s è un fattore di forma ($k_s \cong 1,33$). Assumendo $T_a = 0 \rightarrow Mgh\theta = Mh^2 k_s \ddot{\theta} \rightarrow g\theta = hk_s \ddot{\theta}$. La soluzione che si cerca è del tipo $\theta(t) = Ae^{pt}$. Svolgendo i conti

$$gAe^{pt} = p^2 hk_s Ae^{pt}$$

$$g = p^2 hk_s$$

$$p_{1,2} = \pm \sqrt{\frac{g}{hk_s}}$$

$$\theta(t) = A_1 e^{\sqrt{\frac{g}{hk_s}}t} + A_2 e^{-\sqrt{\frac{g}{hk_s}}t}$$

Con l'avanzare del tempo, l'angolo θ aumenta e quello che dobbiamo considerare è il primo termine dell'equazione. L'aumento di θ significa che il sistema è intrinsecamente instabile. Abbiamo la costante di tempo del nostro sistema

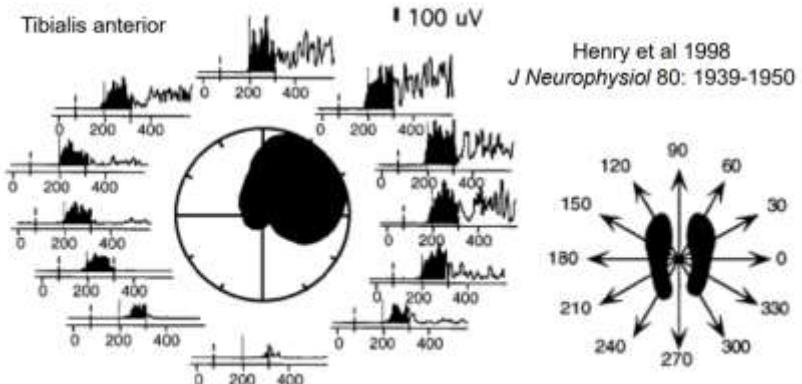
$$\tau = \sqrt{\frac{hk_s}{g}}$$

Se il tempo che impiega la matita a cadere è molto piccolo, significa che per mantenere la stabilità del corpo i movimenti della mano devono essere molto veloci ma il nostro sistema deve anche essere in grado di sistemare la mano dove serve.

Reflexes and the control of posture

Sir Charles Sherrington (nobel prize in 1932)

Reflexes resulting from sensory integration

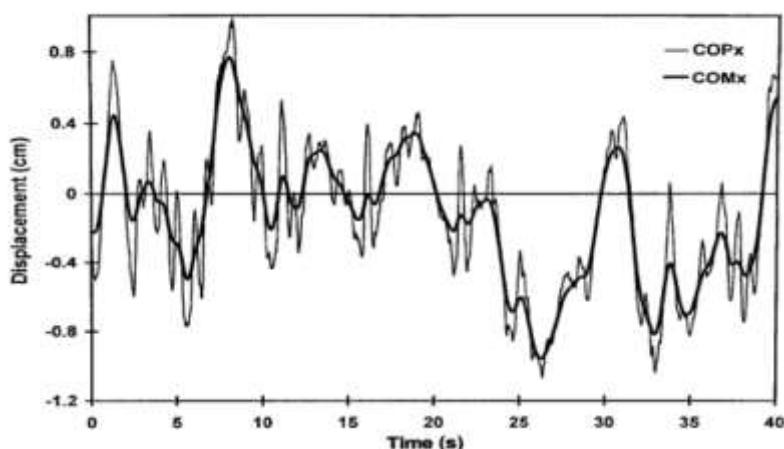


Quando si studia il riflesso durante la postura si adotta un paradigma nel quale ci sia una perturbazione; applicando perturbazioni nelle varie direzioni nel piano, per lo stesso soggetto l'esperimento è stato applicato molte volte ottenendo la risposta nelle varie direzioni di perturbazione della pedana. Quello che osserviamo è esattamente il profilo di risposta del segnale EMG del tibiale anteriore per le varie direzioni di spostamento della pedana. Il tibiale anteriore è il muscolo che permette il movimento di dorso e flessione del piede.



Ogni segnale EMG presenta nell'asse delle x il tempo e è presente un tratteggio spesso che indica il momento in cui la pedana ha iniziato a muoversi: possiamo osservare che, per un certo periodo, non vi è risposta dal tibiale anteriore ma poco dopo c'è una risposta. L'area nera rappresenta le regioni in cui la risposta del tibiale anteriore è stata espressiva. Traslare la pedana nella direzione dell'area nera significherebbe che il soggetto tenderà a spostarsi nel senso opposto. Durante la postura eretta, questi riflessi hanno un ruolo rilevante? Questa domanda non riguarda la perturbazione, ma questa è una domanda a cui si cerca ancora di rispondere anche se la letteratura si sta dirigendo verso l'idea che non si ha bisogno dei riflessi. In uno studio antecedente, si è condotta l'analisi del CoG e del CoP confrontando i due profili. Si è notata la relazione in fase tra CoG e CoP, ossia che il CoP si muove in fase rispetto al CoG. Nell'esempio della scopa questo significherebbe che se la scopa si muovesse in avanti, la mano deve muoversi in avanti; quindi, il CoP deve avere lo stesso verso del CoG e la mano compie un percorso maggiore rispetto al CoG.

CoP and CoG phase lock: Winter et al 1998 J Neurophysiol 80: 1211-1221



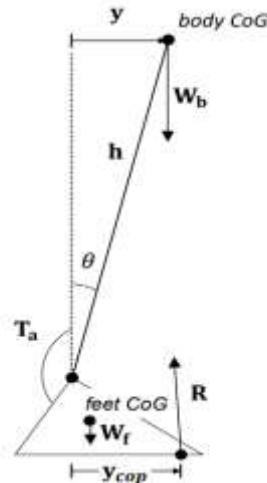
Noi abbiamo visto che la risposta allo stimolo avviene con un certo ritardo, la cui risposta è una risposta elettromiografica e a questo ritardo si deve aggiungere l'attivazione del muscolo e tutte le procedure annesse, per avere poi la risposta elettromeccanica. Si parla di controllo a rigidezza, dove la rigidezza è intesa come un cambio di coppia proporzionale ad uno spostamento angolare che ne determina appunto il controllo.

$$\sum T = I\ddot{\theta} = Mgh\theta + T_a$$

Prima avevamo inteso $T_a = 0$, mentre in questo caso $T_a \neq 0$ quindi questo parametro deve avere una sua espressione che permette di assicurare che questo sistema possa essere instabile. Winter aveva proposto

$$T_a = -K\theta \rightarrow I\ddot{\theta} = -(K - Mgh)\theta = -K_e\theta$$

Dove K_e rappresenta la rigidezza effettiva, mentre Mgh rappresenta la rigidezza della massa, la quale cambia a seconda della posizione del corpo e della sua massa. Questo modello ha delle predizioni, essendo Winter stesso a dimostrare che ci fosse una relazione di fase tra CoG e CoP, quantificando e modellizzando il corpo con dei segmenti.



Considerando il segmento del piede, abbiamo la coppia T_a , la coppia dovuta alla forza del piede stesso e la coppia dovuta alla forza vincolare.

$$T_a = -\left(T_R + T_{w_f}\right) \cong -Mgy_{cop}$$

$$-K\theta = -K \cdot \frac{y}{h}$$

$$Mgy_{cop} = K \cdot \frac{y}{h}$$

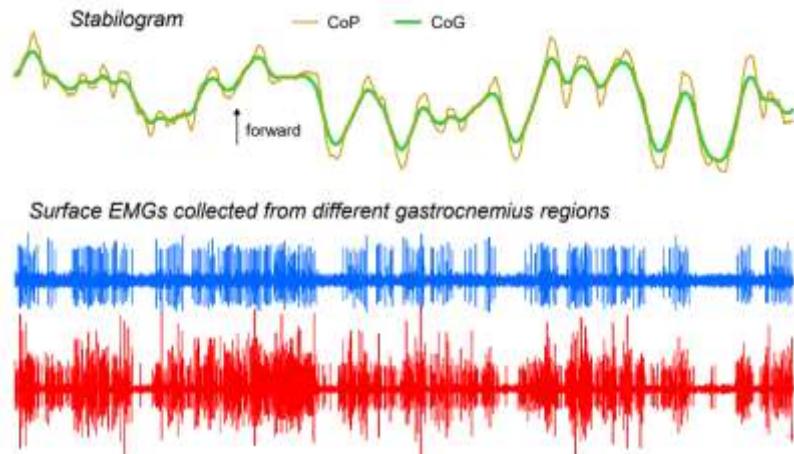
$$\theta(t) = A_1 e^{\sqrt{\frac{-K_e}{I}}t} + A_2 e^{-\sqrt{\frac{-K_e}{I}}t}$$

Per essere sicuri che il sistema non sia instabile, il coefficiente K_e non può essere positivo, perché altrimenti il θ aumenterebbe nel tempo e l'oggetto tende a cadere. La rigidezza della caviglia deve essere maggiore della rigidezza del carico. Questa teoria non descrive le oscillazioni posturali, perché ha un piccolo problema; bisogna garantire che ci sia una correlazione di fase tra CoG e CoP ed è quello che fa questo modello, ma bisogna anche garantire la stabilità. Perché questo sia vero abbiamo visto che $K_e > Mgh$.

$$I\ddot{\theta} = Mgh\theta + T_a \rightarrow T_a \cong -Mgy_{cop}, \theta \cong \frac{y}{h}$$

$$\ddot{y} \cdot \frac{I}{Mg} = y - y_{cop}$$

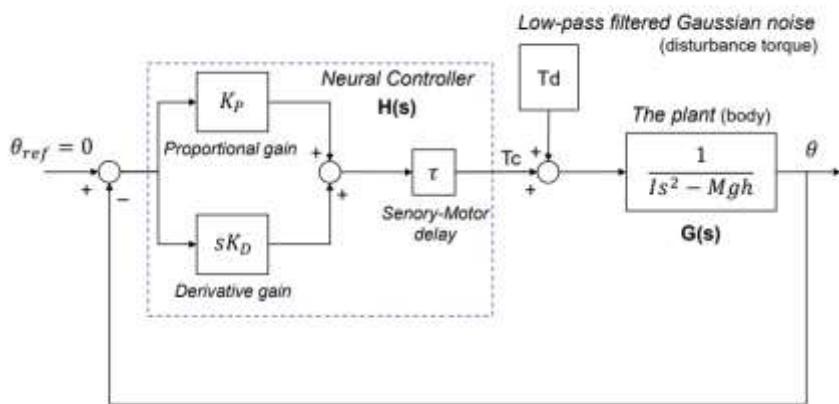
Dove y e \dot{y} sono fuori fase di 180 gradi. So che necessariamente queste due quantità devono essere in opposizione di fase. L'unico modo per assicurare che siano in opposizione di fase, y_{cop} deve essere in fase a y ma anche maggiore di y . In che modo questi ritardi, inerenti all'attivazione muscolare e alla manifestazione di forza, possono essere compensati? Questo ritardo è sempre presente.



L'attivazione muscolare modula la coppia alla caviglia ma questo rapporto presenta un ritardo; in qualche modo, il sistema nervoso deve anticipare le correzioni necessarie. Nel momento in cui il sistema nervoso è ben informato sulla posizione del corpo nello spazio, questo è in grado di predire i movimenti e stabilire la loro posizione futura, in modo che questa correzione possa avvenire. Il sistema nervoso anticipa queste oscillazioni e permette che il CoG sia sempre in fase con il CoP. La maniera con la quale il sistema nervoso riesce a prevenire e a predire queste oscillazioni è oggetto di molte discussioni perché ci sono meccanismi diversi proposti per spiegare questo fenomeno.

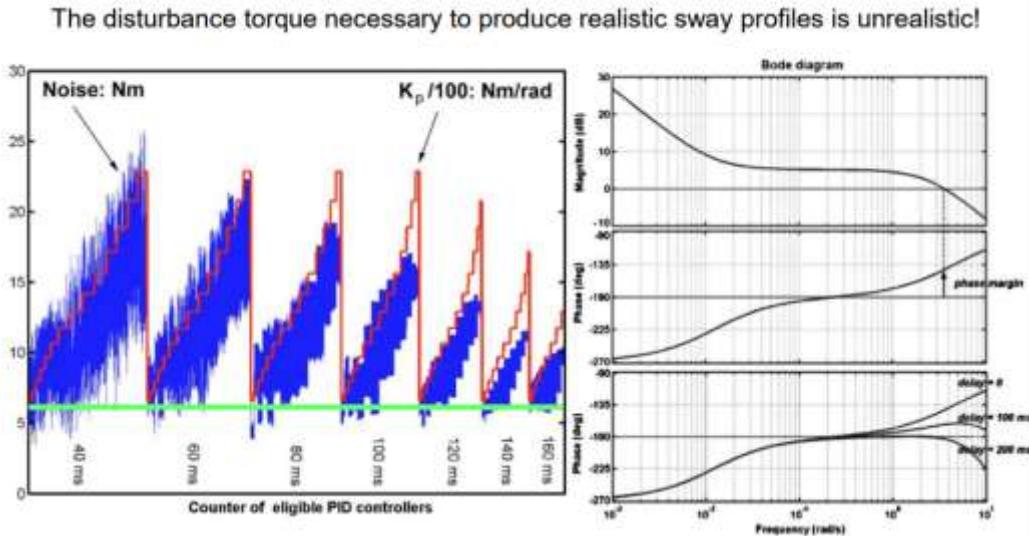
Il primo meccanismo è un meccanismo di tipo lineare, dove abbiamo una pianta, che identificherebbe il corpo tramite una funzione di trasferimento scritta nel dominio di Laplace. Quello che dobbiamo fare è definire come T_c debba essere controllata per definire un sistema stabile. Rendere stabile questo sistema vorrebbe dire non avere nessun polo nel semipiano positivo, ovvero non avere nessun esponenziale positivo perché renderebbe il sistema instabile.

Masani et al 2003 (*J Neurophysiol*), 2006 (*Gait and Posture*), 2008 (*J Neurophysiol*)



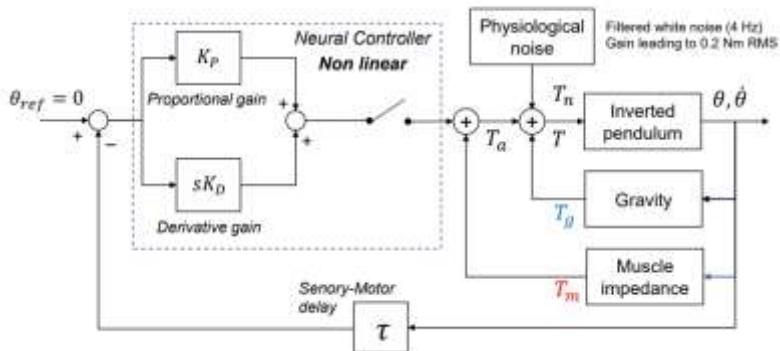
Una possibilità potrebbe essere quella di modellare la coppia di controllo alla caviglia in modo proporzionale a θ stesso o alla sua derivata; quindi, questo sistema è un sistema di controllo proporzionale derivativo. Questo modello è compatibile con la relazione tra CoG e CoP, ma è compatibile con instabilità. Questo tipo di controllo è asintotico, ovvero il valore di θ converge verso un valore di riferimento che in questo caso è zero. Quando ci manteniamo in piedi non riusciamo mai a stare fermi, il che non è compatibile con il modello proposto quindi ho bisogno di un nuovo modello per stabilire il comportamento di θ . L'unico modo per rappresentare questa caratteristica è tramite

l'aggiunta di rumore, il quale garantisce che θ possa mostrare un andamento simile di quello che si osserva in pratica. In un sistema più complesso, sempre proposto dallo stesso studioso, sono aggiunti dei componenti in più: un componente aggiunge un contributo della coppia generata alla caviglia dovuto agli effetti meccanici, quindi dovuto da effetti passivi, mentre si ha un blocco, rappresentato da una funzione di trasferimento, che rappresenta l'attivazione muscolare. Questo è un modello molto più accettato e ad oggi ci sono persone che si affidano a questo modello per interpretare gli indici stabilometrici. Questo modello dice che tutte le oscillazioni che osserviamo sono derivate da rumore e l'unico modo che questo modello ha per produrre oscillazioni su θ è quello di aggiungere rumore, altrimenti a regime θ convergerebbe verso un valore.



Questo studio, condotto da un gruppo italiano, ha cercato di valutare bene un sistema di controllo PD come quello visto prima, concludendo che questo sistema non può spiegare il mantenimento della postura eretta. La prima osservazione riguarda il tracciato blu, ossia il rumore necessario affinché il θ teorico possa oscillare come nella realtà, mentre il tracciato rosso rappresenta K_p e la prima cosa che possiamo osservare è che, aumentando la rigidità alla caviglia (K_p grande), tanto più rumore è necessario per rappresentare le oscillazioni necessarie. Un altro punto che si può osservare è che il valore massimo di K_p diminuisce più il ritardo aumenta. Aggiungendo ritardo al modello, il margine di fase diventa sempre più piccolo. Il punto più importante è che per tutte le condizioni verificate si può notare un rumore di base necessario per riprodurre l'oscillazione di θ . Per questo sistema di controllo, i valori di θ che rappresentano la realtà possono essere ottenuti soltanto se il rumore che noi applichiamo al sistema è superiore a 5 Nm. Il rumore che esiste è il rumore legato al battito del cuore, al polmone che si gonfia e si sgonfia e eventualmente al rumore legato all'attivazione muscolare.

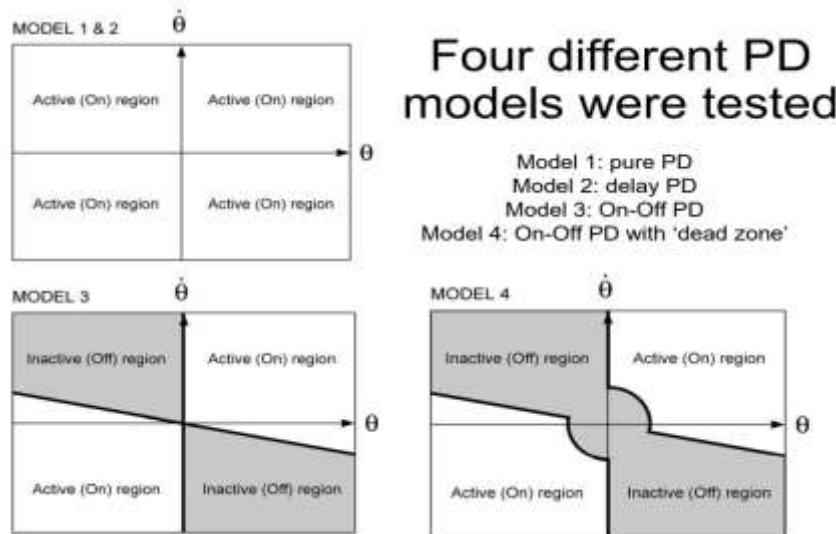
When switching on-off the neural controller?
Is it more robust than linear PD control?



È stato in seguito proposto un modello non lineare. Sono presenti gli stessi componenti dello schema precedente con una differenza: la differenza è che l'attivazione muscolare non presenta un contributo sempre attivo, ma il sistema nervoso può accendere e spegnere il muscolo per creare un profilo di coppia che stabilizzi il sistema. La non

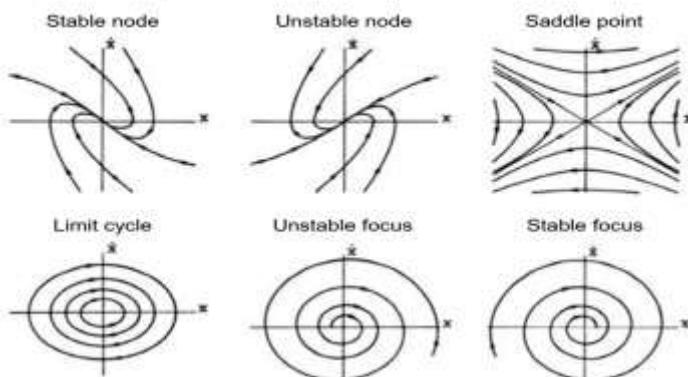
linearità è presentata dall'interruttore per attivare o spegnere il contributo attivo. Il livello di rumore è circa $0,2 \text{ Nm}$, decisamente inferiore a quello che abbiamo osservato prima. Questo modello riesce a produrre oscillazioni realistiche, ma questo sistema è più robusto del modello precedente? Accendendo e spegnendo i muscoli, significa che sono in grado anche di farlo rilassare.

Per valutare i due diversi modelli hanno confrontato il modello lineare con il modello non lineare. Attraverso un piano di fase, dove nell'ascissa sono presenti i valori di θ e nell'ordinata è presente la velocità $\dot{\theta}$, nei modelli 1 e 2 il sistema di controllo si trova sempre attivo, con la differenza che nel modello 2 è presente un ritardo. Il modello 3, che è il modello non lineare, presenta delle differenze dovute all'attivazione o meno dell'interruttore. Un quarto modello che hanno valutato presenta nell'origine del piano di fase una zona che hanno definito "zona morta", per tenere in conto che la sensibilità dei recettori cutanei è limitata.

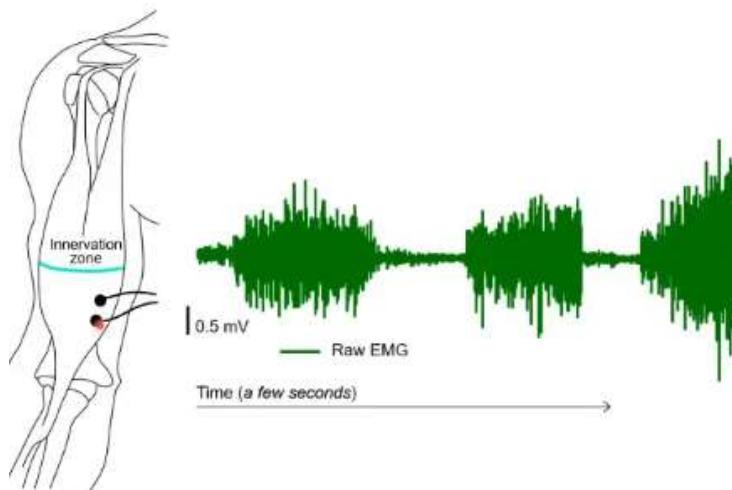


Hanno definito queste caratteristiche considerando il piano di fase, il quale è un metodo utile per interpretare correttamente i sistemi non lineari e ci consente di costruire dei grafici che sono soluzioni a sistemi non lineari, cercando di studiare il sistema in certi punti. Il piano fase mi descrive esattamente qual è l'andamento del sistema nel tempo, a seconda di dove io mi trovi in questo spazio.

Phase plane and phase portraits



Consideriamo il prelievo bipolare, dove abbiamo una coppia di elettrodi posizionati in prossimità della zona di innervazione.



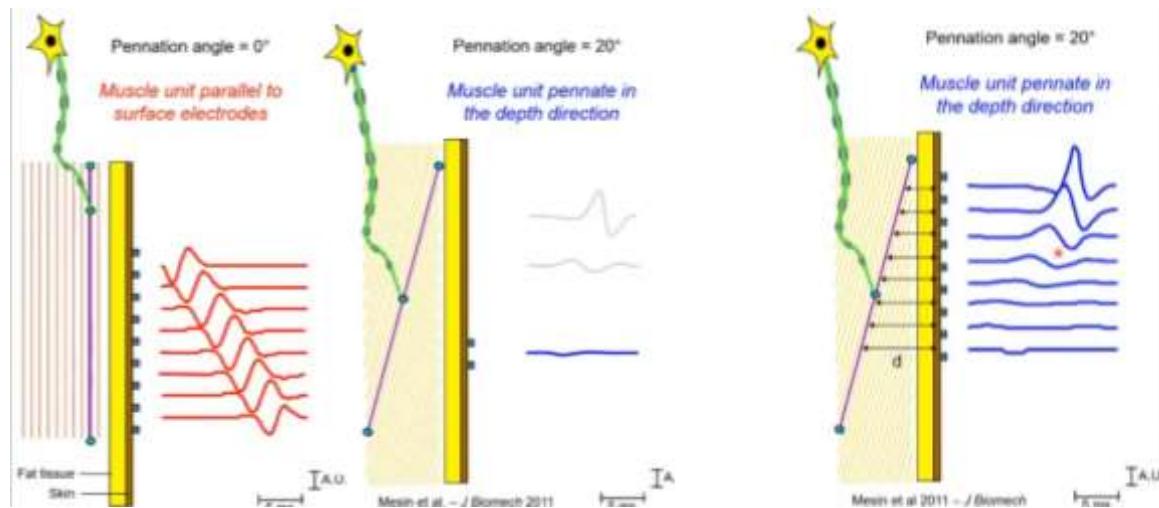
Da questi due elettrodi otteniamo un segnale abbastanza interferente, in quanto interferente viene inteso come l'attività di un grande numero di attività motorie che sparano in istanti di tempo del tutto casuale. Da questo segnale le informazioni che vengono ricavate sono sostanzialmente di due tipi: una riguardante il tempo di attivazione, ossia gli istanti in cui il muscolo è attivo o non lo è, e una riguardante l'intensità dell'eccitazione muscolare, per cui viene considerata l'energia del segnale tramite parametri statistici o l'inviluppo del segnale EMG.

Quando utilizziamo queste informazioni? Sfruttare questo segnale per dire che il muscolo è attivo o non è attivo, che mostra una certa intensità all'attivazione o meno, presuppone che ci siano delle supposizioni da cui partiamo, che spesso vengono date per scontate. Durante il periodo di ON, ci si può chiedere se quest'attività provenga solo dal muscolo di interesse oppure se è presente del crosstalk, come la presenza dell'attività del muscolo cardiaco o di un muscolo vicino. Il crosstalk può portarmi ad una sovrastima dell'attività del mio muscolo.

Ci si potrebbe chiedere se il muscolo, durante il periodo di OFF, sia veramente silente. Se così non fosse, al contrario del crosstalk, avremmo dell'attività che non viene rilevata, anzi il muscolo viene addirittura considerato silente. Ad oggi, questo problema sta guadagnando sempre più importanza, perché è un problema da non trascurare.

Un segnale rappresentativo sarebbe un segnale che non presenta un errore di tipo II, il quale errore dice che il muscolo risulta non attivo quando invece lo è. Il fattore più importante è legato all'architettura muscolare.

Consideriamo questo esempio, in cui abbiamo un'unità motoria, connesso ad una fibra muscolare e poi sono rappresentati vari strati di tessuto, tra cui grasso e cute. Nel momento in cui l'unità motoria spara, un potenziale d'azione propagherebbe lungo la fibra verso entrambi i tendini; propagando questo potenziale, ogni coppia di elettrodi preleverebbe questo potenziale ma con tempi diversi, per cui vediamo lo stesso potenziale con tempi diversi sulla stessa fibra, ma qualora ci fosse un disallineamento dovremmo essere in grado di seguire lo stesso potenziale e possiamo vedere che il ritardo tra un potenziale e quello successivo è anche fisso. Possiamo dire che questi elettrodi sono molto paralleli alle fibre perché ci consentono di ottenere la stessa forma d'onda. Pensando allo scopo di ottenere informazioni sull'intensità e sul tempo di oscillazione, a questo punto posso utilizzare un solo canale. Questa considerazione crolla nel momento in cui sceglio un muscolo che presenta una geometria diversa, come un muscolo pennato; quando le fibre non sono parallele alla cute, ma sono disposte in obliquo rispetto ad essa, quando il motoneurone viene attivato il potenziale d'azione propaga lungo la fibra, dove c'è un ramo che va verso la cute e un ramo va in profondità. Quando schiero gli elettrodi non osservo lo stesso potenziale, ma osservo dei potenziali con forme diverse e più vado in fondo rispetto la zona di innervazione più la situazione diventa critica.

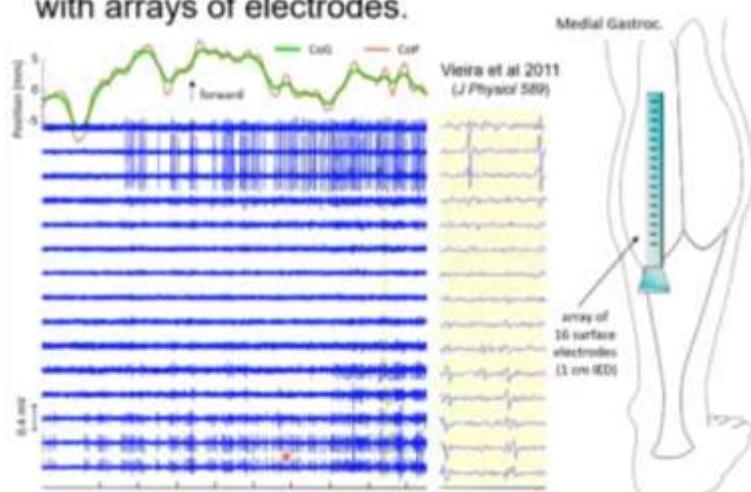


La ragione per la quale questa forma d'onda diminuisce è la distanza; la distanza da considerare sarebbe la distanza perpendicolare agli elettrodi, che però in ogni caso aumenta considerando l'elettrodo che si trova più vicino alla superficie della fibra muscolare e l'elettrodo che si trova più lontano; perciò, il potenziale di superficie diminuisce con la distanza fra la sorgente e l'elettrodo.

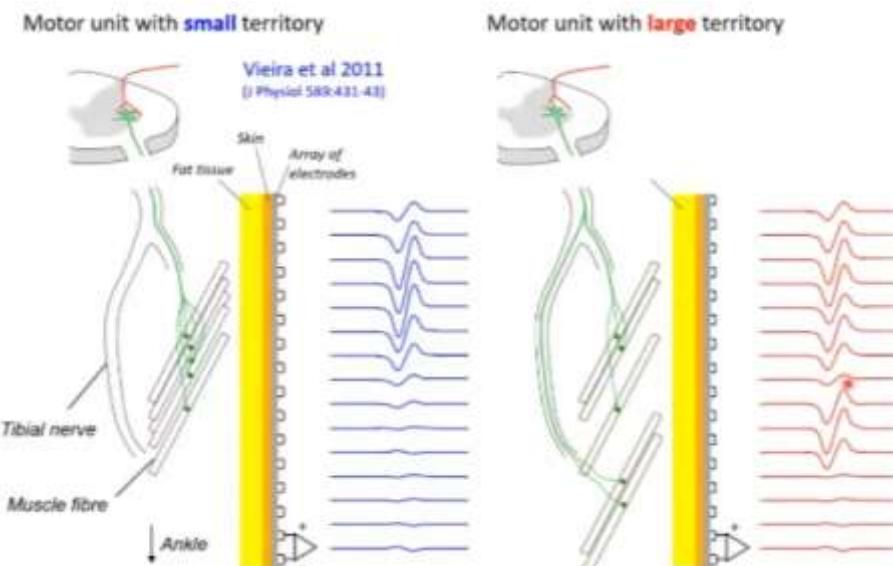
Grazie a strumenti di imaging, possiamo quantificare l'angolo che viene chiamato angolo di pennazione. Se considerassimo la singola fibra di un muscolo pennato e la singola fibra di un muscolo fusiforme, nel caso fusiforme la forza prodotta viene trasmessa così com'è al tendine, quindi vi è una dispersione inferiore rispetto alla fibra di un muscolo pennato e ci verrebbe da dire che la configurazione fusiforme è ottimale rispetto alla configurazione striata per la propagazione della forza nel muscolo. Considerando tutto il muscolo, supponendo che il volume muscolare sia lo stesso, quale dei due tipi di muscolo sarebbe in grado di produrre forza maggiore? La geometria pennata consente di produrre una forza maggiore perché, a parità di volume, la quantità di fibre che il muscolo riesce a immagazzinare sono molto maggiori. Se da una parte questa geometria, considerando la singola fibra, ci fa perdere gran parte della forza, d'altro canto nello stesso volume possono essere contenuto un quantitativo di fibre maggiore, per cui la forza dispersa diventa irrilevante. Tutti i muscoli del nostro corpo che producono forze maggiori sono appunto i muscoli degli arti inferiori che sono per la maggioranza muscoli pennati.

Si è dimostrato sperimentalmente che questa osservazione fosse valida, infatti ponendo una schiera parallellamente al gastrocnemio, si è osservato che ci sono spari in zone diverse e facendo uno zoom in tutti i tracciati possiamo osservare che ci sono spari lungo alcuni canali ma non in altri; quindi, questi potenziali non li troviamo andando più in fondo.

Testing for the effect of EMG-audio feedback with arrays of electrodes.



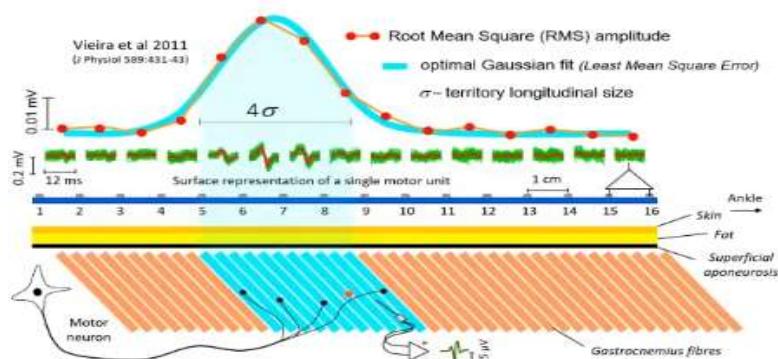
Osserviamo cose diverse in zone diverse del muscolo. Sul gastrocnemio possiamo osservare dei potenziali localizzati in porzioni discrete del muscolo. Questo ha un'implicazione fisiologica; quello che abbiamo visto è un segnale sperimentale di una singola unità motoria, non di una singola fibra. Se il potenziale fosse stato localizzato implicherebbe che le fibre di una singola unità motoria siano raggruppate localmente nel muscolo, portando a vedere dei segnali che sono localizzati rispetto alla schiera. Considerando che per la singola fibra il potenziale che riusciamo a misurare è localizzato dove gli elettrodi si trovano il più vicino possibile alla fibra, non è detto che il potenziale sia localizzato per una singola unità motoria; abbiamo visto che le fibre sono localizzate per una singola unità motoria quindi le fibre delle singole unità motorie anche sono raggruppate perché, se così non fosse, il potenziale della singola unità motoria dovrebbe trovarsi lungo tutto il muscolo.



Possiamo vedere che lo spread di questa distribuzione ci indica lo spread della distribuzione delle fibre nel volume muscolare. La distribuzione spaziale del segnale EMG mi dà la possibilità di quantificare il territorio della singola unità motoria, perché ho una relazione tra ampiezza, spazio e densità di fibre nel volume muscolare. Un problema molto sentito per lo stroke, ossia la morte di alcune unità motorie, le fibre muscolari rimangono orfane di innervazione e nel tempo vengono innervate da motoneuroni superstiti. Questo significa che, in questa situazione, quello che succede è che c'è un aumento della densità di fibre per ogni singola unità motoria. Questa variabile è di interesse clinico, ci sono molti metodi che aiutano a valutare la densità delle fibre con un prelievo di tipo invasivo, dove si inserisce un ago molto selettivo e si quantificano quanti potenziali vengono rilevati. Si può fare una mappatura delle diverse fibre che sono state scansionate con questo metodo.

Possiamo quantificare la distribuzione d'ampiezza del segnale EMG, dove possono essere visualizzate le fibre che sono state reclutate.

Quantifying the longitudinal size of the territory of single, gastrocnemius motor units

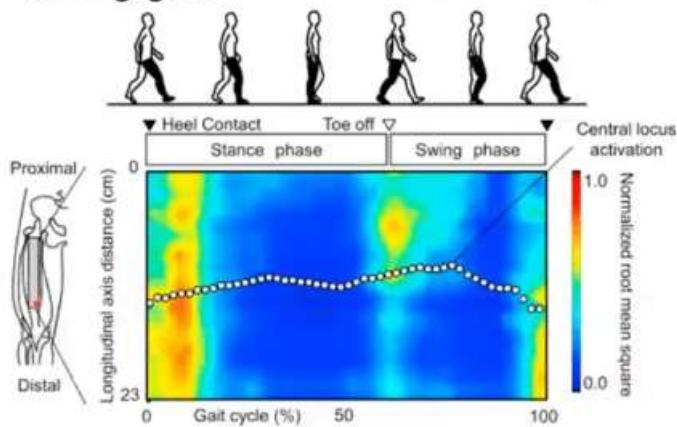


Un altro esempio di implicazione clinica può essere quello di quantificare la diffusione della tossina, la quale è una sostanza che va ad agire sull'end-plate o sulla giunzione neuromuscolare, inibendo la liberazione dell'acetilcolina. La tossina butolinica inibisce la contrazione muscolare. Se fossimo in grado di conoscere la diffusione della tossina in vivo, potrebbe permettere al clinico di impostare il dosaggio per ogni singolo paziente.

Un'altra implicazione clinica interessante è quella che riguarda il retto femorale, dove è stata studiata la sua funzione durante il cammino.

Regionalised, rectus femoris function during gait

Watanabe et al 2014 (*J Biomech* 47:3502-8)

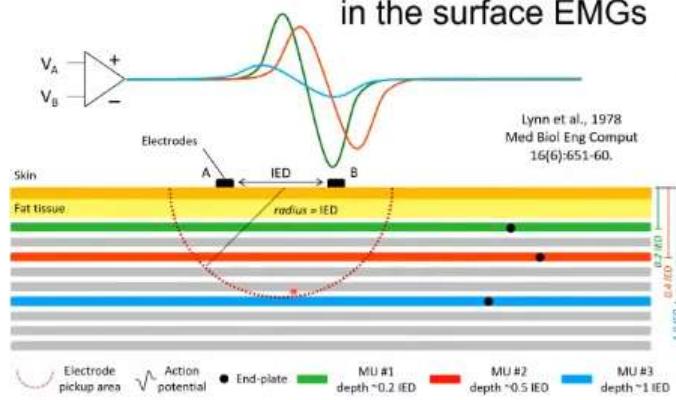


Il retto femorale ha la particolarità di interessare sia l'articolazione dell'anca che del ginocchio, poiché è un muscolo che produce una tensione che ha il compito di flettere l'anca e di stendere il ginocchio. Si può osservare il ciclo del cammino e si può osservare la distribuzione del segnale nello spazio e nel tempo. Quello che è stato osservato è che il retto femorale, essendo un muscolo bipennato, in un certo istante del ciclo del passo è che l'attività si estende su tutto il muscolo, mentre nell'istante in cui la gamba destra si trova il più indietro possibile (anca distesa) comincia la fase di swing, ossia il momento in cui si flette la gamba intorno all'anca, e per tutti i soggetti l'attività è concentrata soprattutto nella regione prossimale del muscolo. Sull'estensione del ginocchio l'attività si dispone in regione distale. Si parla dello stesso muscolo che può avere diverse funzioni, in particolare ha due funzioni perché è un muscolo biarticolare, ma la cosa interessante è che lo stesso muscolo è costituito da unità motorie che svolgono funzioni diverse.

Il prelievo che otteniamo è rappresentativo di una porzione del muscolo ma non di tutto il muscolo; quindi, finché la differenza di dati che otteniamo è limitata alla porzione di muscolo esaminata va bene, ma quando vogliamo generalizzare a tutto il muscolo questo non va più bene. Lo stesso discorso vale per il tempo di stimolazione; la stima dell'attivazione viene fatta identificando per una stessa finestra l'RMS e si osserva se questo supera una certa soglia o meno. Per uno stesso muscolo un prelievo fatto prossimalmente, nella stessa finestra temporale, ci avrebbe detto che il muscolo non è attivo mentre un prelievo distale ci avrebbe dimostrato il contrario.

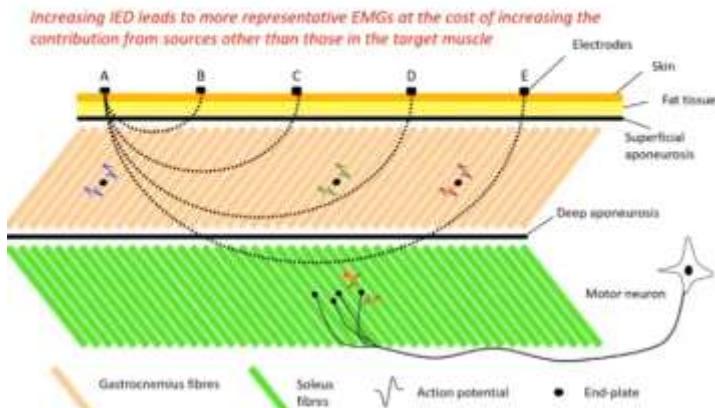
Sfruttando il concetto di volume di prelievo, ossia la regione in cui la coppia di elettrodi riesce a percepire il passaggio del potenziale d'azione, qualora il potenziale si trovasse ad una distanza maggiore la sua ampiezza detettata sarebbe molto ridotta.

Inter-electrode distance (IED) crucially affects the representation of potentials in the surface EMGs



Immaginando il gastrocnemio come esempio, considerando due elettrodi che descrivono un volume di prelievo, sappiamo che questo sarà sensibile solo alle fibre che rientrano nel volume di prelievo, mentre ciò che accade altrove non viene percepito. Aumentando la distanza tra gli elettrodi il prelievo diventa sempre più grande, finché arriviamo a prelevare tutto il muscolo. Il problema è che non possiamo aumentare in maniera definita la distanza tra gli elettrodi perché possiamo iniziare ad avere il problema del crosstalk.

IED effect is even more crucial for surface EMGs collected from pennate muscles



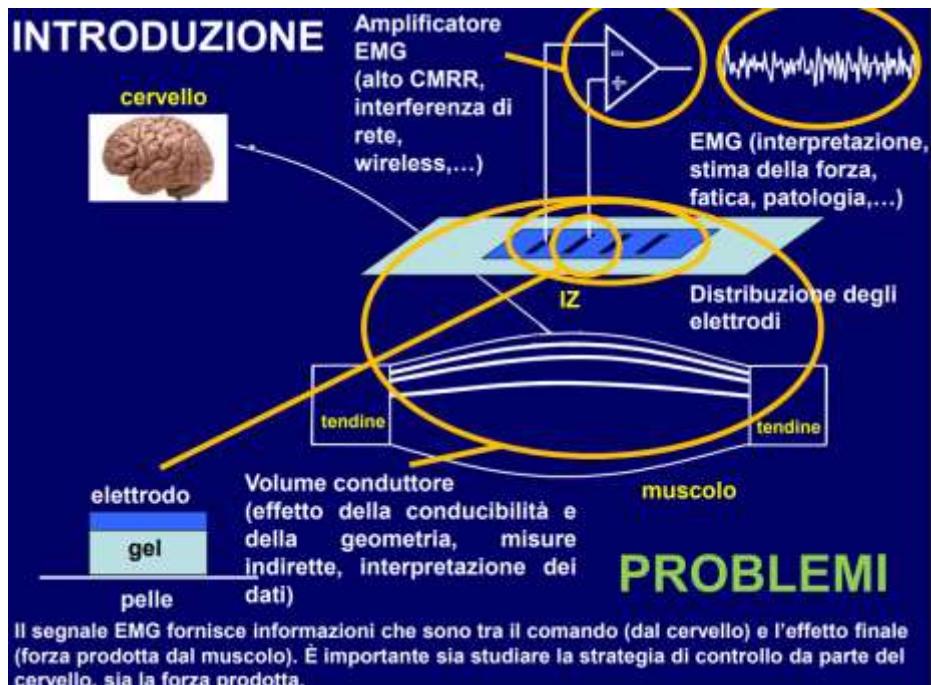
Ci potrebbe essere una distanza opportuna in cui noi riusciamo ad avere un prelievo selettivo con un minimo di crosstalk; questa domanda è stata affrontata in maniera sistematica tramite uno studio in cui sono stati applicati ultrasuoni per elettromiografia di superficie con elettromiografia intramuscolare.

Tecniche di prelievo e simulazione del segnale EMG di superficie

Il segnale EMG fornisce delle informazioni che sono a metà strada tra il controllo dell'attività muscolare e la forza sviluppata dal muscolo; può essere utile studiare proprietà mioelettriche ma anche cercare di indagare

la modalità di controllo muscolare da parte del cervello oppure stimare la forza esercitata dal punto di vista di una protesi.

Il comando arriva dal cervello: l'assone di un neurone motore è connesso alle fibre muscolari di un'unità motoria e propaga lungo di esse dalla zona di innervazione fino ai due tendini; la generazione di questo potenziale può essere prelevato tramite analisi superficiale tramite l'applicazione di elettrodi di superficie.

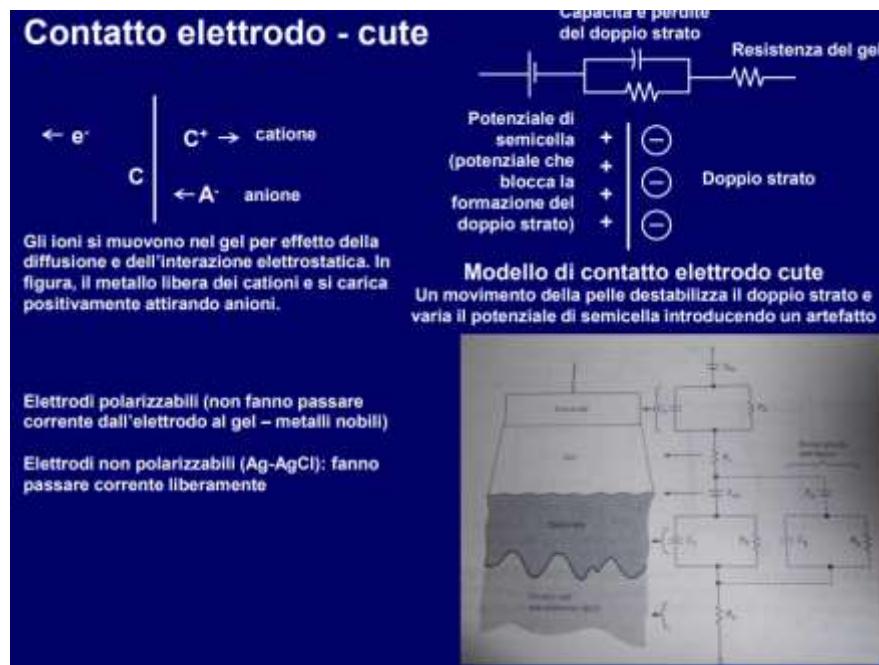


Uno dei problemi è il contatto elettrodo-cute: a livello di elettrodo c'è una conduzione dovuta al flusso di elettroni, poi c'è un gel che fa da interfaccia attraverso la cute, e in ultimo la cute che possiede delle soluzioni ioniche le quali conducono un flusso di corrente. Il gel fa da interfaccia, ovvero deve avere delle caratteristiche simili a quelle della pelle (ioni che si muovono in un liquido) ma deve avere anche delle caratteristiche simili a quelle dell'elettrodo (portatori di carica simili al metallo utilizzato per la metallizzazione). L'impedenza di contatto deve essere bassa e deve essere stabile. Una volta che si riesce a sviluppare un elettrodo si deve decidere come posizionarli sulla cute per riuscire a prelevare il segnale di interesse che sia abbastanza buono: capire come posizionare gli elettrodi è un altro compito importante. Un altro tema importante è lo sviluppo dell'amplificatore: l'amplificatore deve riuscire ad amplificare un segnale a larga banda, molto piccolo, corrotto da rumore, soprattutto rumore di modo comune (alto CMRR in modo da essere anche abbastanza immune da interferenze di rete). Altro aspetto importante è lo studio del volume conduttore: capire qual è la causa e l'effetto, dove la causa è la sorgente di una fibra muscolare e l'effetto è il segnale proveniente da una fibra muscolare. Andare a studiare il muscolo tramite un'acquisizione EMG richiede di risolvere un problema inverso; faccio una misura esterna, non invasiva, cercando di capire chi ha generato cosa. Una volta ottenuto il segnale EMG c'è tutto il problema dell'interpretazione dei dati ottenuti.

Esempi di parametri fisiologici da misurare

Tecnica o parametro di misura	Intervallo	Frequenza, Hz	Metodo di misura
Elettrocardiografia	0.5 - 4 mV	0.01 - 250	Elettrodi di superficie
Elettroencefalografia	5 - 300 μ V	0.5 - 150	Elettrodi di superficie
Elettromiografia	0.1 - 5 mV 50 - 3000 μ V	0 - 10000 0.1 - 300	Elettrodi ad ago Elettrodi di superficie
Elettroretinografia	0 - 900 μ V	0 - 50	Elettrodi di contatto
Frequenza di respiro	2 - 50 respiri/min	0.1 - 10	Strain gage sul petto, impedenza o termistore nasale
Temperatura	32 - 40 °C	0 - 0.1	Termistori, termometri, termocouple

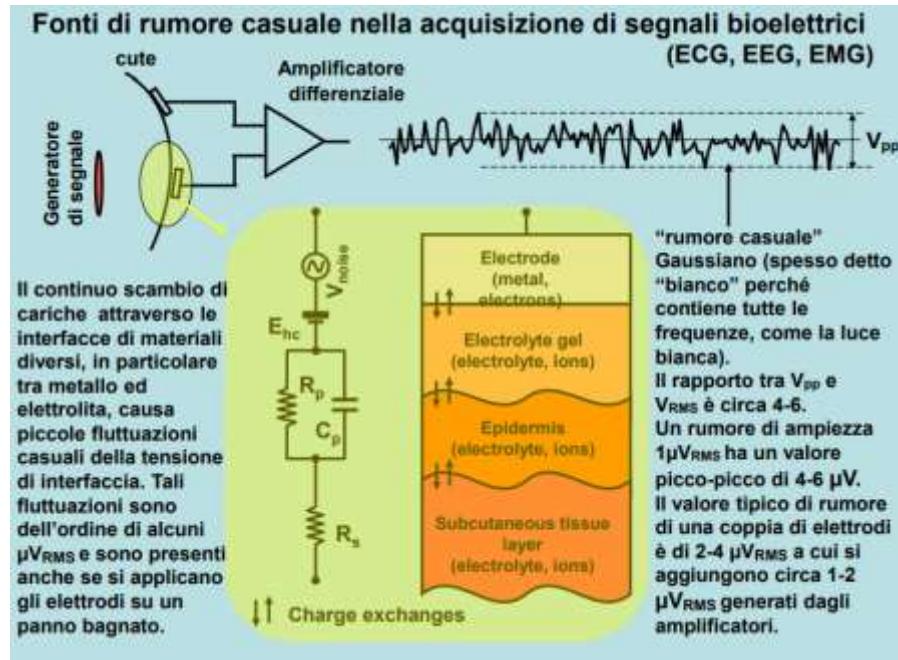
Nel caso dell'elettromiografia abbiamo un range di ampiezza abbastanza limitato, nel senso che le ampiezze sono abbastanza piccole; il grosso delle unità motorie che vogliamo studiare ha un'ampiezza dell'ordine delle centinaia di μV . La massima frequenza che può essere considerata per il segnale EMG si spinge verso i 500 Hz, ma solitamente si arriva verso i 300 Hz. Tipicamente si cerca di rimuovere il modo comune e le frequenze basse perché queste sono affette da interferenze dovute al movimento. Se invece di avere elettrodi di superficie avessimo la possibilità di sviluppare un elettromiografo che faccia prelievo di segnale tramite elettrodi ad ago allora le frequenze e le ampiezze sarebbero più alte.



Nel contatto elettrodo-cute sono presenti degli ioni che si muovono nel gel per effetto di due fenomeni: da un lato c'è la diffusione e da un lato c'è l'interazione elettrostatica. L'interazione che si ha fra l'elettrodo e gli ioni dispersi nel gel è molto simile a quello visto in fisiologia, quando si è parlato del flusso ionico. Nel flusso ionico tra gel ed elettrodo si ha una diffusione degli ioni, diffusione dettata dal gradiente di concentrazione ed essendo gli ioni portatori di una certa carica si viene a creare un disequilibrio elettrico. Si hanno due flussi, uno diffusivo ed uno elettrico, che tipicamente agiscono in direzione opposta che vanno a creare un equilibrio dinamico. Si ha un potenziale di semicella che si sviluppa esattamente nel contatto elettrodo-cute e proprio per questa attività gli ioni del gel tendono ad avvicinarsi alla superficie dell'elettrodo e altri ioni che dalla superficie dell'elettrodo vanno a liberarsi all'interno del gel. Diversi elettrodi possono essere considerati e gli elettrodi fisici saranno a metà strada tra due tipologie di elettrodi ideali: gli elettrodi polarizzabili e gli elettrodi non polarizzabili. Gli elettrodi polarizzabili non fanno passare alcuna corrente tra elettrodo e gel e sono ottenuti tipicamente da metalli nobili mentre gli elettrodi polarizzabili fanno passare tipicamente la corrente e l'elettrodo largamente impiegato è l'elettrodo di argento clorurato (Ag-AgCl). Un modello di un'interfaccia è riportato in figura: si ha il potenziale di semicella, dovuto dai fenomeni appena descritti, poi si suppone di avere un elettrodo che, in un certo istante di tempo, è carico positivamente il che significa che ci saranno cariche negative che tenderanno ad avvicinarsi e se l'elettrodo è non polarizzabile tali cariche entreranno nell'elettrodo generando questo effetto di accoppiamento, creando uno strato di ioni. Si ha la generazione di doppio strato che viene caratterizzato tramite un condensatore ed un resistore che rappresenta le perdite di questo condensatore e che descrive il flusso che si ha tra il gel e l'elettrodo. Elettrodi polarizzabili avranno soprattutto un condensatore con un'alta capacità e il resistore avrà poca influenza, quindi avrà una resistenza molto alta, viceversa un elettrodo non polarizzabile avrà la resistenza del resistore molto bassa ed il condensatore con capacità bassa perché descrive un piccolo accumulo di carica. Abbiamo un secondo resistore che rappresenta il gel impiegato. Dobbiamo considerare anche la dimensione degli elettrodi: gli elettrodi più grandi possono essere decomposti in tanti piccoli elettrodi, ciascuno che preleva il segnale con il suo rumore e andando a prendere l'elettrodo grande è come se facessimo una sorta di media. Un elettrodo grande può prelevare un segnale da un volume di prelievo maggiore, dei potenziali più grandi e il contributo di rumore potrebbe essere un po' più

basso. Gli elettrodi grandi vengono anche distanziati di più tra di loro rispetto agli elettrodi piccoli perché gli elettrodi piccoli vengono progettati anche con lo scopo di poterli avvicinare.

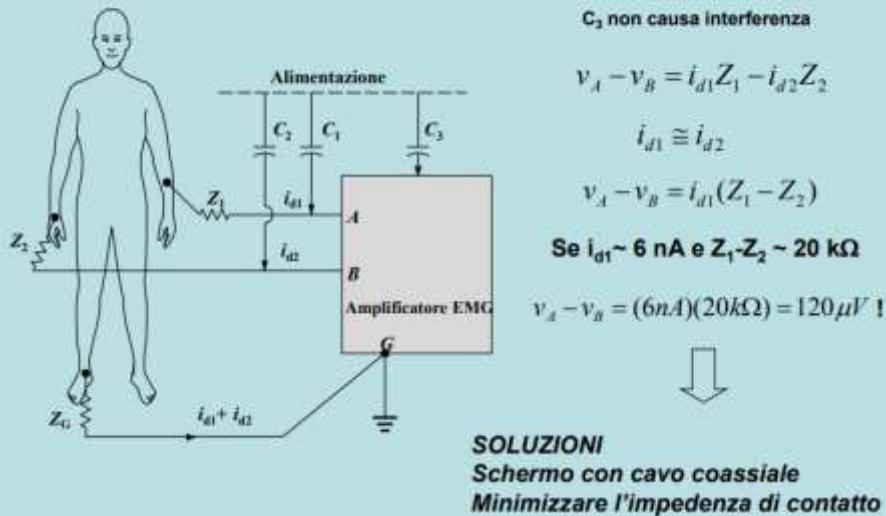
Questo modello descrive qualunque interfaccia, come fra elettrodo e gel, gel ed epidermide eccetera; quindi, ogni volta che abbiamo un'interfaccia ci sono dei potenziali di semicella, piccoli accumuli di carica e così via. Durante un movimento viene destabilizzato questo doppio strato, quindi viene destabilizzato il potenziale di semicella che crea un artefatto da movimento. Questo artefatto ha dei contributi in bassa frequenza e questo perché il nostro movimento sarà certamente lento, nel senso che non possiamo fare tanti movimenti al secondo.



Avendo temperatura non nulla, dobbiamo considerare che gli ioni e gli elettroni vibrano e questo fa in modo che si instaurino alcune differenze di potenziale legate all'energia degli ioni e degli elettroni innescando dei flussi casuali. Quando si parla di rumore si parla di processi stocastici e bisognerebbe capire come si vuole caratterizzare il rumore. Noi faremo l'ipotesi di avere il rumore come un processo casuale gaussiano bianco, il quale sarà facilmente filtrabile. Questo rumore è sempre presente, non solo quando ci si interfaccia con la cute di un soggetto; quindi, è intrinseco al nostro sistema di acquisizione. Se ho un rumore di ampiezza $1\mu V_{RMS}$, significa che l'ampiezza picco-picco del mio segnale sarà dell'ordine $4 \div 6 \mu V$. Dobbiamo tenere conto anche del rumore aggiunto di una coppia di elettrodi che è tipicamente pari a $2 \div 4 \mu V_{RMS}$ a cui si aggiungono circa $1 \div 2 \mu V_{RMS}$ generati dagli amplificatori. Applicando i nostri elettrodi su un soggetto vediamo un rumore di fondo che ha già un'ampiezza abbastanza importante.

Vediamo come il potenziale viene prelevato da tali elettrodi e come può essere amplificato e acquisito tramite amplificatore. Per prima cosa tale amplificatore deve avere una risposta differenziale, quindi tra coppie di elettrodi come nel caso del prelievo bipolare, tra un elettrodo e un punto di riferimento nel caso di prelievo monopolare. Devo poter calcolare delle differenze di potenziale, quindi devo considerare sempre il potenziale di un elettrodo rispetto ad un altro, sia esso di tipo bipolare o monopolare. Bisogna avere un'alta impedenza d'ingresso perché per misurare un potenziale non dobbiamo risucchiare corrente, di modo da non far cadere la tensione che vogliamo misurare. Dobbiamo avere una risposta in bassa frequenza: in genere, abbiamo un range di frequenze abbastanza grande ma partiamo soprattutto dalla bassa frequenza, dove dobbiamo massimizzare il rapporto segnale-rumore soprattutto in bassa frequenza dove ci possono essere delle interferenze maggiori. Bisogna avere alti guadagni perché il nostro segnale è dell'ordine dei μV , quindi bisogna amplificare e campionare bene questo segnale per apprezzarne le variazioni. Ora ci sono amplificatori che possono avere convertitori a 16 bit, 24 bit il che riduce la necessità di lavorare con il guadagno per eliminare la quantizzazione. Bisogna avere una buona reiezione di modo comune perché ci sono tante interferenze che arrivano dall'esterno che bisogna cercare di eliminare. Parleremo anche di circuiti di isolamento e di protezione perché ci interfacciamo con un paziente.

E' presente anche in assenza di corrente



Vediamo alcuni tipi di accoppiamenti che generano interferenze. Un primo tipo di accoppiamento è l'accoppiamento capacitivo tra alimentazione e cavi. Supponiamo di avere degli elettrodi collegati al paziente; l'accoppiamento capacitivo avviene tra i cavi dell'elettrodo e l'alimentazione, dove la capacità è detta capacità parassita, la quale fa passare una corrente molto bassa, dell'ordine dei nA. Ci chiediamo se la corrente che passa attraverso questi condensatori possa generare una differenza di potenziale tra i punti A e B; poiché queste correnti attraversano le impedenze di contatto, si genereranno dei potenziali al punto A e al punto B.

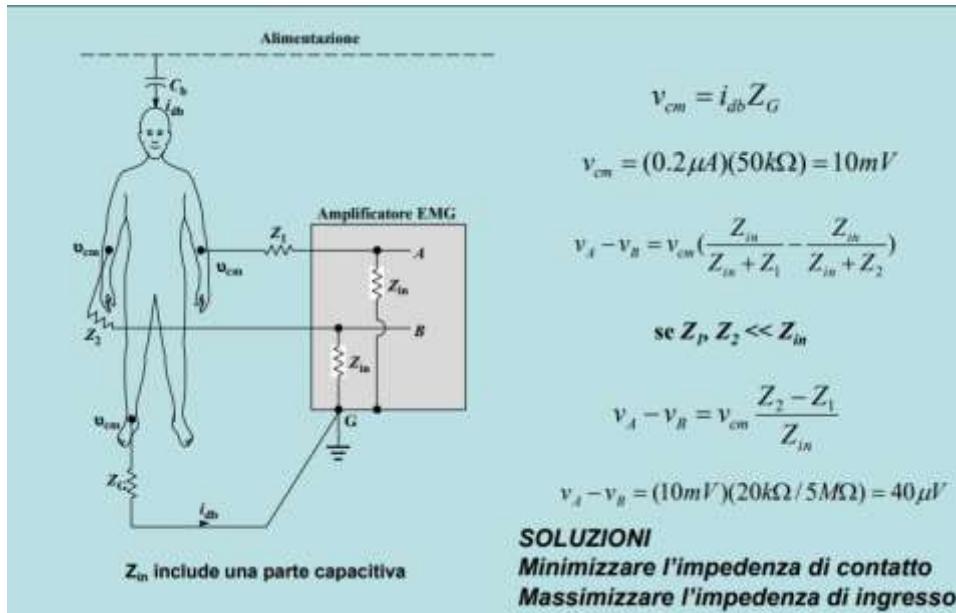
$$v_A - v_B = i_{d1} \cdot Z_1 - i_{d2} \cdot Z_2$$

$$i_{d1} \cong i_{d2}$$

$$v_A - v_B = i_{d1}(Z_1 - Z_2)$$

Supponendo che queste correnti non entrino all'interno dell'amplificatore, questa differenza di potenziale è data dal fatto che $Z_1 \neq Z_2$. Moltiplicando la corrente, che è molto bassa, per la differenza tra le due impedenze, che si aggira intorno alle decine di $\text{k}\Omega$, si ha una differenza di potenziale dell'ordine delle centinaia di μV . Le soluzioni possono essere:

- Schermare i cavi: se inserissi un cavo coassiale e lo portassi a massa, quello schermo impedirebbe la creazione della capacità parassita (la minimizzo sempre di più)
- Minimizzare l'impedenza di contatto: se la loro differenza fosse minima saremmo a livello del rumore di fondo e questa interferenza sarebbe quasi trascurabile.



Un altro tipo di accoppiamento che possiamo avere è un accoppiamento capacitivo tra l'alimentazione ed il soggetto. Questo accoppiamento fa in modo che circoli all'interno del nostro soggetto una corrente che, per quanto possa essere bassa, una volta che viene moltiplicata per l'impedenza totale vediamo che si sviluppa un'interferenza di modo comune molto alto.

$$v_{cm} = i_{db} \cdot Z_G$$

Se $i_{db} = 200 nA$ e $Z_G = 50 k\Omega \rightarrow v_{cm} = (200 nA) \cdot (50 k\Omega) = 10 mV$

Il nostro amplificatore non è ideale quindi avremmo un partitore di tensione; la tensione di modo comune sarà applicata all'impedenza di contatto e viene dipartita all'impedenza di ingresso dell'amplificatore:

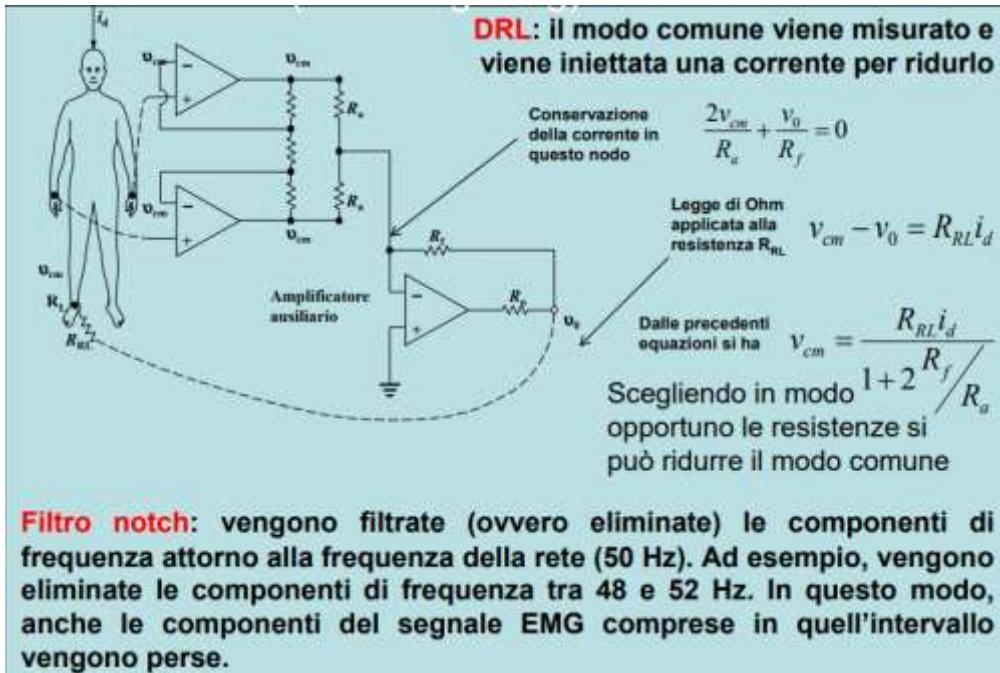
$$v_A - v_B = v_{CM} \left(\frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1} - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_2} \right)$$

$$\text{se } Z_1, Z_2 \ll Z_{in} \rightarrow v_A - v_B = v_{CM} \cdot \frac{Z_2 - Z_1}{Z_{in}}$$

Avremmo un'ampiezza che non è trascurabile per chi si occupa di elettromiografia di superficie. Le possibili soluzioni sono:

- Minimizzare l'impedenza di contatto
- Massimizzare l'impedenza di ingresso del nostro amplificatore

Come facciamo a rimuovere la tensione di modo comune?



Viene utilizzato il DRL (Driven right leg) che era una configurazione utilizzata prelevando il segnale ECG valutando la differenza di potenziale ai polsi e andando a mettere l'elettrodo di riferimento sulla gamba destra. L'idea è quella di misurare la tensione di modo comune iniettando una piccola corrente per poi rimuovere la tensione di modo comune stessa.

Supponendo che la corrente entrante nell'amplificatore sia nulla, al nodo avremmo la conservazione della corrente:

$$\frac{2V_{CM}}{R_a} + \frac{V_0}{R_f} = 0$$

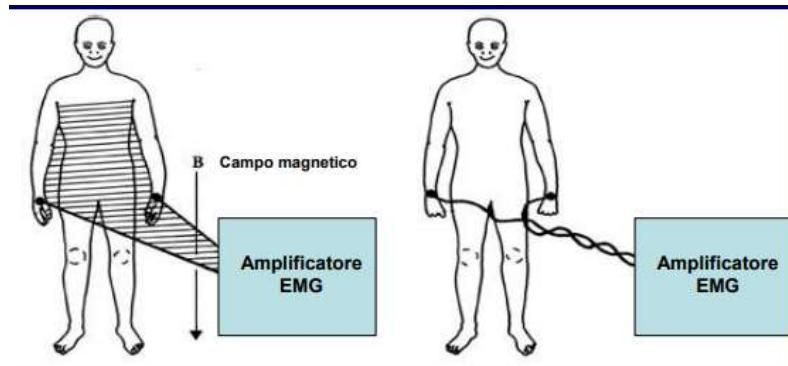
La seconda legge riguarda la legge di Ohm applicata alla maglia che comprende la resistenza R_{RL} , dove $RL = Right Leg$:

$$V_{CM} - V_0 = R_{RL} \cdot i_d$$

Possiamo andare a mettere insieme queste due leggi ed ottenere questa relazione:

$$V_{CM} = \frac{R_{RL} i_d}{1 + 2 \cdot \frac{R_f}{R_a}}$$

Andando a scegliere in modo opportuno le resistenze si può ridurre la tensione di modo comune. Con questo circuito riusciamo a misurare il modo comune e riusciamo ad inserire un amplificatore ausiliario che va ad iniettare una corrente in grado di rimuovere il modo comune, o comunque a ridurlo. Un'alternativa a questo metodo è il filtro Notch che permette di rimuovere una riga spettrale, tipicamente a 50 Hz in Europa e 60 Hz negli USA; questo filtro toglierà delle frequenze attorno, ad esempio, ai 50 Hz e questo buco nello spettro può essere importante nel segnale EMG perché si buttano via delle componenti importanti per quel segnale e per questo motivo non è la soluzione ottimale per noi.



Altre interferenze sono legate all'induzione magnetica. Il campo magnetico può essere legato al movimento di motori esterni oppure da una luce al neon oppure dal cellulare; ci sono diversi generatori di campo magnetico che possono causare interferenze durante l'acquisizione di segnale. Il campo magnetico è variabile e passa attraverso una spira, il quale campo determina la corrente lungo questa spira, la quale genererà una differenza di potenziale che verrà amplificata dal nostro amplificatore. Ci sono diverse possibili soluzioni:

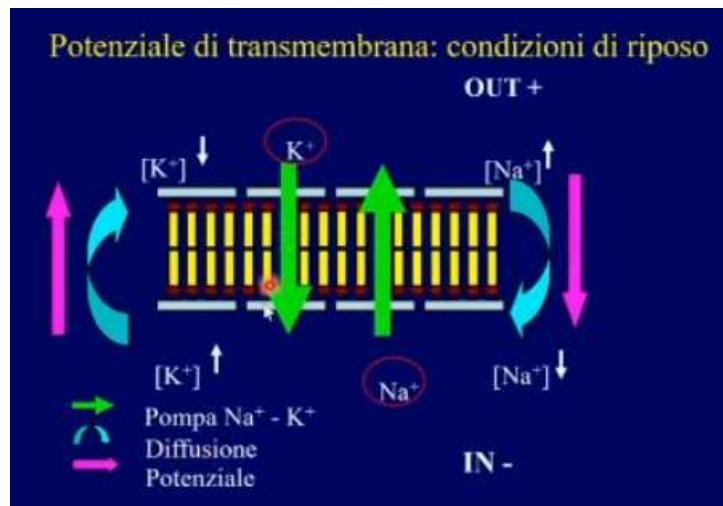
- Ridurre il campo magnetico tramite l'uso di opportuni schermi
- Allontanare i cavi e l'elettromiografo dalla sorgente di campo magnetico
- Ridurre l'area effettiva della spira andando ad intrecciare i cavi

Tipicamente è importante capire che potrebbero esserci delle interferenze che sono totalmente fuori dalla banda del segnale EMG e che potrebbero comunque disturbare l'acquisizione del segnale; questo non capiterebbe se il nostro sistema di acquisizione fosse lineare, ma purtroppo il nostro sistema di acquisizione non è lineare, avendo tantissime non linearità quindi anche una frequenza esterna alla nostra banda può inserirsi all'interno della nostra banda. Un'altra non linearità riguarda l'interfaccia elettrodo-elettrolita: il modello proposto è lineare ma la fisica del problema dimostra che ci sono delle componenti non lineari. Questo fa in modo di distorcere una sorgente esterna permettendo all'interferenza di entrare nel sistema. Potrebbero esserci delle interferenze bioelettriche, come ad esempio l'interferenza introdotta dal cuore se volessi studiare il segnale generato da un muscolo lì vicino. Lo stimolo in corrente fornito da un sistema TENS genera delle differenze di potenziale sulla cute che possono essere prelevate dal sistema di acquisizione. Altri disturbi possono essere generati da percorsi di massa, ad esempio quando il soggetto è connesso a due apparecchiature medicali; se le due masse si trovano a potenziale differente una corrente scorre attraverso il paziente, creando sia problemi di sicurezza che di segnale di modo comune. Possono esserci interferenze dall'alimentazione; se l'alimentazione è attraverso la rete ci saranno interferenze a 50 Hz.



Ci sono dei circuiti che hanno lo scopo di limitare la massima tensione applicata al paziente, per cui abbiamo dei diodi di breakdown, i quali fanno in modo di limitare tale tensione oppure la coppia di due diodi che fanno in modo che al di sopra di una certa tensione di soglia la tensione sul paziente sia limitata. Altri circuiti di protezione sono tutti quei circuiti che rimuovono un collegamento galvanico diretto fra l'alimentazione ed il paziente, quindi, ad esempio, il trasformatore fa in modo che ci sia un accoppiamento magnetico ma impedisce un collegamento galvanico diretto fra l'alimentazione di rete ed il paziente. Un altro metodo è quello di utilizzare un accoppiamento ottico tramite fototransistor, quindi, arriva la parte di potenza, si accende il led che comunica con un fototransistor e riflette l'informazione contenuta a sinistra riportandola alla parte destra del circuito.

Bisogna avere un modello matematico, interpretativo degli aspetti biologici che possono essere molto complicati. Dal punto di vista fisiologico, è molto complesso andare a caratterizzare una cellula eccitabile.



Si sviluppa una differenza di potenziale e la differenza di potenziale che si ha, in una cellula muscolare, è pari a $-70 \div -60 \text{ mV}$ perché a riposo abbiamo un'alta conducibilità agli ioni potassio e bassa conducibilità agli ioni sodio. Durante l'insorgenza di un potenziale d'azione questo equilibrio, che è un equilibrio dinamico, non può essere raggiunto da nessuno ione, quindi i flussi continuano, ma per mantenere stabile la differenza di potenziale c'è la pompa sodio-potassio la quale garantisce la stabilità del flusso. A noi interessa avere un modello fenomenologico, ossia conosciamo la corrente di transmembrana durante un potenziale d'azione, addirittura andiamo a condensare le porzioni della corrente di transmembrana, la quale è legata alla derivata seconda della tensione di transmembrana che viene normalmente misurata. Il nostro è un problema di elettrostatica perché si ha una corrente di transmembrana che induce una differenza di potenziale ed essendoci questa differenza di potenziale in tutto il nostro volume, ci sono differenze di potenziale anche nei due punti della cute dove abbiamo posizionato gli elettrodi. Tale corrente di transmembrana propaga dalla zona di innervazione verso i tendini dove si estingue. Il tripolo descrive il potenziale durante la sua propagazione, dalla sua zona di innervazione ai due tendini; per descrivere la generazione e l'estinzione tale tripolo deve essere maneggiato nel modo corretto. Il dipolo ha un effetto di campo lungo, quindi si vede una componente di fine fibra in corrispondenza dell'estinzione.

Modello matematico che lega la sorgente all'uscita, ossia al potenziale che possiamo misurare sulla cute. Per descrivere il problema abbiamo bisogno di scrivere delle equazioni che mettono in relazione la corrente con la tensione: abbiamo un flusso di corrente che è pari a $J = -\sigma \nabla \phi$ dove $\phi \rightarrow \text{potenziale}$ e $\sigma \rightarrow \text{tensore di conducibilità}$. Il tensore di conducibilità è una matrice che tiene in conto delle conducibilità nelle diverse direzioni. Tale conducibilità può essere funzione del punto perché potrei avere in un certo punto il muscolo con certe caratteristiche di conducibilità e in un altro punto il grasso che possiede altre caratteristiche. Questo significa che il nostro tessuto è considerato non omogeneo, perché in diversi punti si hanno diverse conducibilità. Questo tensore potrebbe dirci anche che la conducibilità può variare in base alla direzione; parliamo in questo caso di anisotropia, che è molto importante per quanto riguarda il muscolo perché abbiamo una conducibilità lungo le fibre muscolari che è cinque volte maggiore rispetto alla conducibilità trasversale del muscolo stesso, quindi questo aspetto non è trascurabile. Dal flusso di corrente possiamo passare alla densità di corrente, integrando sul flusso:

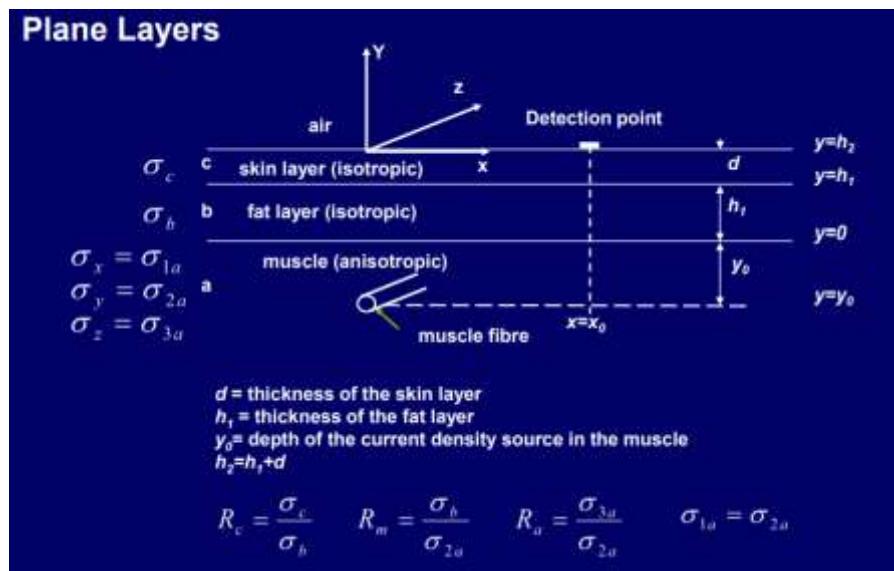
$I = \nabla \cdot J$. Se considerassimo la componente uscente alla superficie, tramite la legge di Gauss, l'integrale di flusso può essere sostituito come integrale sul volume della divergenza, ottenendo uno scalare. Combinando queste due leggi otteniamo l'equazione di Poisson: $\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = -I$. Tale modello matematico deve essere chiuso da alcune condizioni che permettono di chiudere il problema matematico:

$$\partial\Omega: \begin{cases} \phi|_+ = \phi|_- \\ \sigma \nabla \phi \cdot \vec{n}|_+ = \sigma \nabla \phi \cdot \vec{n}|_- \end{cases}$$

Queste sono condizioni al bordo o condizioni all'interfaccia. Le condizioni all'interfaccia tra diversi tessuti sono di questo tipo: potenziale costante e flusso costante. Questo è un modello approssimato perché, ad esempio, gli effetti capacitivi sono stati trascurati. Per tener conto anche degli effetti capacitivi posso scrivere un'equazione di questo tipo:

$$\nabla \cdot J = -\nabla \cdot \left[\left(\sigma + \epsilon_0 \epsilon_r \cdot \frac{\partial}{\partial t} \right) \nabla \phi \right] = I$$

Dove si considera la permittività dei tessuti. Tali effetti possono essere trascurati se le parti resistive sono più importanti rispetto alle parti capacitive. Questa condizione vale nella simulazione del segnale elettromiografico ma può vacillare nel caso della simulazione della stimolazione elettrica. Ci sono altri effetti, come l'accoppiamento elettromeccanico: durante una contrazione muscolare si ha una propagazione del potenziale d'azione che induce una contrazione muscolare, cambiando la geometria dei tessuti, quindi si crea un accoppiamento elettromeccanico. Supponendo che il volume conduttore sia omogeneo ed infinito, la soluzione sarebbe $\phi \propto \frac{1}{R}$, dove R sarebbe la distanza tra la sorgente al punto di osservazione; questa è la soluzione nel caso la corrente sia pari ad una delta di Dirac. Se avessimo due poli con segno opposto, sarebbe come se facessimo una derivata quindi $\phi \propto \frac{1}{R^2}$, con un tripolo $\phi \propto \frac{1}{R^3}$, quindi avremmo un decadimento del tripolo molto rapido, mentre il decadimento del dipolo dipende dal quadrato di R. L'effetto del dipolo che si verifica durante la generazione e durante l'estinzione si vede da più lontano e si vede contemporaneamente da più elettrodi. L'effetto del tripolo, decadendo molto più velocemente, lo si può osservare solo se gli elettrodi sono molto vicini alla fibra attiva. Nel caso di tessuti disomogenei, come nel caso reale, abbiamo diversa conducibilità (anisotropia). La corrente avrà maggior capacità a propagare lungo le fibre muscolari rispetto che alle direzioni trasversali ad esse.



Questo rappresentato è un modello di volume conduttore, detto modello a strati piani. Si hanno degli strati piani infiniti che descrivono la pelle, il grasso ed il muscolo; questo modello permette di mostrare l'effetto dello spessore del grasso, la diversa conducibilità della pelle a seconda delle sue condizioni e così via. Assumendo che nella pelle e nel grasso la conducibilità è pressocché costante, il muscolo avrà la conducibilità lungo z cinque volte maggiore rispetto alle altre due direzioni; quindi, ci sarà un rapporto di anisotropia. Questo problema non si riesce a risolvere

nel dominio spaziale, ma si riesce a risolvere nel dominio della frequenza, trasformando alcune variabili spaziali secondo la trasformata di Fourier. Appellandoci alla linearità del problema, per risolvere un problema di Green, ricavando la risposta, quindi il potenziale, in funzione di qualunque sorgente. Qualunque sorgente può essere vista come somma di tanti impulsi

$$\sigma_x \partial_{xx} \phi + \sigma_y \partial_{yy} \phi + \sigma_z \partial_{zz} \phi = -\delta(x - x_0) \delta(y - y_0) \delta(z - z_0)$$

Riusciamo a fare questo perché possiamo porre il problema in un sistema lineare, altrimenti con un sistema non lineare non avremmo potuto utilizzare il principio della sovrapposizione degli effetti. Tramite la trasformata di Fourier possiamo trasformare la direzione x e la direzione z perché sono le due direzioni parallele alle discontinuità, dette anche direzioni di omogeneità.

$$\Phi(k_x, k_z, y) = \iint \phi(x, y, z) e^{-jk_x x} e^{-jk_z z} dx dz$$

La trasformata di Fourier serve a scrivere l'espressione precedente, contenente derivate, in una semplice operazione algebrica.

$$\sigma_y \partial_{yy} \Phi - (\sigma_x k_x^2 + \sigma_z k_z^2) \Phi = -\delta(y - y_0) e^{jk_x x_0} e^{jk_z z_0}$$

La delta di Dirac può essere tolta, perché è zero dappertutto tranne che in un punto, ossia in y_0 ; tale piano diventa un'interfaccia aggiuntiva dove il potenziale può essere considerato continuo ma il flusso subisce un salto. Questo si può vedere facendo un'integrale di questa espressione. Facendo tendere a zero l'intervallo di integrazione, il termine Φ tenderà a zero, mentre la derivata seconda mi darà una derivata prima $\rightarrow \phi_y \cdot \frac{d}{dy}(\Phi)$ e l'integrale della $\delta \rightarrow 1$.

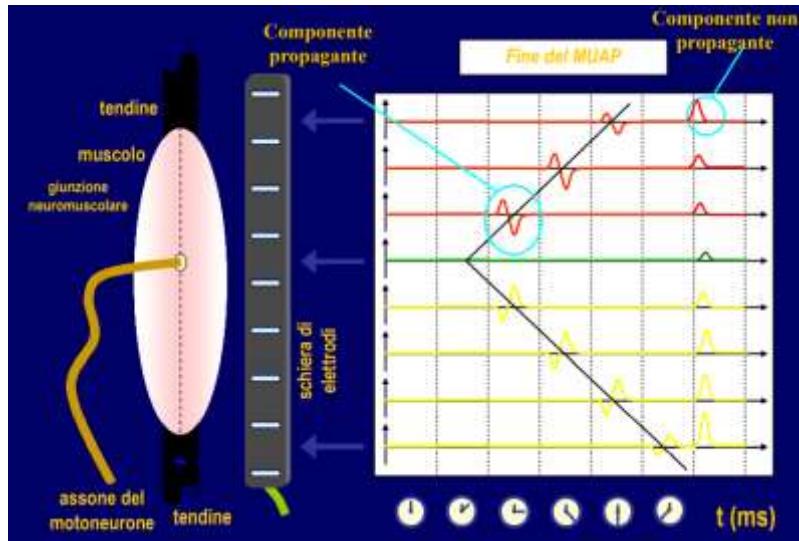
Da un problema con tre strati siamo passati ad un problema con quattro strati, ossia pelle, grasso, muscolo sopra la δ e muscolo sotto la δ . Risolvendo il problema in ognuno di questi strati diventa tutto più semplice, dove la soluzione dell'espressione diventa

$$\Phi = A e^{k_y y} + B e^{-k_y y}$$

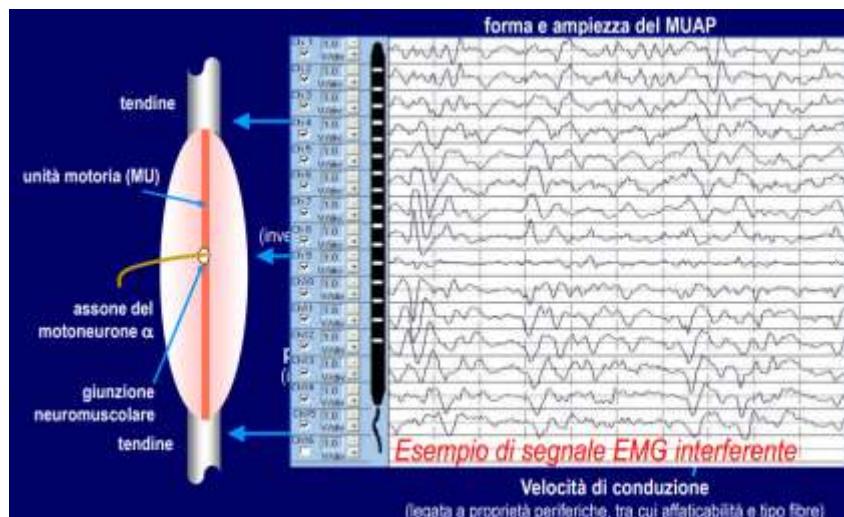
$$k_y = \frac{\sqrt{\sigma_x k_x^2 + \sigma_z k_z^2}}{\sigma_y}$$

Gli esponenziali sono le autofunzioni di qualsiasi problema lineare, quindi sono i candidati migliori per essere soluzione di un'equazione lineare. Abbiamo quattro regioni, due esponenziali per ciascuno strato, quindi abbiamo otto variabili. Abbiamo una condizione al bordo, sei condizioni all'interfaccia e una condizione all'infinito. Possiamo imporre ciascuna espressione in corrispondenza di ciascuna condizione proposta. In funzione di una variazione di geometria si osserva un effetto pesante sul segnale che veniva simulato; quindi, tenere conto della geometria del volume conduttore ha la sua importanza.

Possiamo esplorare la superficie della cute, osservando come il potenziale si sviluppa.

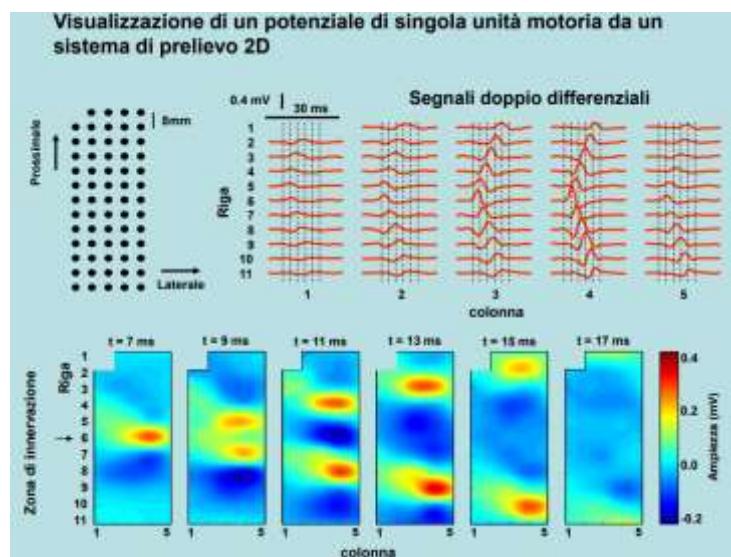


In corrispondenza della giunzione neuromuscolare l'assone di un motoneurone va ad innervare diverse fibre dell'unità motoria, il potenziale d'azione viene innescato nella zona della giunzione neuromuscolare, dove il nervo va a mettersi in comunicazione con le fibre neuromuscolari e poi propaga in direzione due tendini. Questo dà origine a due potenziali che propagano e alla fine si estinguono, dove osserviamo un potenziale sincrono su tutti gli elettrodi; gli elettrodi più lontani lo vedono con un'ampiezza più bassa. Questa componente va sotto il nome di componente non propagante perché la osservo dappertutto in virtù del fatto che l'effetto di estinzione è un effetto di campo lungo. Si osserva anche la pendenza della V-shape che dà informazione riguardo la velocità di propagazione del potenziale d'azione, che vedremo essere correlata alla fatica muscolare. La componente propagante presenterà una certa forma e sarà importante andarla ad analizzare, mentre la componente non propagante è stata molto demonizzata in passato ma ultimamente alcuni risultati recenti indicano che possa essere utile per estrarre dell'informazione.



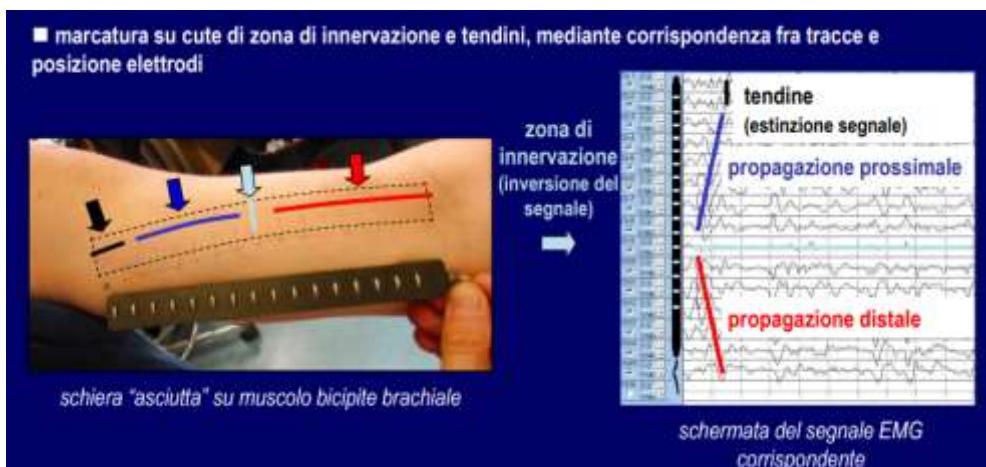
Laddove si inverte la direzione di propagazione del potenziale di azione possiamo identificare la zona di innervazione, cosa che non possiamo estrarre in nessun altro modo. L'estinzione ai tendini, in corrispondenza di un effetto di fine fibra, dove il segnale scompare possiamo dedurre che si trovi il tendine. Prendendo il segnale tra elettrodi vicini fa in modo che nella zona di innervazione il tracciato appaia piatto se la zona di innervazione si trovi proprio al centro della distanza tra gli elettrodi. Se si vuole fare uno studio di ripetibilità, è molto meglio posizionare gli elettrodi in regioni in cui si ha una propagazione del potenziale, lontana dalla zona di innervazione e dai tendini. La forma e l'ampiezza del MUAP (Motor Unit Action Potential) è molto importante per poter identificare l'attività della stessa unità motoria, con un post-processing abbastanza raffinato, da cui si sono ricavati dei risultati interessanti.

Vediamo un'unità motoria decomposta da un algoritmo di signal processing; le diverse risposte sono state mediate tramite la tecnica dell'averaging, facendo una media di finestre di segnale centrata sull'unità motoria identificata, in modo che il segnale risultasse pulito così da mostrare l'attività dell'unità motoria indagata. L'unità motoria aveva un potenziale propagato dalla zona d'innervazione verso i tendini.



Ci sono delle indicazioni per la scelta della posizione ottimale per il prelievo di segnale EMG con una schiera lineare di elettrodi. Il primo punto era la ricerca della posizione ottimale per acquisire delle informazioni stabili, le quali sono quelle comprese normalmente tra la zona di innervazione e un tendine. Per molti studi che riguardano l'ambito sportivo, ad esempio, è molto importante capire quando il muscolo si contrae, quando si spegne, i tempi di attivazione piuttosto che l'ampiezza del segnale EMG, allora bisogna mettere gli elettrodi tra zona di innervazione e tendine. Per fare misure ripetibili dobbiamo seguire le indicazioni che SENIAM ha ben delineato:

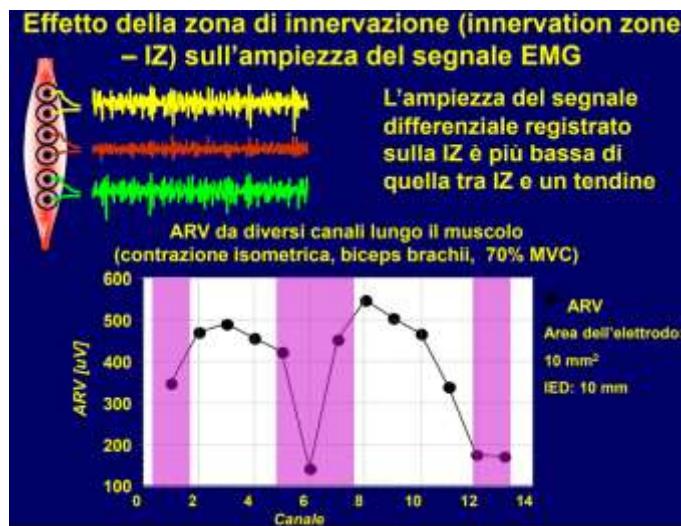
- Posizionamento della schiera sulla lunghezza del muscolo, allineata alla direzione delle fibre. Come facciamo a sapere che la schiera sia ben allineata? Possiamo controllare come vengono mostrati i potenziali di unità motoria. Se non fossimo allineati alle fibre muscolari vedremo forme d'onde che variano molto in ampiezza perché i potenziali generati dalla fibra si allontanerebbero dagli elettrodi e determinerebbero una riduzione rapida del potenziale prelevato.
- Durante una contrazione isometrica, si può controllare tramite un software che questi potenziali abbiano un'ampiezza che non diminuisce immediatamente.
- Si possono marcate dei punti di interesse, come la zona di innervazione e i tendini, mediante corrispondenza fra tracce e posizione degli elettrodi.



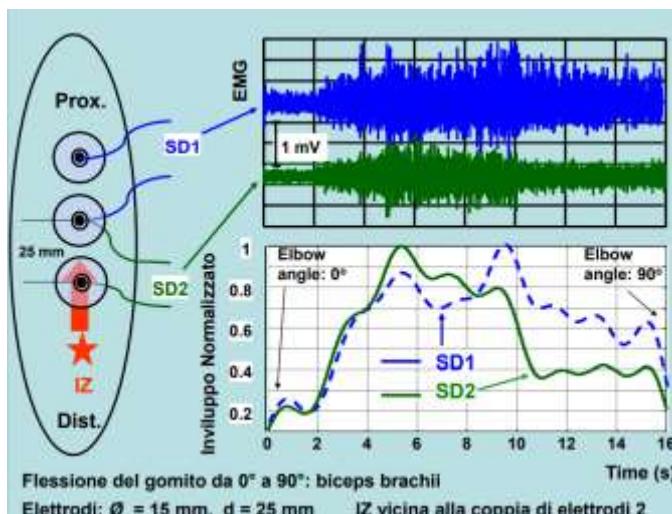
- Fatto questo, sappiamo dove incollare la nostra schiera adesiva.
- L'applicazione della schiera sulla cute

- Collegamento della schiera all'elettromiografo
- Collegamento del riferimento mediante fascetta su zona elettricamente inattiva
- Riempimento dei fori con gel conduttivo mediante siringa dosatore. Il gel conduttivo metterà in contatto l'elettrodo con la cute.
- Controllo della qualità dei segnali e se necessario si va a mettere altro gel se fosse presente un segnale con molte interferenze.

La cute va pulita prima di applicare la schiera, grattandola con una pasta abrasiva, abbassando l'impedenza di contatto, che è una cosa molto utile per avere basse interferenze sui disturbi che possono essere presenti.

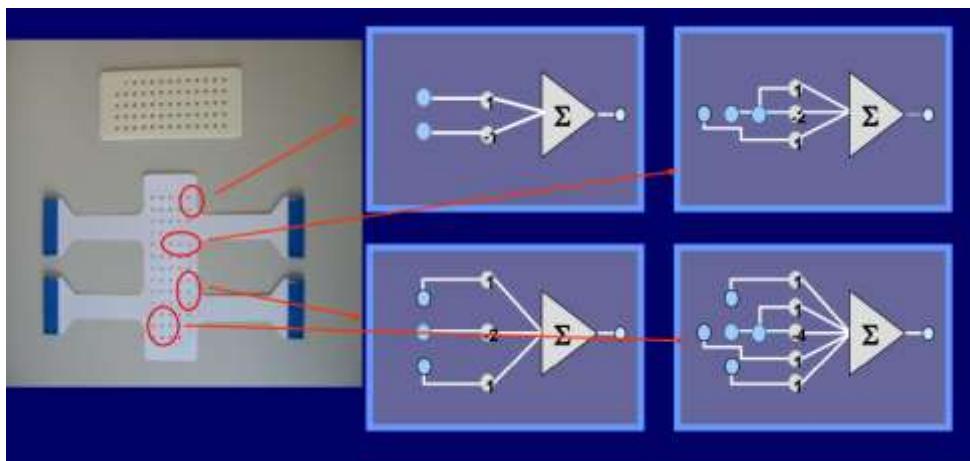


Sono stati condotti molti studi che vediamo caratterizzati in alcuni studi scientifici dove hanno cercato di quantificare la zona di innervazione. Considerando il canale tra zona di innervazione e tendine osserverò una certa ampiezza, mentre a cavallo della zona di innervazione ho un'ampiezza molto bassa. Questo effetto è legato al fatto che gli elettrodi sono a cavallo tra le zone di innervazione, che sono spostate l'una rispetto all'altra. Con le nostre schiere di elettrodi abbiamo più di dieci canali; quindi, abbiamo potuto prelevare il segnale da diversi singoli differenziali e stimare l'ARV da diversi elettrodi. Tale ampiezza era bassa rispetto ai tendini, era bassa rispetto alla zona di innervazione ed era abbastanza stabile quando era stimata lontano dalla zona di innervazione e dai tendini. Se dovesse fare più misure in uno stesso paziente dovrei cercare di fare le due misure da posizioni simili. Mettendo gli elettrodi in posizione casuale i risultati possono essere assolutamente arbitrari. Un metodo per mettere gli elettrodi nella posizione corretta sarebbe quello di marchiare la cute ma questo metodo non è assolutamente preciso, perché il muscolo può scivolare al di sotto della cute; quindi, non è detto che si vada a perlustrare la stessa porzione di fibre muscolari. Garantire di localizzare delle regioni in cui le variazioni siano sufficientemente basse è molto importante. Questo studio è stato svolto in diversi contesti.

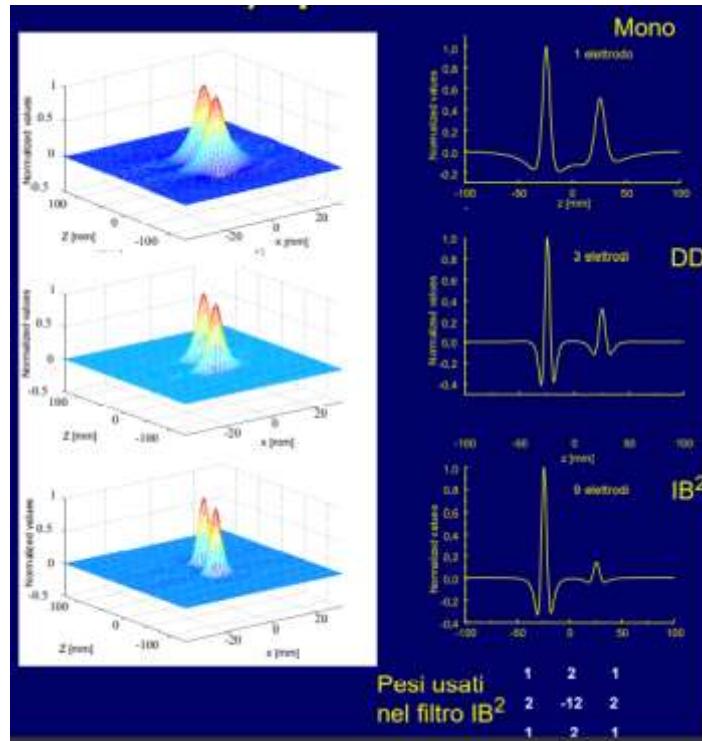


Durante la contrazione dinamica il muscolo può cambiare e può spostarsi la zona di innervazione, la quale spostandosi può andare al di sotto di una coppia di elettrodi, per cui è importante selezionare gli elettrodi più opportuni. Durante una contrazione dinamica possiamo prelevare la nostra variabile da alcuni elettrodi che garantiscono che in diverse condizioni la zona di innervazione non sia al di sotto del canale considerato. In funzione dell'angolo possiamo osservare una distribuzione di ampiezza molto diversa.

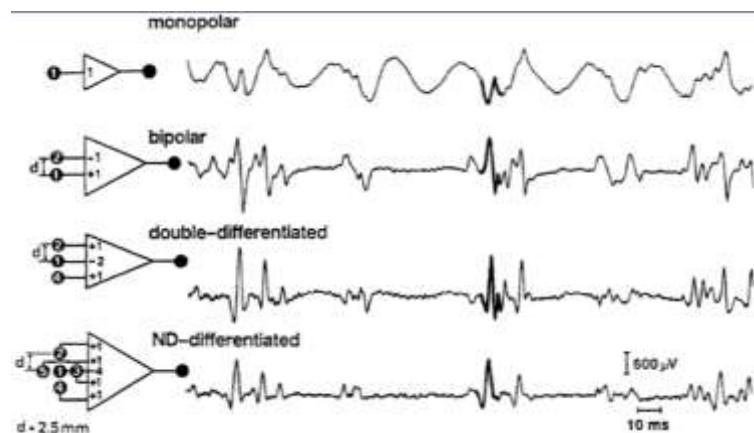
Un altro tema molto importante è quello riguardante i filtri spaziali. Fare un filtro spaziale significa fare una combinazione lineare del potenziale da diversi elettrodi. La somma dei pesi assegnati ai diversi elettrodi è pari a zero. I filtri temporali combinano linearmente diversi campioni temporali, facendo una combinazione di campioni prelevati in diversi istanti di tempo. Il filtro spaziale campiona i segnali prelevati nel tempo da diversi elettrodi (questo può essere fatto anche per via hardware). Diversi filtri spaziali possono essere differenziati in base alla selettività: una caratteristica che aveva l'EMG ad ago era la selettività, ossia la capacità di focalizzarsi in modo preciso su una certa regione. L'elettromiografia di superficie ha il vantaggio di essere non invasiva ma il grande svantaggio di prelevare segnale proveniente da altre regioni; l'importante è ricavare l'informazione di interesse e scartare le informazioni che non interessano. Si sottolinea anche il fatto che lo stesso muscolo può avere attività diverse: l'attività muscolare prelevata da un ago molto selettivo che vede come sparano alcune unità motorie può non essere rappresentativo di tutto il muscolo di interesse. La selettività è importante, ma attenzione a buttare via informazioni che possono essere utili. La selettività può essere indicata in diversi modi: può essere di interesse prelevare attività al di sotto dell'elettrodi di prelievo; quindi, se ci sono attività nei pressi di quell'elettrodo voglio visualizzare un segnale ampio e appena mi sposto un po' da quel punto di prelievo, ovvero appena considero delle attività di unità motorie che sono spostate voglio che l'ampiezza diminuisca immediatamente. Questo va sotto il nome di selettività trasversale; tale selettività può essere espressa tramite rapporto dell'ampiezza del potenziale che posso prelevare considerando l'attività di una singola fibra rispetto all'ampiezza del potenziale che considera la fibra che è più distante rispetto al mio elettrodo. In condizioni sperimentali è molto difficile fare questa analisi perché non posso eccitare una singola fibra muscolare, non so quanto è grande l'unità motoria mentre sono studi che si possono fare bene in simulazione. La selettività longitudinale la si fa rispetto al tempo, il che impone che la durata temporale di un MUAP sia breve perché permette di separare bene diversi contributi.



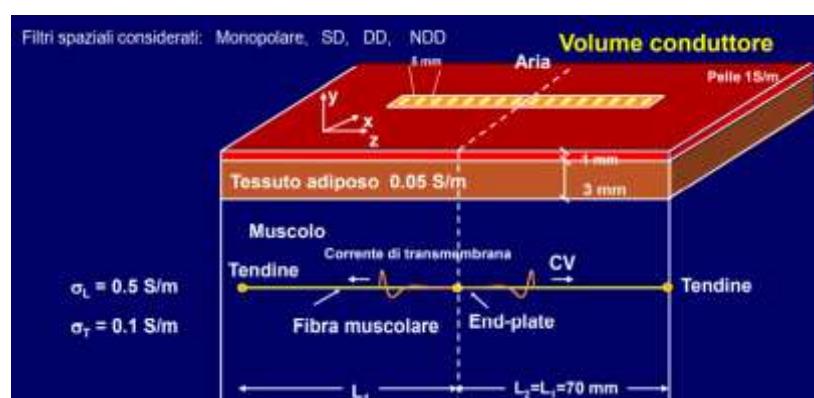
Possiamo avere diversi sistemi di prelievo nei filtri spaziali, come il singolo differenziale, il doppio differenziale, il laplaciano. Il laplaciano discretizza la somma delle derivate seconde. Combinazioni lineari del potenziale prelevato in punti diversi sulla cute eseguono un filtraggio spaziale, che può permettere di separare meglio le sorgenti, permettendo di mostrare lo stesso segnale come se fosse stato prelevato da diversi filtri spaziali. Attraverso le simulazioni è possibile vedere come diverse forme d'onda possano essere separate maggiormente, dando diverse combinazioni.



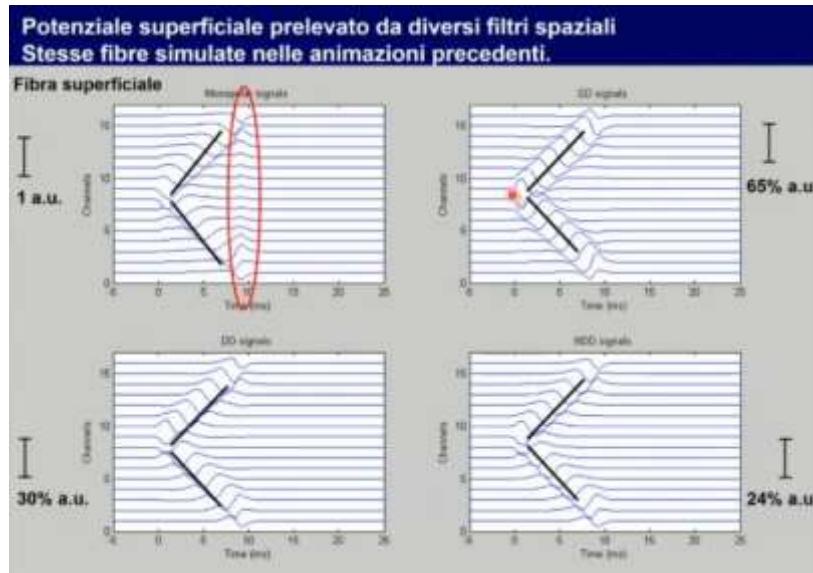
Diverse forme d'onda possono essere separate maggiormente utilizzando diverse combinazioni. Possiamo osservare la differenza tra il monopolare, dove sono state simulate due sorgenti, e gli altri filtri che invece sono più selettivi.



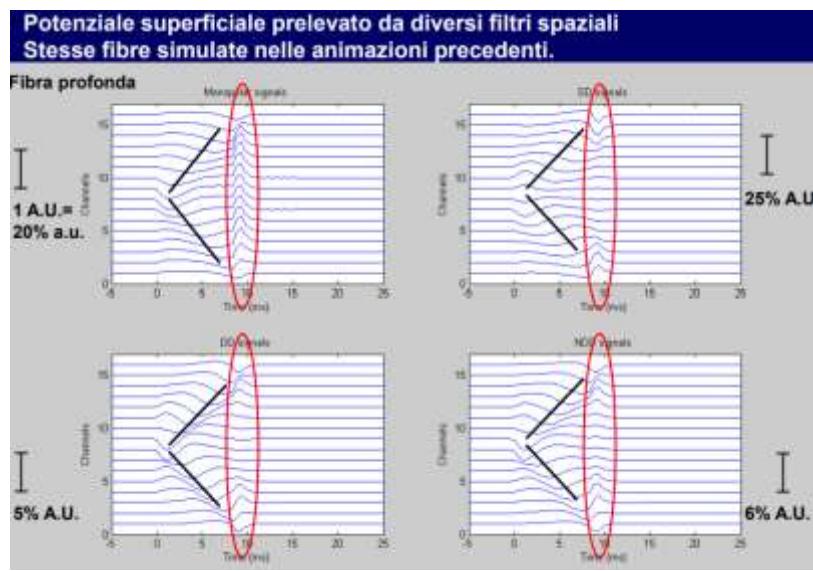
Questo è un esempio di misura sperimentale; vediamo come il contributo dell'unità motoria evidenziata nel monopolare era completamente sommerso da altri contributi e utilizzando filtri più selettivi si poteva essere sempre più precisi, riducendo il contributo delle altre unità motorie.



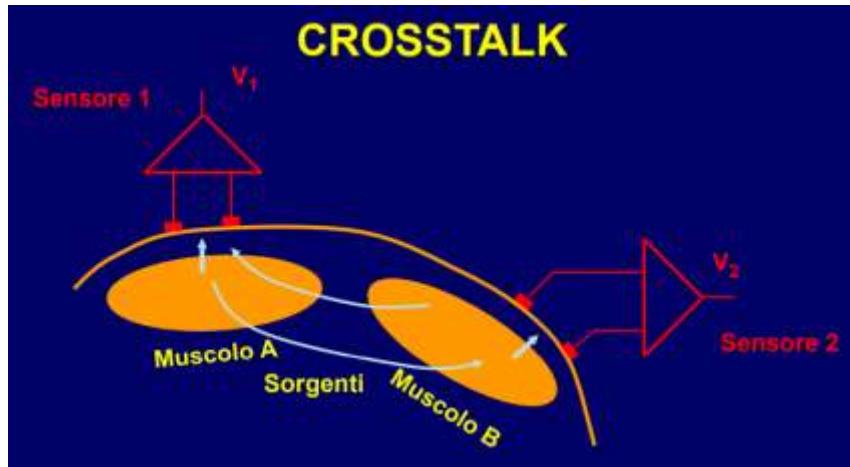
È stato utilizzato un volume conduttore a strati piani, una fibra muscolare finita, con due tendini e una zona di innervazione. Diversi filtri spaziali vengono considerati. Sono state adottate diverse configurazioni standard, ad esempio uno strato adiposo di 3 mm, strato cutaneo di 1 mm, come default la lunghezza delle fibre è di 140 mm.



Vediamo un esempio di potenziale prelevato dalla schiera di elettrodi; i potenziali sono stati normalizzati per concentrarsi sulla forma delle diverse forme. Sul monopolare si evidenziano gli effetti di fine fibra ma non è molto semplice studiare come propaga il potenziale perché deformato da effetti di generazione ed effetti di estinzione, mentre con gli altri filtri è più facile da identificare. Gli altri filtri non mostrano componente di fine fibra. Nel caso del singolo differenziale si vede che si aveva un elettrodo in corrispondenza della zona di innervazione, mostrando forme d'onda speculari. Se la zona di innervazione fosse stata a metà tra i due elettrodi avremmo avuto un canale totalmente a zero.



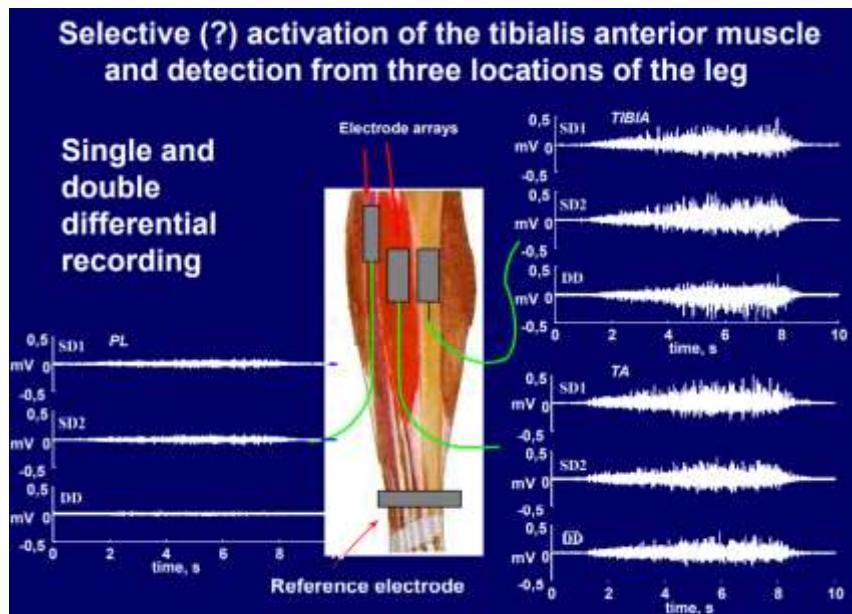
In questo caso osserviamo una fibra più profonda; l'effetto di fine fibra diventa molto importante e si può osservare in tutti i metodi di prelievo. Le forme d'onda saranno tante, che daranno al segnale EMG una ricchezza e una difficoltà di interpretazione importante. Questi potenziali non sono detti che siano molto piccoli.



Il problema del crosstalk insorge quando si vuole prelevare il segnale da un muscolo ma generato da un altro. Se non ho la capacità di distinguere o rimuovere il crosstalk rischio di fare considerazioni sbagliate, come considerare il muscolo attivo anche quando non lo è. Questo è un problema molto sentito che però non ha trovato delle soluzioni effettive. Il crosstalk può essere visto come la miscelazione di diverse sorgenti, il che ci aiuta poi a considerare delle soluzioni per la sua rimozione. I problemi aperti del crosstalk sono:

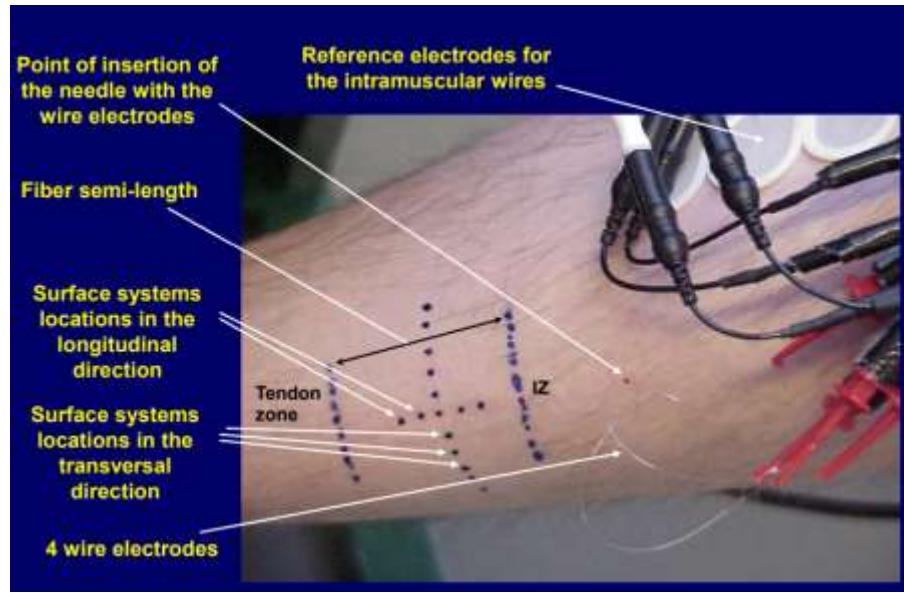
- Quali sono le sorgenti del crosstalk?
- Come viene quantificato in pratica?
- Si può togliere il crosstalk mediante filtri spaziali?
- In certe applicazioni può essere trascurato?
- Qual è il contenuto in frequenza?
- Può essere utilizzata la crosscorrelazione?

Il fatto che la parte propagante abbia un effetto di campo corto mentre l'estinzione abbia un effetto di campo corto ci permette di interpretare un po' il crosstalk, poiché il crosstalk è legato a muscoli che sono lontani dal nostro muscolo di interesse, quindi il segnale che prelevo e che è stato prodotto è un segnale che ha una forma molto particolare, dove le parti propaganti sono ridottissime e vedo solo parti non propaganti, soprattutto i contributi che insorgono quando la distanza tra punto di prelievo e sorgente è molto elevata. Il fatto che ci siano variazioni di questi due parametri in funzione della distanza tra sorgente e sensore di prelievo fa in modo che le forme d'onda dei nostri potenziali cambino profondamente quando sposto l'elettrodo di prelievo e questo fa in modo che tecniche legate alla crosscorrelazione non possano essere molto precise, perché la forma d'onda cambia profondamente. Questa idea ha origine da un modello interpretativo, ossia che il segnale prelevato dal muscolo di crosstalk sia identico di contenuto al segnale che prelevo dal muscolo di target, ma questa considerazione è sbagliata, perché il segnale che prelevo è profondamente diverso. Per quanto riguarda il contenuto in frequenza, gli effetti di fine fibra sono degli spike che danno origine a dei contributi di alta frequenza ma sono prelevati lontano dal muscolo target quindi vi è un effetto di smoothing da parte del tessuto. La banda di frequenza del segnale di crosstalk sarà sicuramente sovrapposta alla banda di frequenza del segnale del muscolo target ma è difficile capire quale sarà la banda nel quale sarà focalizzato il muscolo target e il muscolo di crosstalk.



Tanti studi sono stati condotti per caratterizzare il problema, come misurare quanto crosstalk ci fosse per capire anche l'effetto di alcuni filtri spaziali. Lo studio mostrato in figura è stato condotto ponendo gli elettrodi su due muscoli e sull'osso della tibia, in cui si pensava, essendo un osso, di dover vedere un segnale nullo. Si potevano attivare i due muscoli in modo selettivo andando a prelevare il segnale durante la contrazione di un muscolo anche al di sopra di un altro. Quello che è saltato fuori è che il singolo differenziale riusciva ad abbattere di meno il contributo del muscolo lontano dalla schiera di elettrodi rispetto al doppio differenziale, in più l'effetto della tibia era molto alto e questo risultato è stato sviluppato su un modello di simulazione, dove l'osso aveva il compito di amplificare il potenziale, proprio perché l'osso ha una conducibilità più bassa e questo fa in modo che il segnale prelevato dal muscolo al di sopra dell'osso sia sorprendentemente più alto, quasi amplificato. In funzione della geometria e della conducibilità di un volume conduttore ci sono alcune regioni in cui si osserva un potenziale più alto.

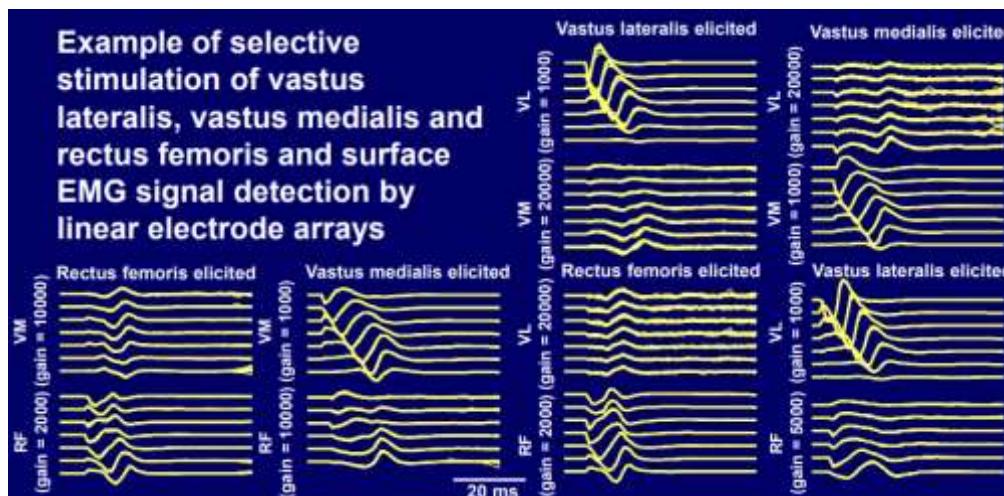
I filtri spaziali hanno un effetto passa-alto; la continua viene tolta quindi certamente questi filtri sono zero in continua e poi fanno passare le componenti più alte. Un singolo differenziale è come se facesse una derivata, quindi mostra un effetto passa-alto; quindi, si capisce come la versione continua abbia un effetto passa-alto. Questo lo si interpreta abbastanza facilmente perché l'effetto di un volume conduttore è quello di fare un effetto passa-basso; quindi, la sorgente a livello di fibra muscolare può avere frequenze in gioco abbastanza alte ma quello che vede attraverso la cute è un potenziale molto diffuso. Applicare un filtraggio passa-alto potrebbe, in una certa misura, invertire l'effetto del tessuto cercando di focalizzarsi meglio sulla sorgente. I diversi filtri possono essere associati a diverse funzioni di trasferimento e in funzione della forma che può avere la trasformata di Fourier si potrebbe scegliere un filtraggio che possa in qualche modo invertire l'effetto del filtro del tessuto.



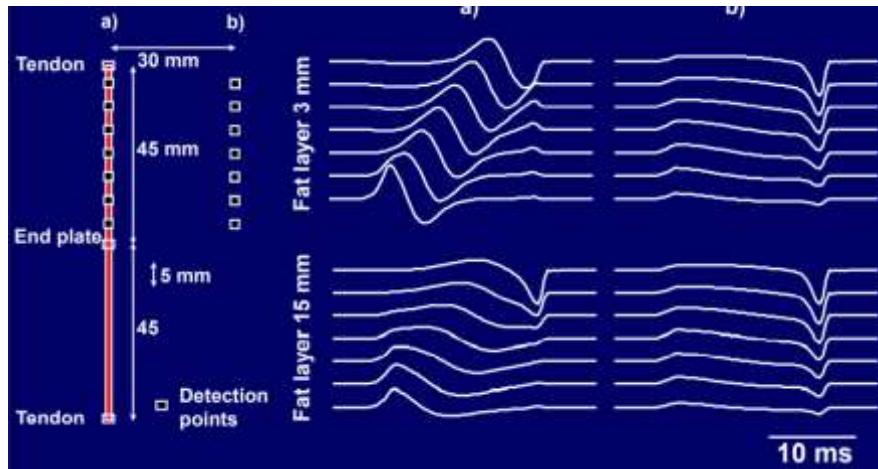
Uno studio è stato condotto utilizzando sia elettrodi ad ago che elettrodi di superficie. Questo studio è stato molto interessante perché permette di vedere l'effetto di una sola unità motoria; tramite gli elettrodi ad ago si può studiare l'attività di singole unità motorie tramite una tecnica che va sotto il nome di spike-trigger-averaging, in cui si vanno a prelevare delle finestre di potenziale superficiale centrate sull'unità motoria e poi se ne fa una media; in questo modo il contributo di tutte le altre unità motorie viste dalla superficie, che ha un volume di potenziale molto grande, vengono buttate via. Posso andare a considerare diverse posizioni sulla superficie della cute, spostandomi in direzione longitudinale piuttosto che laterale, vedendo che diversi filtri spaziali hanno uno spettro che decade più velocemente rispetto all'unità motoria che è stata identificata. In questo modo si può studiare la selettività dei filtri spaziali, cercando di capire se diversi filtri spaziali possono essere utilizzati per eliminare il crosstalk. In primo luogo, i filtri 2D sono molto più selettivi di quelli 1D, poi bisogna tenere in conto che il volume di prelievo decresce utilizzando filtri sempre più selettivi; quindi, il filtro più selettivo riesce a visualizzare specifiche unità motorie più diventa selettivo. Il crosstalk dà un contributo limitato se si ha la possibilità di avere filtri selettivi. Il clinico tipicamente utilizza un singolo differenziale con elettrodi molto grandi.

Altri studi hanno dimostrato che queste osservazioni dipendono dall'anatomia: se si prende in considerazione la gamba si possono avere dei buoni risultati, ma molto dipende dall'anatomia del soggetto.

Un altro studio interessante è relativo a dati stimolati, dove alcuni muscoli sono stati stimolati e si andava a prelevare il segnale da altri muscoli. Viene stimolato il vasto laterale ma viene prelevato il segnale dal vasto mediale, che non è contratto.

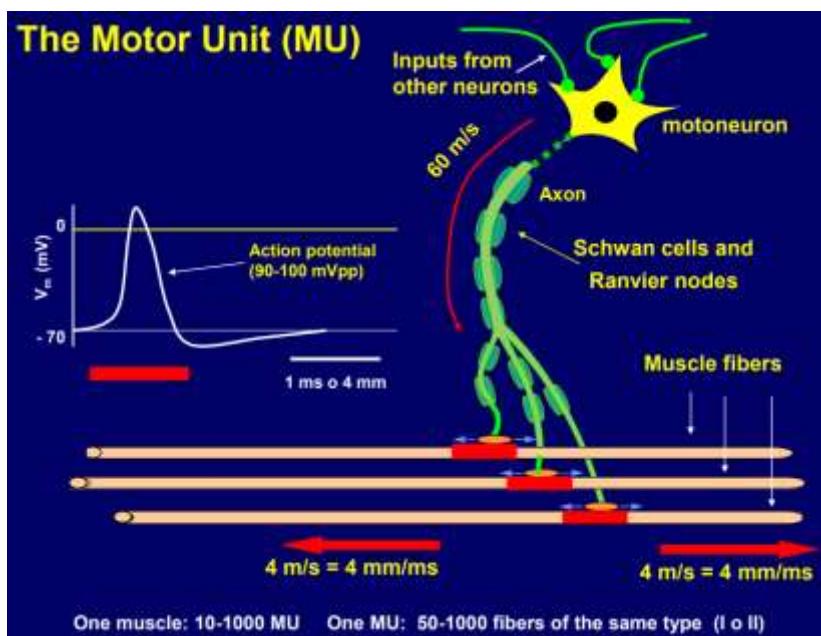


Si osserva come si potevano attivare diversi muscoli e andare a prelevare i segnali sugli altri. Questo studio è stato criticato perché andando a stimolare un muscolo gli altri muscoli, per via riflessa, potrebbero entrare in contrazione.



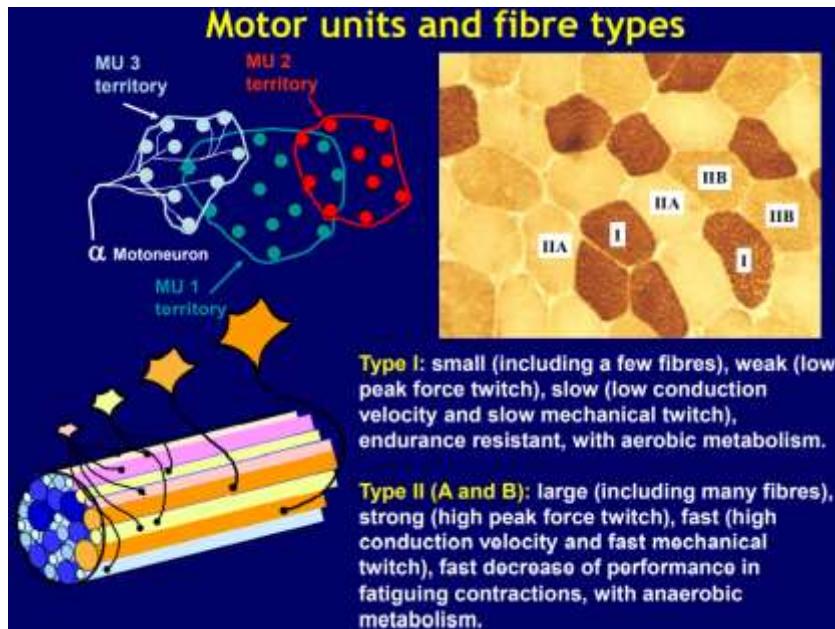
In questa immagine si osserva l'effetto dello strato di grosso che fa in modo di enfatizzare il crosstalk.

Il crosstalk risulta legato fortemente agli effetti di estinzione, oppure la cross-correlazione che non può essere molto indicativa per gli effetti di prelievo della sorgente, oppure il contributo frequenziale non può dare alcuna indicazione riguardo al cross-talk. La riduzione del cross-talk attraverso filtri spaziali è il metodo più applicato in pratica ma ha diversi problemi: il primo riguarda le diverse anatomie e il secondo è che il filtro spaziale molto selettivo dà delle informazioni molto localizzate, perdendo lo studio del muscolo target globale. Usare dei sistemi singoli differenziali riducendo la distanza interelettrodica non è il modo giusto per ridurre l'effetto di cross-talk perché il segnale che preleviamo dal cross-talk ha delle caratteristiche particolari, specialmente per gli effetti di fine fibra. Un metodo importante è quello di cercare di posizionare bene gli elettrodi, cercando di ridurre il quantitativo di cross-talk e anche adattare delle tecniche avanzate di separazione delle sorgenti.

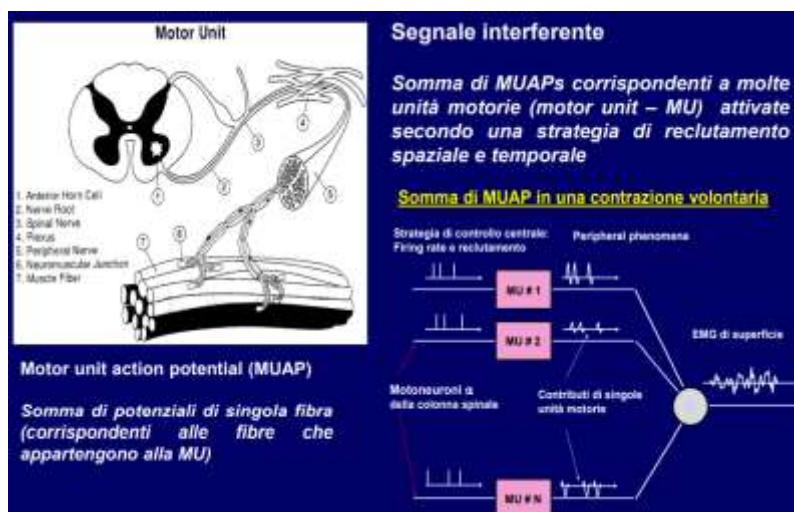


Abbiamo visto come si può simulare un potenziale associato ad una singola fibra muscolare; quindi, il potenziale che andiamo a simulare può descrivere l'effetto della propagazione dalla zona di innervazione ai due tendini tenendo conto della generazione del potenziale d'azione all'estinzione di tali potenziali. Possiamo descrivere il nostro volume conduttore, possiamo mettere diversi strati e così via. Abbiamo ottenuto quello che va sotto il nome Single Fiber Action Potential (SFAP) che però è una quantità che non potremmo mai misurare nella pratica. Quello che possiamo misurare è l'attivazione del minimo blocco costitutivo del muscolo che è l'unità motoria; quello che possiamo osservare è il MUAP. L'unità motoria formata dal neurone motore e dalle fibre che questo innerva. Un

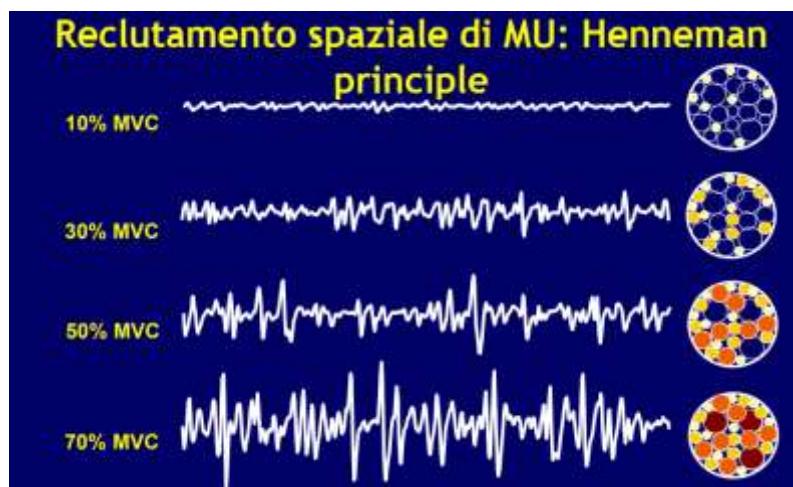
muscolo può contenere centinaia di unità motorie e ogni unità motoria può avere un diverso numero di fibre, anche dieci fibre arrivando fino a un centinaio di fibre. La velocità di conduzione nel nervo è molto alta grazie alle cellule di Schwann che sono isolanti per cui la conduzione si ha solo tramite i nodi di Ranvier. La conduzione saltatoria garantisce delle velocità di propagazione pari a $50 \frac{m}{s} \div 60 \frac{m}{s}$, dieci volte superiore alla velocità di propagazione lungo le fibre muscolari, la quale velocità si aggira attorno ai $4 \frac{m}{s}$.



Le unità motorie possono essere di diverso tipo; la classificazione più semplice è quella che raggruppa le unità motorie in unità motorie di tipo I e unità motorie di tipo II (A e B). Le fibre di tipo I identificano le fibre piccole, dette anche fibre rosse, che sono fibre che lavorano con un metabolismo ossidativo, quindi c'è molto sangue che arriva. Possono contrarsi con una velocità lenta e hanno una grande resistenza. Le fibre di tipo II sono invece fibre grandi, sono tipicamente unità motorie grosse, con tante fibre, sono fibre bianche perché hanno un metabolismo anaerobico e permettono una contrazione importante, la quale sviluppa una grande tensione muscolare. Le fibre di tipo II si dividono in fibre di tipo IIA e IIB, andando a distinguere il fatto che alcune di queste fibre hanno un metabolismo solo anaerobico oppure un metabolismo misto. La fibra può essere convertita con delle proprietà che sono più simili alla fibra di tipo I piuttosto che alla fibra di tipo II. Notiamo anche che il territorio delle unità motorie è sovrapposto con altri territori di altre unità motorie; possiamo pensare che in ogni porzione di muscolo ci siano circa una decina di unità motorie sovrapposte il che garantisce una contrazione uniforme.



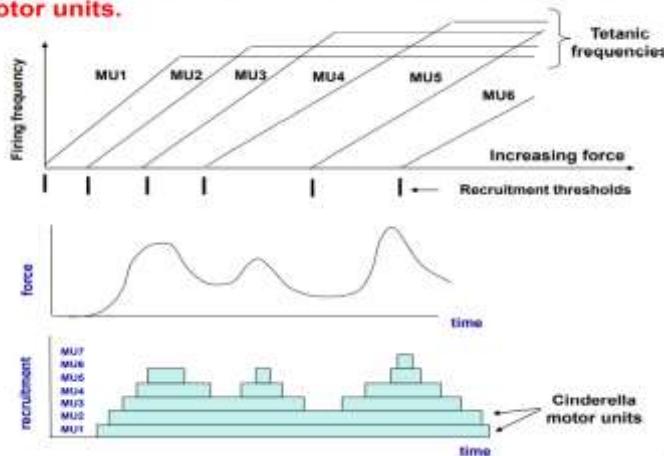
Come facciamo a simulare un MUAP? Basta sommare i potenziali di ciascuna fibra appartenente all'unità motoria. Volendo generare un segnale EMG realistico, in condizioni fisiologiche, dobbiamo tenere conto che in un muscolo abbiamo un centinaio di unità motorie che agiscono insieme, tipicamente attivate contemporaneamente. Ci sono due tipi di contrazione: la contrazione stimolata, dove il muscolo viene stimolato esternamente attivando tutte le unità motorie che vengono reclutate nello stesso momento, e la contrazione volontaria, dove c'è un reclutamento asincrono delle unità motorie, mostrando delle velocità di sparo differenti.



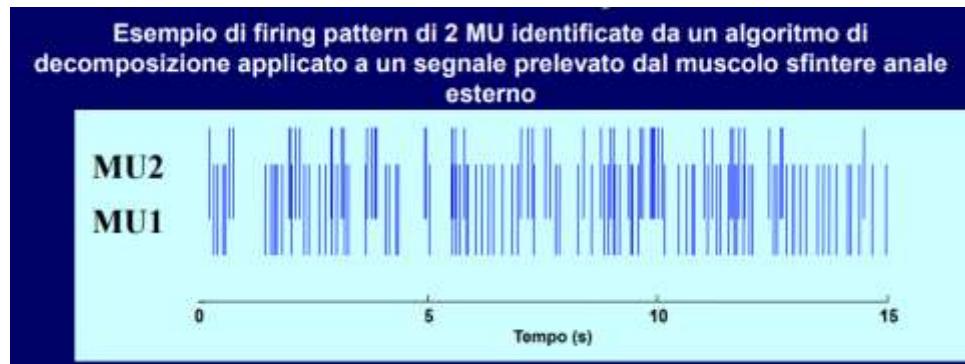
Nel segnale interferente ci sono due fattori importanti da valutare: reclutamento spaziale delle unità motorie e reclutamento temporale delle unità motorie. Per reclutamento spaziale si intende di andare a descrivere quali unità motorie vengono reclutate in base allo sforzo richiesto, dove lo sforzo richiesto viene misurato in funzione dello sforzo massimo (maximal voluntary contraction – MVC). A bassi livelli di forza come il 10% MVC abbiamo poche unità motorie reclutate, a livelli di contrazione superiore le unità motorie reclutate precedentemente (al 10% MVC) restano ancora attive e ne vengono reclutate di nuove, arrivando al 30% MVC. Ad esempio, nel bicipite, quando ci troviamo al 70% MVC, abbiamo reclutato tutte le unità motorie del nostro muscolo. Questo è noto come il principio di Henneman, secondo il quale ci sono unità motorie, quelle più piccole, che vengono reclutate subito e sono sempre attive e sono state chiamate "unità motorie cenerentola". Questo principio ha permesso di interpretare alcune patologie dettate da un lavoro con basso livello di contrazione ma ripetitivo, ad esempio patologie relative al muscolo dell'avambraccio, della mano. Durante uno sforzo prolungato ci sarà un certo ricircolo delle unità motorie, dove alcune unità motorie saranno dereclutate e altre reclutate cercando di resistere allo sforzo il più possibile. Possiamo andare a descrivere con un simulatore il reclutamento spaziale tramite la definizione di soglie, al di sopra della quale le diverse unità motorie vengono reclutate.

$$RTE(i) = e^{\frac{\ln(RR)_i}{n}} \quad \text{con } i = 1, 2, \dots, n$$

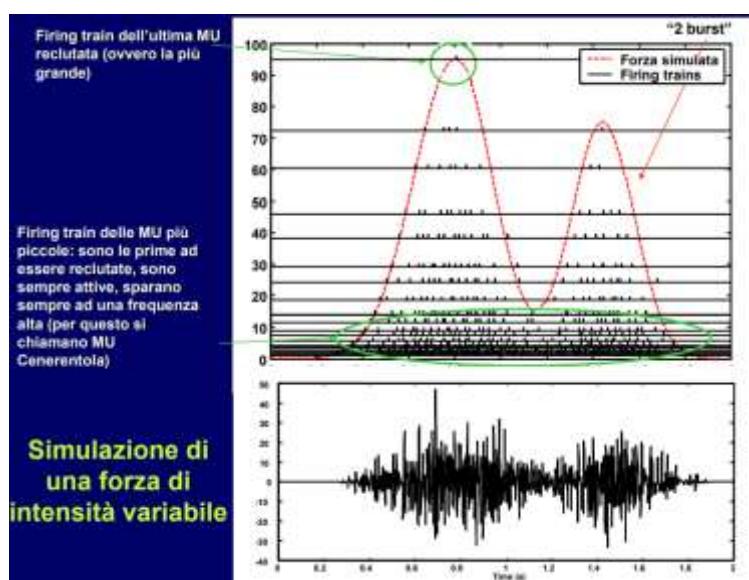
Motor unit recruitment strategies and the Cinderella motor units.



In figura un esempio di contrazione non isotonica a forza variabile, con una rappresentazione di ciò che fanno le unità motorie. C'è l'unità motoria MU1 che viene reclutata inizialmente e rimane attiva per tutta la durata dello sforzo, poi si osservano altre unità motorie che vengono reclutate per sforzi maggiori e successivamente dereclutate quando la forza scende. Una seconda modalità per modulare la forza che è il modo in cui vengono fatte sparare le diverse unità motorie. Andando a variare la frequenza di sparo di una certa unità motoria, noi riusciamo a farla aumentare o diminuire.

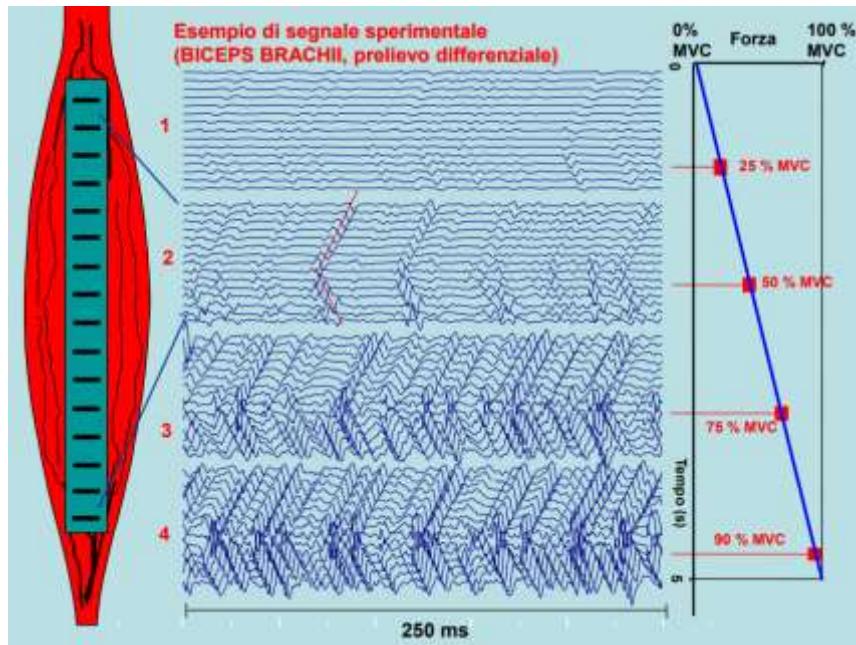


Le unità motorie riconosciute sono solo due e notiamo che non sparano in modo continuo, con una frequenza di sparo costante, ma hanno una variabilità nel tempo di sparo molto evidente. Questo possiamo interpretarlo e modellizzarlo con un modello di simulazione che può essere più o meno avanzato. Un modo per andare a descrivere il firing pattern di un'unità motoria è andando a definire una frequenza di sparo minima e una frequenza di sparo massima, dove la frequenza di sparo minima è circa 8 Hz mentre la massima è attorno ai 30 Hz. Una volta superata la soglia di attivazione dell'unità motoria, quando richiediamo al nostro muscolo un 11% MVC l'unità motoria inizia a sparare. A livello della soglia spara alla frequenza minima, ma aumentando lo sforzo si ha anche un aumento nella frequenza di sparo. Tale aumento può essere supposto a seconda di diverse relazioni; è stata scelta una relazione lineare come 1 Hz per ogni % rispetto alla soglia. Aumentando lo sforzo, per ogni 1% MVC di sforzo aggiuntivo, avremmo 1 Hz in più, arrivando al limite massimo di 30 Hz. Una volta definita la frequenza di sparo dell'unità motoria, dobbiamo considerare che la frequenza di sparo non è costante ma c'è una variabilità e secondo questo modello la variabilità è introdotta da un termine stocastico che può essere un rumore Gaussiano che viene aggiunto in modo da dare una variabilità ai diversi intervalli tra spari. Questo intervallo prende il nome di "inter-spike interval" che sarebbe stato costante se ci fossimo fermati ai primi tre punti di questo modello, ma nella realtà non è costante perché viene aggiunta una variabile casuale dell'ordine del 20% come standard deviation dell'intervallo medio.



Per ciascuna unità motoria costruiamo un firing pattern realistico e possiamo così simulare il nostro segnale interferente. Tramite il modello rappresentato in figura vediamo che è stato richiesto di simulare uno sforzo dinamico e osserviamo le diverse soglie in cui venivano reclutate le unità motorie. Alcune unità motorie vengono

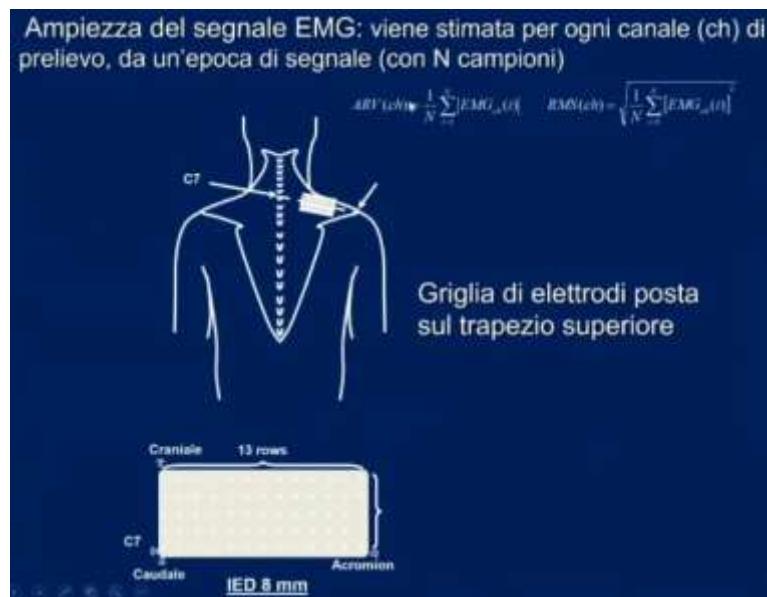
reclutate in un intervallo di tempo molto piccolo per poi essere dereclutate perché lo sforzo va al di sotto della soglia. Si osserva il segnale EMG che si ottiene.



Questo è un bicipite studiato con una schiera lineare di elettrodi, vediamo la zona di innervazione e le propagazioni verso i due tendini. Aumentando il livello di forza il segnale diventa sempre più ampio e sempre più interferente, questo perché abbiamo più unità motorie coinvolte.

Abbiamo visto le tecniche per il prelievo del segnale multicanale, dei modelli matematici per l'interpretazione di segnali, modelli che possono essere utili per lo sviluppo di filtri spaziali sia che possono essere utili per l'estrazione di informazioni sempre meno affetta da caratteristiche anatomiche.

Vediamo ora come estrarre informazioni dal segnale EMG. La prima informazione che possiamo cercare di estrarre è quella riguardante l'ampiezza del segnale EMG.



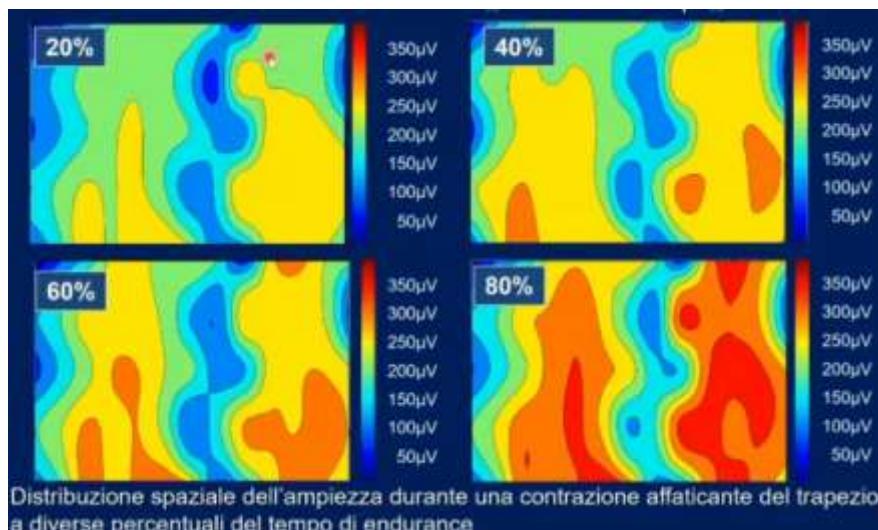
L'ampiezza può essere studiata tramite la stima di diversi indicatori; si considera l'ampiezza media perché non interessa l'ampiezza picco-picco, la quale sarà corrotta da rumore, dove si andrebbe ad avere una stima che dipende molto dal rumore stocastico introdotto dal segnale. Due stime medicate su tutti i campioni possono essere

$$ARV(ch) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |EMG_{ch}(i)| \rightarrow \text{valore rettificato medio}$$

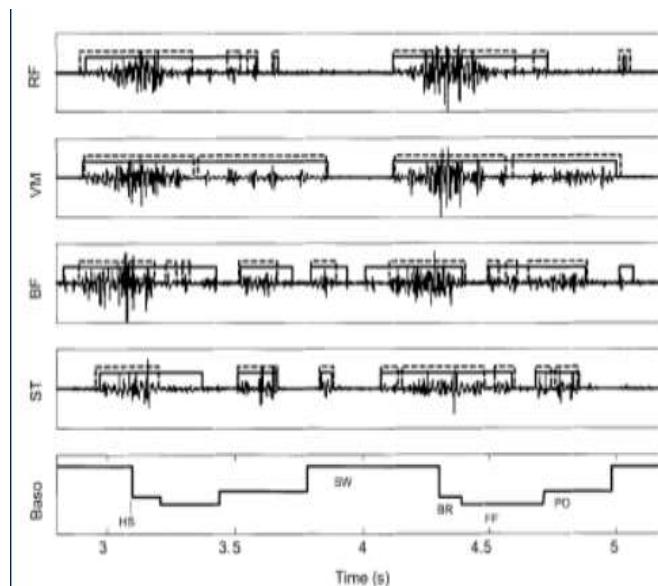
Tipicamente si prendono delle epoches in cui il segnale può essere considerato stazionario.

$$RMS(ch) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [EMG_{ch}(i)]^2} \rightarrow \text{root mean square}$$

Nel primo caso, con il valore rettificato medio, si fa il valore assoluto del campione e si fa la media, dove N rappresenta il numero di campioni. L'RMS è sempre una media dei valori quadratici e una volta fatta questa media se ne fa la radice quadrata per avere un indicatore che abbia l'unità di misura pari a quello dell'ampiezza del segnale EMG.

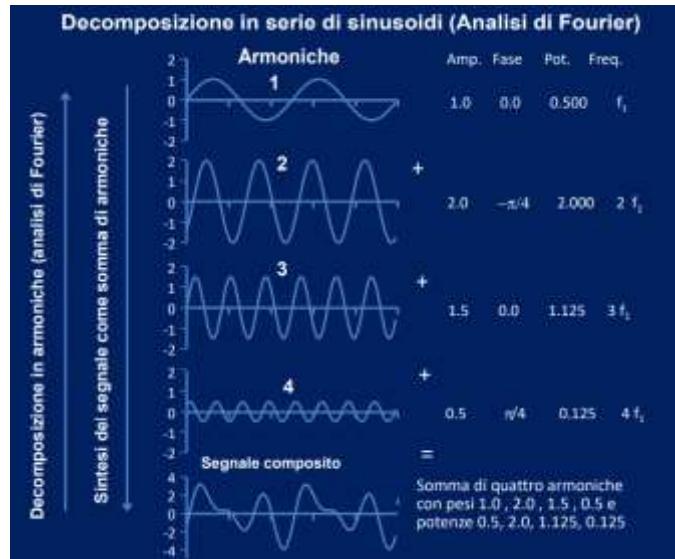


A diversi livelli di forza vediamo come varia l'ARV; al 20% notiamo una bassa ampiezza legata alla zona di innervazione. L'ampiezza può servire a capire se un muscolo è attivo o meno; ci sono studi in cui è interessante conoscere le tempistiche di attivazione di vari muscoli, come nell'analisi del cammino, dove l'idea è quella di andare a monitorare diversi muscoli come il tibiale anteriore, il gastrocnemio e andare a capire quali sono le tempistiche di attivazione perché questo indica se il cammino è normale oppure patologico e si può capire come intervenire nel caso di patologie. Ci sono diversi metodi per capire se il muscolo è attivo o spento.



Ci sono metodi ad una soglia, dove il segnale rettificato e smussato tramite un filtro passa-basso supera una certa soglia che però potrebbe generare accensione e spegnimenti molto rapidi quando l'attivazione è molto vicino alla soglia, quindi una tecnica più stabile è quella a doppia soglia, dove abbiamo una soglia più alta che ci garantisce che il muscolo sia acceso e una soglia più bassa che ci assicura che il muscolo sia spento, così quando si ha un'attivazione muscolare molto prossima alla soglia e si osservano variazioni rapide dell'ampiezza non rischiamo di avere accensioni e spegnimenti ravvicinati. Una tecnica più avanzata si basa sulle Wavelets, dove l'idea è quella di approssimare il segnale EMG con delle forme d'onda che sono tutte in relazione con un prototipo che va sotto il nome di "ondina madre" e sono in relazione con tale ondina madre tramite uno scalamento temporale. Queste ondine scalate nel tempo vanno sotto il nome di "ondine figlie", le quali permettono di ricostruire abbastanza bene il nostro segnale. Anche nella trasformata di Fourier si cerca di ricostruire il segnale con un altro tipo di onda, che sarebbe una sinusoide; il problema della sinusoide è che hanno un supporto infinito, mentre le ondine considerate nella tecnica Wavelets hanno un supporto molto limitato. Il fatto di poter riscalare nel tempo offre la possibilità di considerare delle onde con diversa velocità di conduzione. Dalla scomposizione del segnale in tante ondine posso capire, a livello di singolo MUAP, quando un muscolo è veramente attivo.

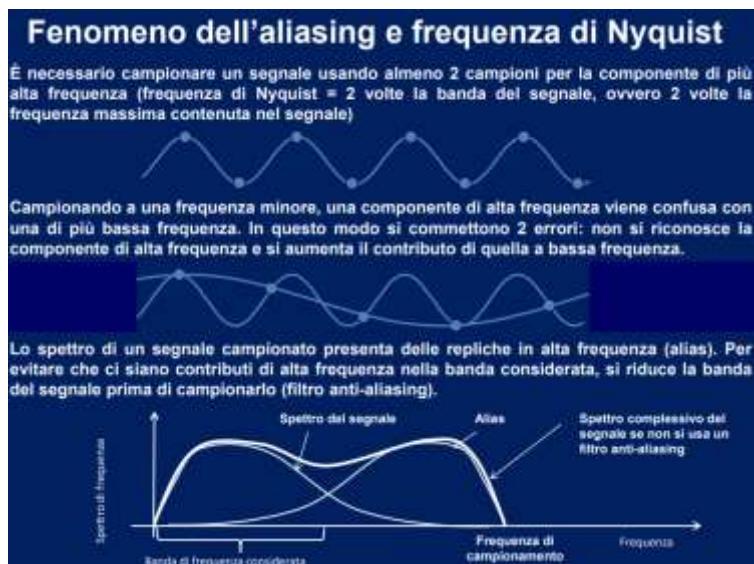
Un altro metodo per analizzare il segnale EMG è tramite l'analisi di Fourier. L'analisi di Fourier permette di analizzare un qualunque segnale tramite la somma di diverse sinusoidi. Quello che si osserva nel segnale EMG durante una contrazione affaticante è un rallentamento dei diversi potenziali, legati ad una diminuzione della velocità di conduzione.



Il segnale può essere decomposto come somma di diverse armoniche che sono caratterizzate dall'ampiezza e dalla fase. Si parla di analisi quando si scomponete il segnale in tante sinusoidi e di sintesi quando si vanno a risommare le sinusoidi per costruire il segnale.



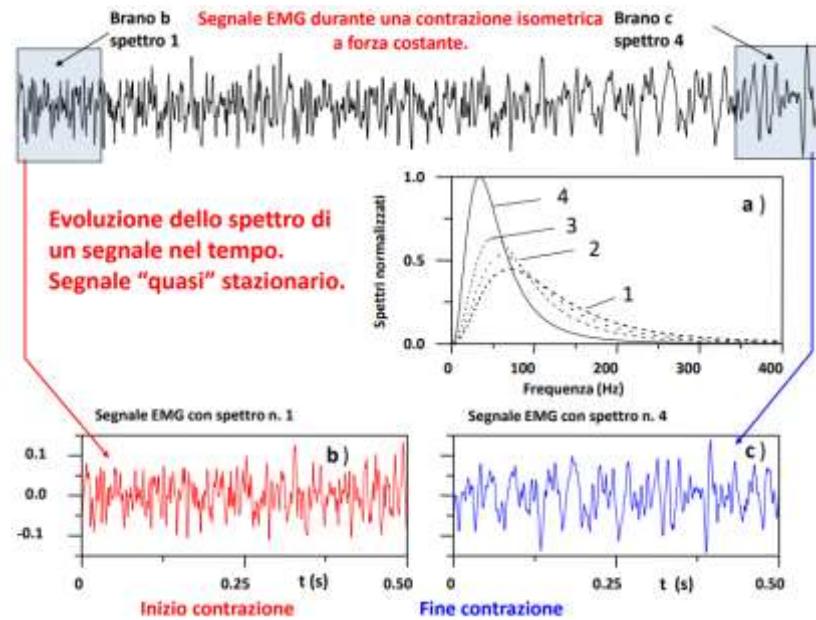
Nel caso di una contrazione affaticante ci aspettiamo che si passi da una condizione in cui le alte frequenze siano ben rappresentate, dato dalla maggior potenza, ad una situazione in cui le basse frequenze sono preponderanti.



Il fenomeno dell'aliasing viene sempre mostrato come qualcosa di complicato, ossia il campionamento di un segnale continuo per un treno di delta di Dirac e tale prodotto viene trasformato in una convoluzione del segnale, la quale fa in modo che io non abbia la trasformata del mio segnale originale ma la trasformata ripetuta. Perché si possa ricostruire in modo fedele il nostro segnale, bisogna essere in grado di dividere il segnale della banda base dalle altre bande. Questo possiamo farlo soltanto se la trasformata nella banda base e la trasformata degli alias sono abbastanza separate tra di loro e per far in modo che lo siano devono avere almeno due campioni per ogni ciclo della frequenza più alta che abbiamo del nostro segnale.

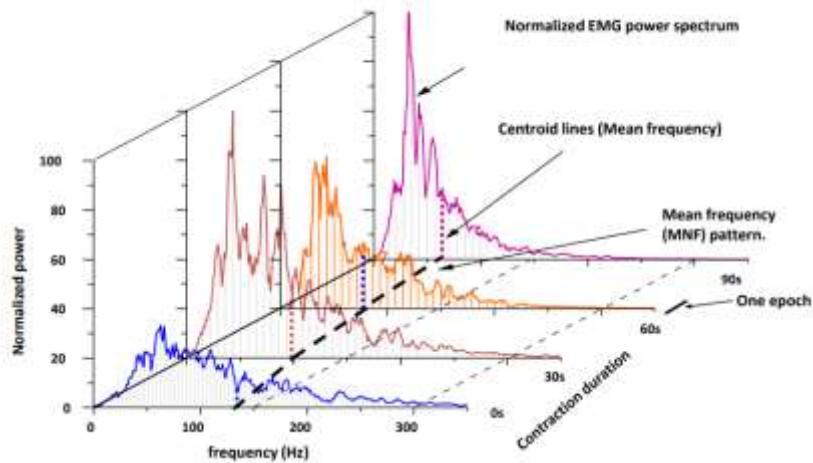
Supponendo di avere una sinusoide, immaginiamo di avere meno di due campioni per ogni ciclo; possiamo notare che non c'è una sola sinusoide che passa per quei punti, ma ce n'è anche un'altra di bassa frequenza che passa esattamente per gli stessi punti. È come se la mia componente di alta frequenza fosse letta come una componente in bassa frequenza e questo reca danno alla nostra rappresentazione, perché abbiamo una sovrapposizione di contributi. Questo spiega che è meglio campionare ad alta frequenza in modo da non avere questa perturbazione e spiega anche il motivo per cui viene applicato un filtro passa-basso prima di campionare il segnale, in modo che la coda di bassa frequenza venga eliminata. Supponendo di avere un segnale formato da una sinusoide a 100 Hz, bastano due campioni per ogni ciclo? Riflettendoci, non è sufficiente perché se quei campioni li andassimo a mettere in corrispondenza di 0, il secondo campione lo metteremmo quando è di nuovo 0. Se la nostra sinusoide sfasasse un po' riusciremmo a prendere campioni a frequenze diverse, ma questo comunque non ci permetterebbe

di stimare bene le ampiezze, a meno che non mettiamo il primo campione in corrispondenza del massimo. Questo è uno dei modi per rendersi conto che la frequenza di Nyquist è abbastanza stringente, la quale come indicazione va bene per rappresentare segnali a banda larga ma sarebbe meglio campionare a frequenza di Nyquist più grande per avere una risoluzione decisamente migliore dell'ampiezza del segnale.

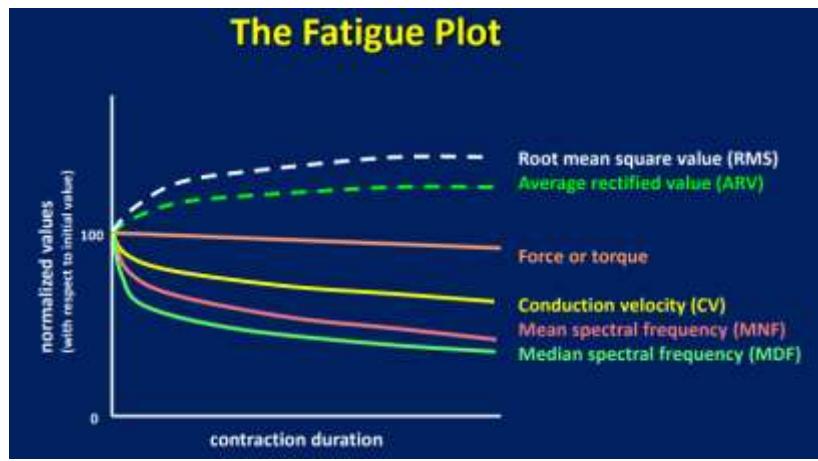


Vediamo come in un brano di segnale EMG, all'inizio, si abbia un segnale con tanti spike e verso la fine si hanno invece delle forme più smussate, proprio perché abbiamo delle velocità di conduzione minori, sovrapposizioni di diversi MUAP. Andando a stimare le Power Spectral Density (PSD) di questi segnali vedremmo che il primo brano avrà una PSD con contributi abbastanza distribuiti nel range di frequenza, con contributi ad alta frequenza di una certa ampiezza, mentre il quarto brano mostra una PSD piccata verso le basse frequenze.

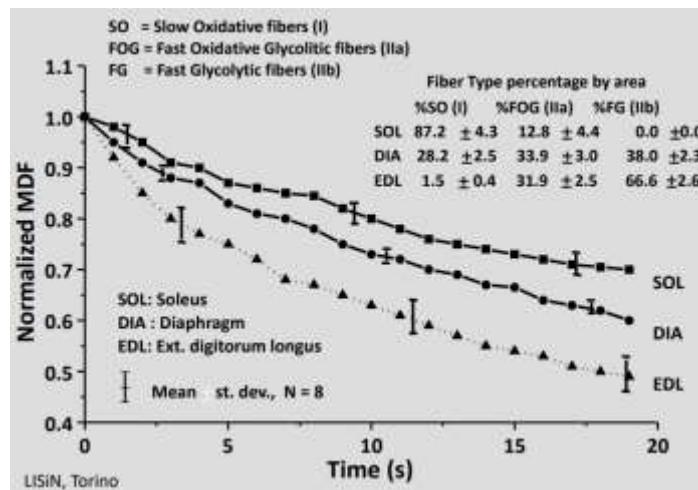
Myoelectric manifestations of muscle fatigue



Qui osserviamo un vero segnale EMG, dove la PSD è stata stimata con una tecnica FFT. La stima, rispetto a prima, risulta molto più variabile. Si tratta di un segnale al 60% MVC, dove è stata mantenuta la contrazione per 90 s e si può osservare che all'inizio le componenti frequentziali sono distribuite poi le componenti di alta frequenza diminuiscono molto ed emergono soprattutto componenti a bassa frequenza.

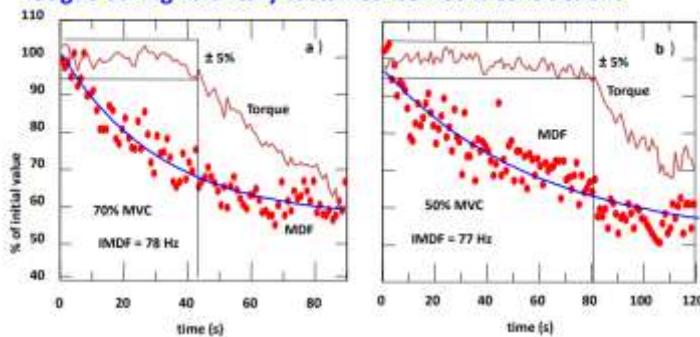


Il fatigue plot permette di caratterizzare abbastanza bene la fatica muscolare in termini di manifestazioni mioelettriche. Chiedendo ad un soggetto di mantenere una forza costante, di manifestazioni meccaniche di fatica non ne vedo perché il soggetto è in grado di mantenere un certo livello di forza per un certo intervallo di tempo; quindi, non riesco a misurare oggettivamente la fatica, mentre le variabili mioelettriche variano sin dai primi secondi e questo è un risultato molto importante che ha fatto in modo di promuovere molto l'elettromiografia di superficie. Abbiamo visto, come parametri, la frequenza media, la frequenza mediana, i quali indicatori diminuiscono con il tempo. Questi sono legati alla velocità di conduzione, la quale diminuisce all'aumentare della lunghezza dei MUAP. Ragionando sulla definizione di RMS e ARV, che sono misure di ampiezza mediate, avendo MUAP più larghi abbiamo un integrale maggiore; quindi, questi due parametri aumentano nel tempo, ma sono anche caratterizzati da una diminuzione della velocità di conduzione. La velocità di conduzione è un indicatore con un andamento monotono, mentre gli altri parametri sono soggetti a brusche variazioni.

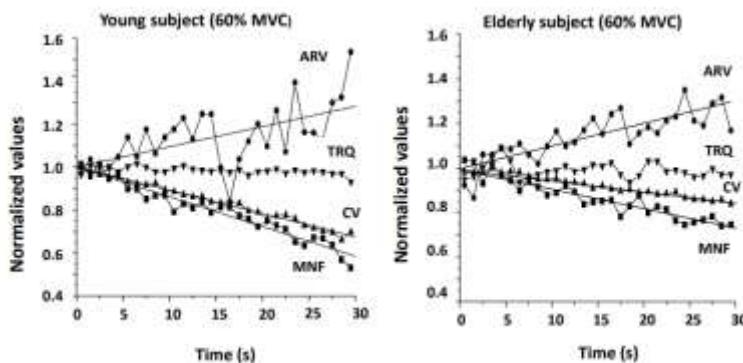


Alcuni studi sono stati condotti sulla variazione di indicatori della frequenza, come la frequenza mediana, che è il valore della frequenza che divide lo spettro in due parti uguali. Erano stati considerati diversi muscoli: il soleo, il diaframma e l'estensore delle dita. Tali muscoli erano noti per avere una percentuale diversa di tipi di fibre. Il soleo, che è il muscolo più resistente, effettivamente mostra un decremento nel tempo della frequenza mediana molto minore rispetto agli altri muscoli. I muscoli che presentano un tipo di metabolismo non ossidativo si affaticano molto più velocemente.

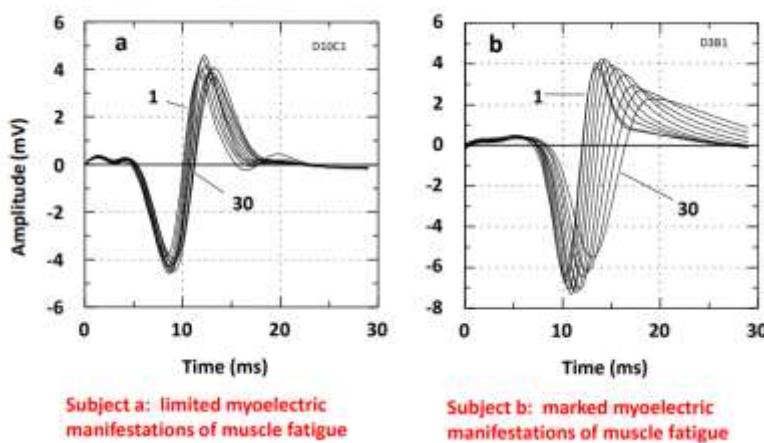
Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue during voluntary sustained isometric contractions



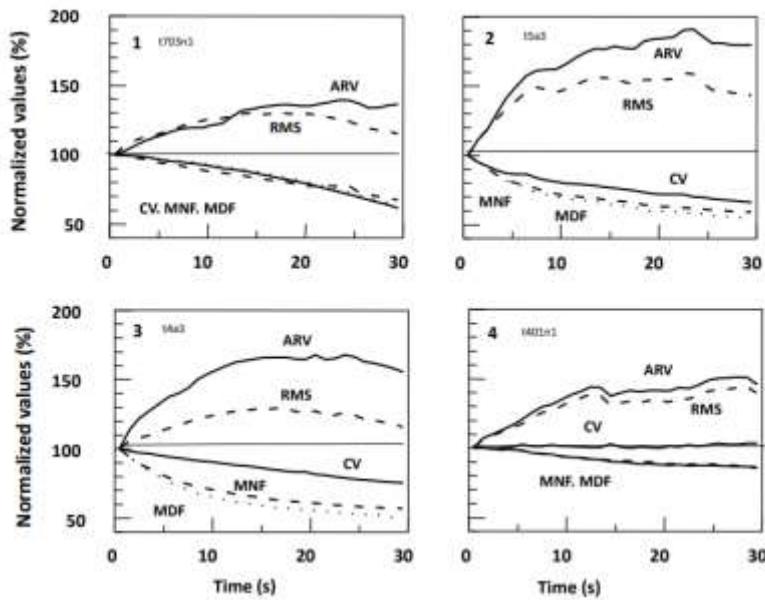
Qui abbiamo degli esempi di prove sperimentali in cui si chiedeva ad un soggetto di tenere quanto possibile un certo sforzo, entro un range di oscillazione pari al 5%, e poi cercare di dare il massimo anche quando non si riesce più a contrastare lo sforzo. Sono stati considerati due casi, uno in cui si raggiungeva il 70% MVC e uno in cui si raggiungeva il 50% MVC; il tempo di tenuta dello sforzo risulta diverso e anche la variazione della frequenza mediana è molto diversa tra questi due casi.



Tramite questo studio si è evidenziato come soggetti più anziani riescano a mantenere lo sforzo per tempi superiori rispetto a soggetti più giovani, anche se il loro massimale sarà inferiore rispetto al massimale dei soggetti più giovani.



Si possono studiare questi fenomeni di fatica anche su segnali stimolati. Nel caso della stimolazione elettrica le unità motorie verranno reclutate contemporaneamente, la somma dei MUAP è sincrona. Gli effetti caratteristici della contrazione del muscolo sono effetti periferici e possono essere studiati in maniera molto fine. In un caso la fatica mioelettrica è stata abbastanza limitata mentre l'ultima contrazione abbiamo un'estinzione che richiede maggior tempo. Nel caso del secondo soggetto, la prima contrazione è abbastanza contenuta mentre l'ultimo MUAP è molto più ampio. Questo comporta una variazione nella velocità di conduzione, nel decremento dei parametri frequenziali e di un aumento dei parametri dell'ampiezza.

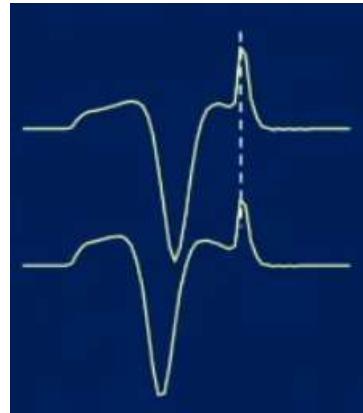


Diversi soggetti possono essere caratterizzati in funzione del fatigue plot poiché generano dei grafici che mostrano notevoli differenze tra di loro. Essendo tutti parametri con unità di misura decisamente diversi, per fare un grafico in cui tutto è messo insieme, bisogna avere delle normalizzazioni, le quali normalizzazioni sono fatte in funzione del primo valore di ciascun parametro.

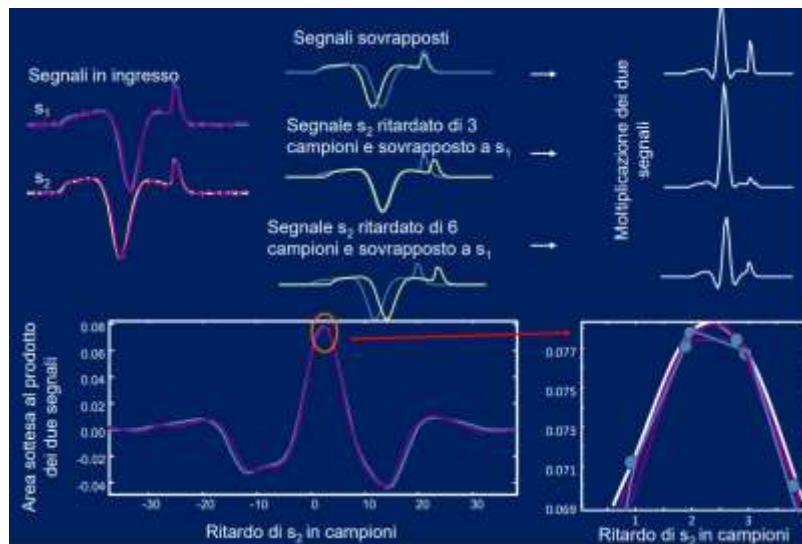
La velocità di conduzione, quando diminuisce, determina un allargamento del supporto temporale. Questo determina una proprietà della trasformata di Fourier, ossia la PSD viene schiacciata verso valori di più bassa frequenza. Come stimiamo la velocità di conduzione? In condizione ideale qualsiasi metodo va bene, ma nella situazione ideale abbiamo segnali non propaganti, mentre in condizioni non ideali il ritardo tra due forme d'onda non è ben definito; quindi, sono proposti diversi metodi per stimare tale ritardo.

Classification of the method	Method	Reference
Methods based on the detection of one signal	Characteristics spectral frequencies	LINDSTROM <i>et al.</i> , 1970 [63]; LINDSTROM <i>et al.</i> , 1977 [65]; STULEN and DE LUCA, 1981 [98]
	Estimation of the scale factor	LO CONTE <i>et al.</i> , 1994 [68]; MUHAMMAD <i>et al.</i> , 2003 [79]
	Detection of spectral dips	LINDSTROM <i>et al.</i> , 1971 [64]
	Autocorrelation technique	SPINELLI <i>et al.</i> , 2001 [96]
Methods based on the detection of two signals along the fiber direction	Delay between reference points in the detected waveforms	LYNN, 1979 [70]; GYDIKOV, 1981 [49]; HOGREL and DUCHENE, 2002 [50]
	Phase difference method	HUNTER <i>et al.</i> , 1987 [53]
	Distribution function method	RIX and MALENGE, 1980 [88]
	Cross-correlation function method	PARKER and SCOTT, 1973 [82]; NAEUE and ZORN, 1983 [80]
	Spectral matching	MCGILL and DORFMAN, 1984 [72]
	Generalized spectral matching	FARINA and MERLETTI, 2003 [38]
Methods based on the detection of more than two signals	Generalization of methods for two delayed potentials to multi-channel detection	SCHNEIDER <i>et al.</i> , 1989 [93]
	Beamforming	FARINA <i>et al.</i> , 2000 [30]
	Maximum likelihood without constraints	FARINA <i>et al.</i> , 2001 [32]; FARINA <i>et al.</i> , 2002 [34]
	Maximum likelihood with constraints	MUHAMMAD <i>et al.</i> , 2002 [78]
	Maximum likelihood from very short signal windows	FARINA <i>et al.</i> , 2004 [39]
	Maximum likelihood from bi-dimensional recordings	FARINA and MERLETTI, 2004 [43]

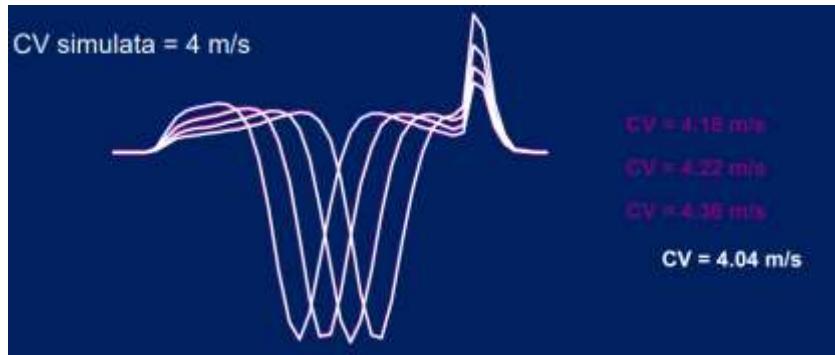
Sono stati descritti i vari metodi introdotti, da metodi monocanale a metodi con doppio canale fino a metodi multicanale. Si valuta il ritardo fra punti di riferimento, quali l'attraversamento dello zero, il massimo e il minimo.



Nel caso del massimo andiamo a identificare la componente di fine fibra, per cui il ritardo è nullo. Nel caso del minimo troviamo del ritardo, ma il campionamento non è sufficiente per risolvere bene il ritardo. Un metodo sarebbe quello di interpolare dei punti vicini e andare a stimare in maniera analitica il ritardo considerando una parabola. Tipicamente abbiamo molto rumore sovrapposto e questo rumore si somma al punto da stimare, il quale corrompe la mia misura. Il problema di queste tecniche è che sono tecniche molto sensibili al rumore. Un altro metodo interessante è quello della cross-correlazione.



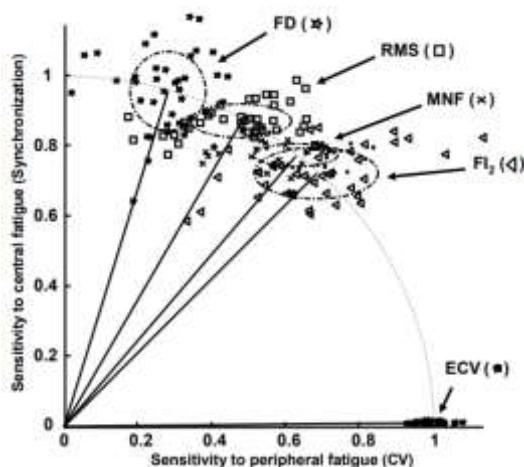
Posso individuare il massimo della cross-correlazione e interpolando con una parabola riuscirei a fare una buona stima del ritardo. Questa tecnica funziona anche corrompendo il segnale con del rumore perché facendo un integrale intermediamo tanti campioni. All'interno di questi due segnali ci sono informazioni importanti riguardanti la velocità di conduzione e gli effetti di fine fibra danno un bias verso valori alti che corrompono l'interpretazione della velocità di conduzione. Un metodo equivalente è quello dei minimi quadrati, ovvero si considerano diversi ritardi tra i due canali, ne calcolo la differenza e poi calcolo il quadrato di questa differenza; in questo modo si nota dove è presente l'errore. Con questo metodo si possono adottare delle tecniche nel dominio di Fourier. Togliere le componenti non propaganti non è molto facile, mentre usando più canali si cerca di allineare ciascun segnale ottenuto con gli altri, facendo la media dei diversi canali minimizzando lo scarto quadratico medio.



$$e_{MLE} = \sum_{k=1}^K \sum_{n=1}^N \left[x_k(n) - \frac{1}{K} \sum_{m=1}^K x_m(n + (m-k)\theta) \right]^2$$

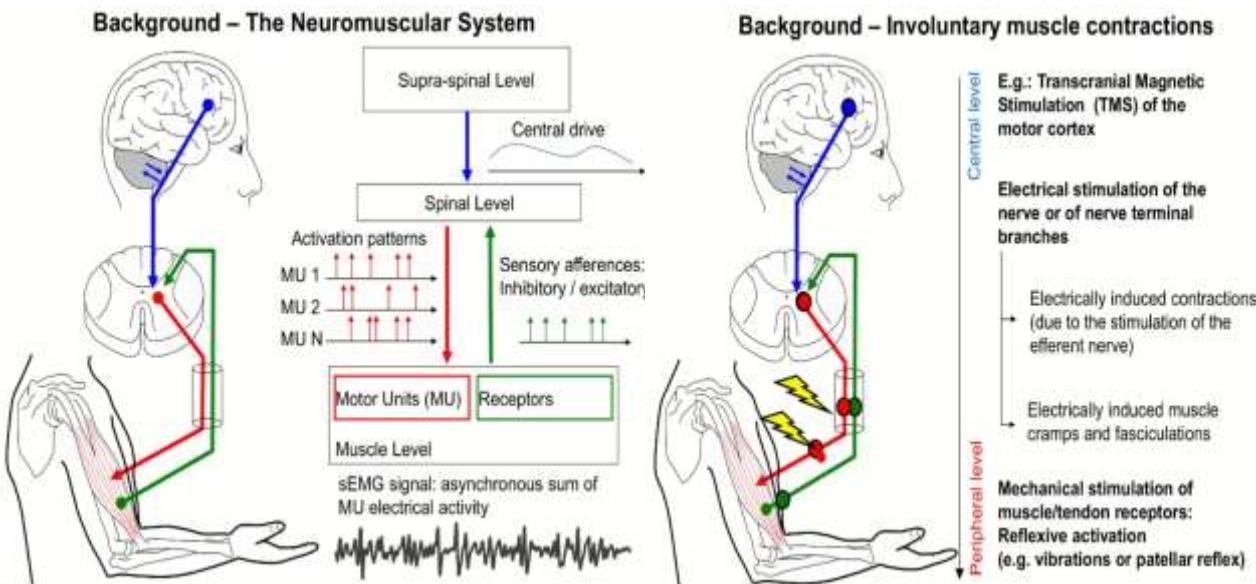
Possiamo notare come le componenti più si avvicinano al tendine, più si accentua la componente di fine fibra. Considerando tutti e quattro i canali riesco ad abbattere meglio la componente di fine fibra.

Sono stati introdotti alcuni indici di complessità per l'identificazione della fatica come l'indice di entropia, l'indice di dimensione frattale, ritenuta utile per identificare una forma di fatica detta fatica centrale.

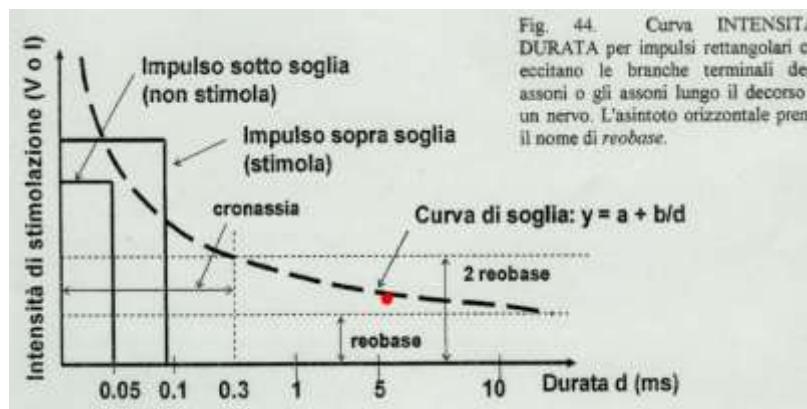


Diversi indici sono andati a caratterizzare diverse simulazioni, dove si andava a simulare una fatica periferica, dettata da una diminuzione della velocità di conduzione, e una fatica centrale dettata da un maggiore sincronismo delle unità motorie. Si è notato che la dimensione frattale è un indice non lineare che permette di dare delle stime che sono leggermente affette dalla velocità di conduzione, quindi dalla fatica periferica, e maggiormente affette dalla fatica centrale. Sarà necessario, in futuro, di caratterizzare meglio la fatica, discriminando meglio i diversi fattori di fatica centrale.

La dimensione frattale è descritta tramite il metodo di boxcounting, dove il segnale viene coperto da quadrati di dimensione decrescente. Il numero di quadrati che coprono il segnale aumenta quando la sua dimensione diminuisce. Se il segnale è semplice, il numero di quadrati necessari a coprirlo cresce linearmente quando la dimensione diminuisce. Se volessi coprire una superficie, il numero di quadrati crescerebbe in modo quadratico. I segnali complessi hanno un comportamento variabile tra questi due estremi.



Nell'elettrostimolazione si ha una stimolazione esterna che va a reclutare contemporaneamente tante unità motorie; l'elettrostimolazione può avvenire sia dal sistema nervoso centrale sia dal sistema nervoso periferico, oppure si può stimolare ad un certo livello della catena che collega il sistema centrale al muscolo. Le applicazioni sono di vario tipo: abbiamo applicazioni nella clinica e nella diagnosi di alcune patologie, alcune applicazioni legate alla riabilitazione, applicazioni che fungono da supporto alla funzione motoria tramite una stimolazione elettrica funzionale e applicazioni nello sport. Un esempio è la stimolazione del peroneo, che permette di tenere su la pianta del piede nella fase del passo, il che è utile, ad esempio, per quelle persone che hanno subito un ictus e sono in fase di riabilitazione. Molto importante è la curva intensità-tempo, la quale mette in relazione l'intensità e la durata dello stimolo affinché si abbia l'eccitazione della membrana e l'innesto del potenziale d'azione.



Si utilizza questa tecnica

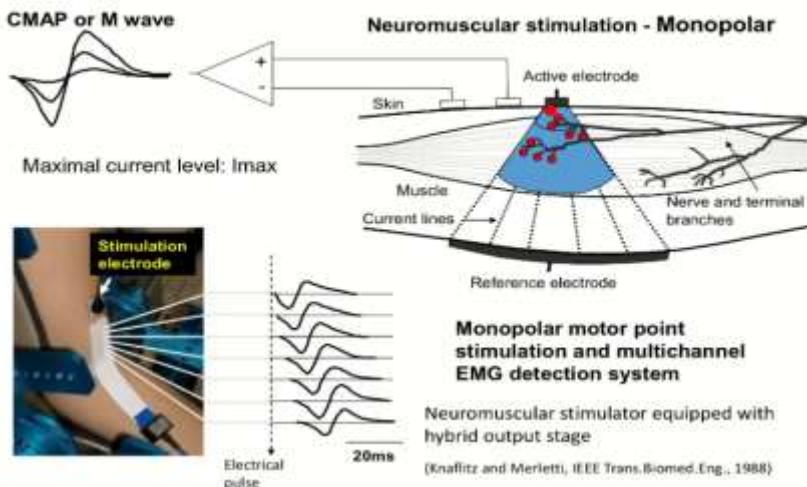
$$E_{soglia} = a + \frac{b}{t_1}$$

La quale tecnica prevede una traslazione che prende il nome di reobase e questa legge fa diminuire la soglia in funzione della durata dello stimolo. La presenza di una reobase indica che con intensità molto bassa io non riesco ad attivare la mia cellula eccitabile, anche somministrando lo stimolo per una durata molto lunga. La cronassia è il tempo corrispondente alla soglia nel caso in cui imponga un'ampiezza dello stimolo pari a due volte la reobase.

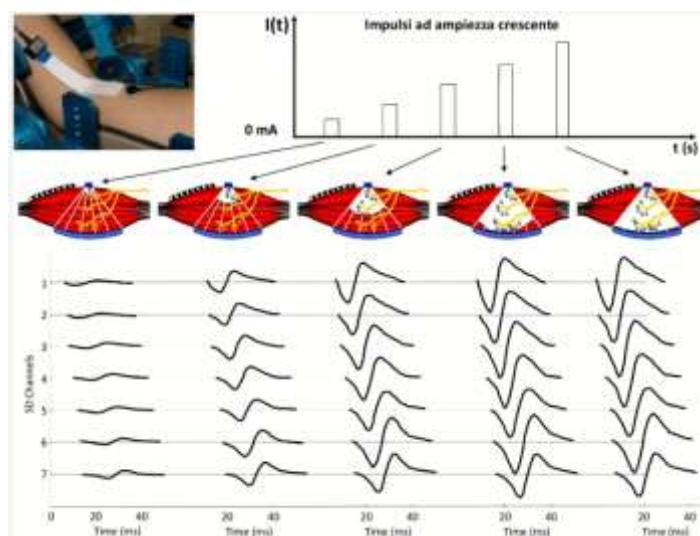
Dal punto di vista elettromiografico abbiamo visto che il segnale interferente, nel caso di una stimolazione stimolata elettricamente, all'esterno raccogliamo un potenziale che è il risultato di una sommatoria sincrona dei potenziali delle unità motorie.

In condizioni sperimentali di laboratorio, è stata condotta una elettrostimolazione monopolare, mettendo l'elettrodo in un certo punto, punto scelto sulla base di una risposta funzionale del muscolo, quindi il punto che garantiva maggiormente la risposta del muscolo.

RISPOSTA MUSCOLARE ALLA STIMOLAZIONE ELETTRICA



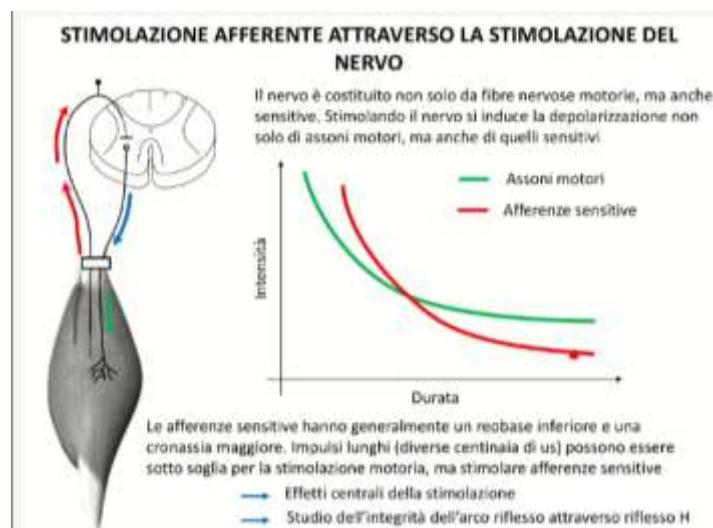
Con questo metodo posso ottenere delle stimolazioni molto selettive perché passa per una regione molto limitata. Lungo le fibre muscolari, vicino al motor point, sono stati schierati una serie di elettrodi in grado di monitorare l'onda M e la sua propagazione in vari canali. Ci sarà un ritardo di propagazione del potenziale d'azione e quindi è possibile valutare molti dettagli. Andando a stimolare con intensità maggiori si passa da onde M contenute a onde M sempre più grandi e molto più propaganti. Questo è un reclutamento di tipo geometrico, dove prima vengono reclutate le unità motorie più superficiali e man mano vengono reclutate unità motorie sempre più profonde, influenzando l'ampiezza dell'onda.



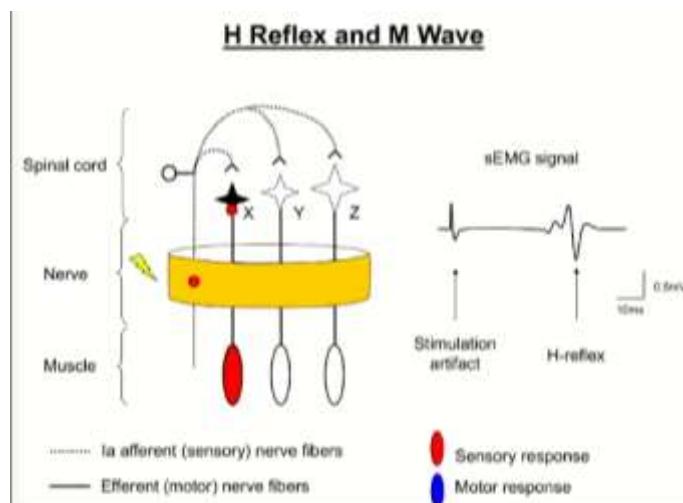
La stimolazione monopolare è molto selettiva, utilizzata molto in ambito della ricerca, mentre la stimolazione bipolare permette di stimolare il muscolo in modo più completo e viene molto utilizzata nello sport e nella riabilitazione. Gli elettrodi vengono posizionati ai due estremi del muscolo, in modo che il flusso di stimolazione riesca ad attivare tutto il muscolo interessato.

Il punto motore è la regione di cute in cui uno stimolo elettrico induce la massima contrazione per un determinato livello di corrente. Dal punto di vista anatomico il punto motore può essere associato alla regione di cute in cui gli assoni motori sono più prossimi alla superficie e quindi più facilmente eccitabili. Il punto motore potrebbe trovarsi vicino ad una regione in cui le fibre nervose passano superficialmente; quindi, vicine alla cute e più vicine alla zona in cui si stimola. Nel caso della stimolazione monopolare è molto importante posizionare l'elettrodo vicino al punto

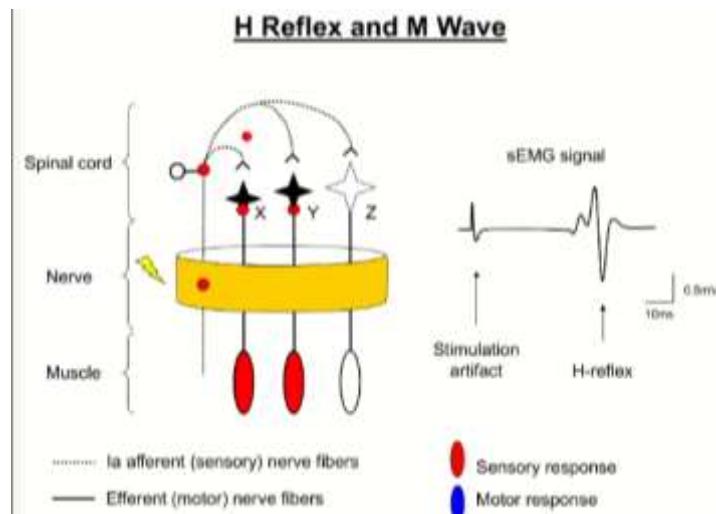
motore, mentre nella stimolazione bipolare questo non ha importanza perché il muscolo viene stimolato nello stesso modo. L'ordine di reclutamento è un reclutamento di tipo geometrico; le diverse aree terminali potrebbero avere zone di innervazione diverse e sulla base della loro dimensione si può supporre che le soglie di reclutamento e le zone di innervazione possono variare in un rapporto 1:2. Tale variazione è una variazione piccola rispetto alle variazioni che si hanno con gli aspetti geometrici. Non esiste una tipologia di unità motoria che viene attivata prima rispetto ad un'altra. Andando a stimolare il nervo, invece, che porta asonni che fanno parte di un muscolo specifico, la stimolazione è costante per tutte le fibre lo compongono. L'ordine di reclutamento è invertito rispetto alle contrazioni volontarie, in cui le prime unità motorie reclutate sono quelle piccole. Gli asonni più grandi sono quelli che andranno ad innervare unità motorie con più fibre muscolari. Quando andiamo a stimolare un nervo, all'interno del nervo passano sia fibre motorie che fibre sensitive, quindi si vanno a stimolare entrambe. Le fibre che portano dei riflessi e delle sensazioni dalle zone periferiche alla zona centrale hanno degli andamenti tipo quelli rappresentati in figura.



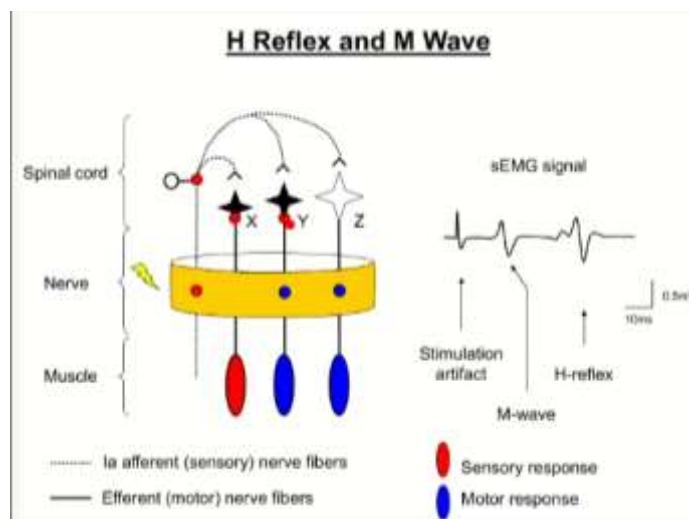
Questo permette per basse intensità di corrente, mantenendo lo stimolo adeguatamente lungo nel tempo, di andare a stimolare solamente le afferenze sensitive, andando a contrarre alcune porzioni del muscolo. Questo avviene anche nella pratica, quando abbiamo un riflesso che induce la contrazione del muscolo, come un riflesso legato allo stretch muscolare, ad esempio col martelletto che colpisce il tendine a livello del ginocchio. Questo meccanismo permette di non perdere l'equilibrio quando si inciampa, perché avviene uno stretch che per via riflessa contrae il muscolo, tirando la gamba e impedendo la caduta. La stimolazione è molto importante per lo studio di diverse patologie. La stimolazione permette di separare gli effetti periferici dagli effetti centrali, permettendo di capire dove si trovi il problema, il quale problema potrebbe trovarsi solamente nelle vie afferenti o nelle porzioni sensitive oppure il problema potrebbe essere causato dall'interruzione di un nervo.



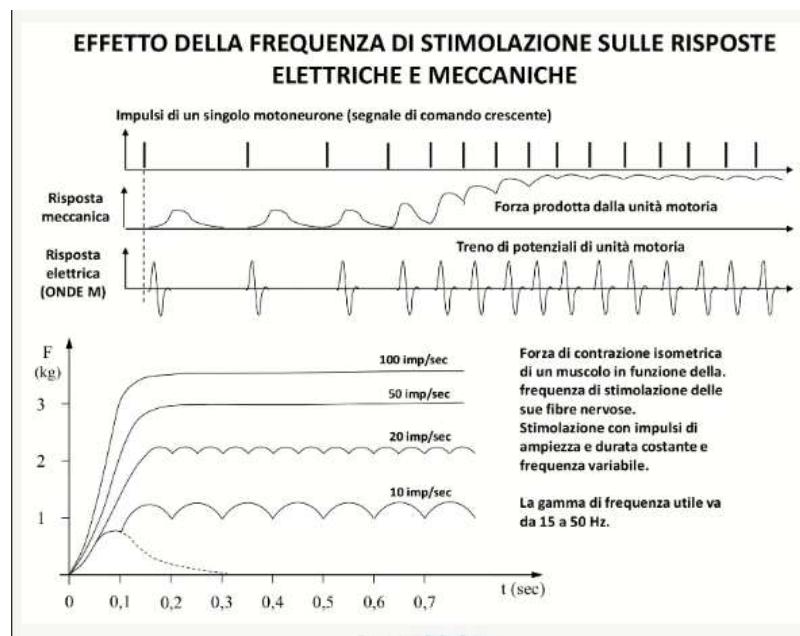
Uno dei riflessi più interessanti è il riflesso H: andando a stimolare a bassa intensità il nervo si vanno a stimolare delle vie afferenti che vanno a connettersi a degli assoni motori, che vanno a contrarre una fibra muscolare e possiamo osservare, tramite elettrodi di superficie, l'attività di tali assoni. Questo comportamento va sotto il nome di riflesso H.



Aumentando la corrente di stimolazione, possiamo attivare delle vie afferenti; abbiamo stimolato un numero maggiore di vie; infatti, in immagine si osserva che sono attivati due neuroni motori e si osserva nel segnale EMG un riflesso H più alto. Aumentando ulteriormente la corrente di stimolazione, stimoleremo vie afferenti e vie efferenti, ossia stimoleremo direttamente gli assoni motori. Avremmo una propagazione detta ortodromica nella direzione delle fibre muscolari che porta ad avere le onde M, mentre in direzione opposta avremmo una propagazione antidromica, facendo in modo di rendere refrattaria la porzione di assone. Lo stimolo che arriva per vie afferenti non riesce più ad attivare il neurone perché questo si trova in periodo refrattario.



In queste condizioni si osserva che l'onda M inizia a formarsi e il riflesso H diventa più piccolo, perché alcune vie vengono inibite dallo stimolo in direzione antidromica. Aumentando ulteriormente l'intensità di corrente tutti gli assoni delle nostre unità motorie vengono attivati e tramite via afferente non riescono ad attivare più nulla.



Dando una stimolazione singola otterremo un singolo twitch, che nel caso della stimolazione elettrica sarà la somma dei twitch di tutte le unità motorie che vengono reclutate, ma andando via via a stimolare elettricamente, osserviamo che la risposta aumenta e la risposta meccanica sarà via via maggiore, raggiungendo una situazione tetanica, dovuta alla sommazione dei singoli twitch. Se la frequenza aumenta, allora ci sarà una sommazione delle varie risposte fino a saturazione.

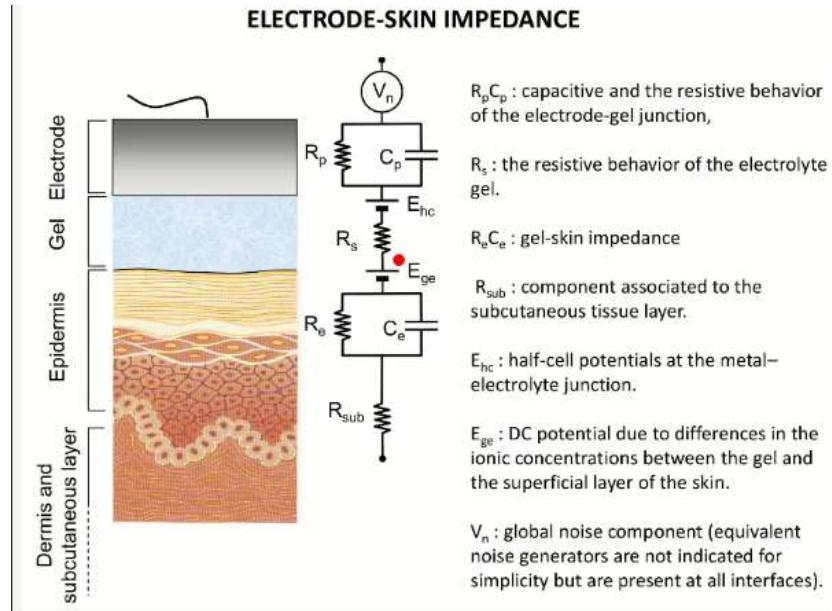
ELETTRODI PER LA STIMOLAZIONE NERVOSA E NEUROMUSCOLARE



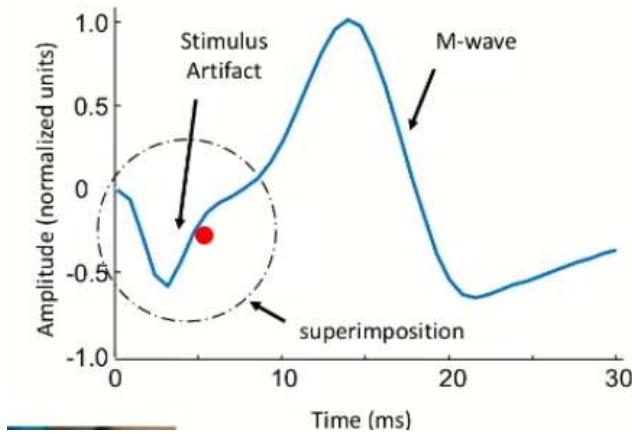
Esistono diversi elettrodi per stimolazione nervosa neuromuscolare. Le proprietà che caratterizzano gli elettrodi di stimolazione sono:

- Dimensione
- Tipologia di interfaccia con la cute

Dalla dimensione dipende la selettività della stimolazione, quindi elettrodi più piccoli saranno più selettivi. Entrambe le proprietà hanno effetto sull'impedenza elettrodo-cute, da cui dipende il livello di tensione necessaria per far scorrere una certa corrente attraverso gli elettrodi. Non dimentichiamo che, dal momento che andiamo a stimolare un tessuto biologico, stiamo interfacciando il mondo della conduzione in un metallo con il mondo della conduzione in una soluzione ionica. In corrispondenza di ciascuna interfaccia si svilupperanno potenziali di semicella, doppi strati e quant'altro. Possiamo modellizzare la situazione in questo modo

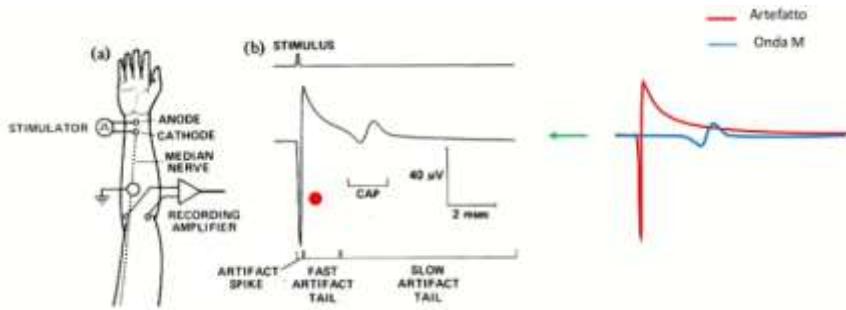


Conoscere l'interfaccia tra l'elettrodo di stimolazione e la cute piuttosto che le varie interfacce che ci sono tra i vari tessuti è interessante per valutare l'effetto elettrico del mio stimolo, ossia l'effetto che posso andare a studiare tramite il segnale EMG. In corrispondenza dello stimolo vi è una differenza di potenziale che vado a misurare con l'elettromiografo che rappresenta un artefatto ed è legato al fatto di aver iniettato una corrente. Essendo presente un artefatto da stimolo, dovremmo cercare di rimuovere tale artefatto, il quale non è localizzato solo in corrispondenza della durata dello stimolo, ma il problema è che vengono caricate delle capacità, le quali modellizzano degli effetti dielettrici e questo fa in modo che, essendo lo stimolo molto breve, l'artefatto abbia una lunga durata.



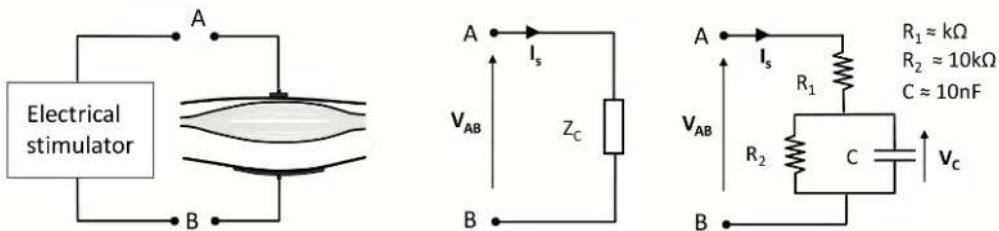
Questo fenomeno fa in modo che la coda dell'artefatto si sommi all'onda M, per cui dobbiamo distinguere le due sorgenti: la sorgente dell'onda M, che è la sorgente biologica, e la sorgente dell'artefatto. Sono state studiate varie tecniche per cercare di affrontare l'artefatto da stimolo; l'artefatto da stimolazione è tipicamente costituito da un picco iniziale seguito da un decadimento esponenziale associato alla scarica delle capacità dei tessuti e dell'interfaccia elettrodo cute. Sia il picco iniziale che la costante di tempo del decadimento dipendono da molti fattori:

- Intensità dello stimolo
- Forma dello stimolo
- Tipo di stadio di uscita dello stimolatore
- Impedenza elettrodi cute (forma elettrodi, trattamento cute etc.)
- Forma degli elettrodi di stimolazione e distanze relative tra stimolazione e prelievo
- Stadio di ingresso dell'amplificatore EMG

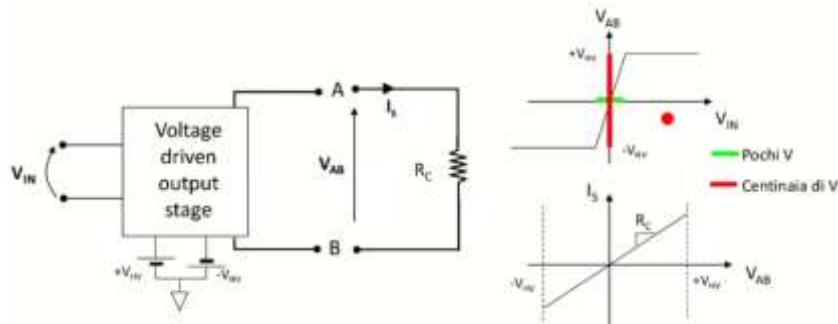


Con la tipologia di stimolazione rappresentata in immagine si può osservare come sia grande l'artefatto da stimolazione, dove l'onda M è totalmente sovrapposta all'artefatto. Diverse tecniche sono state introdotte, sia hardware che software.

Lo stimolatore elettrico deve garantire una stimolazione selezionabile dall'utente, sia in termini di ampiezza sia in termini di frequenza, che sono le caratteristiche più importanti, come è importante portare la giusta corrente al tessuto che si vuole stimolare. Bisogna scegliere tra la stimolazione in tensione e la corrente che passerà all'interno del tessuto, che dipenderà dalla stimolazione del tessuto. Le forme d'onda possono essere di qualsiasi tipo; possono essere onde monofasiche, ossia si inietta la stessa corrente nello stesso tempo, oppure onde bifasiche. Dal punto di vista pratico, diverse forme d'onda di stimolazione non danno grande effetto sul tessuto perché l'onda viene filtrata dal tessuto.



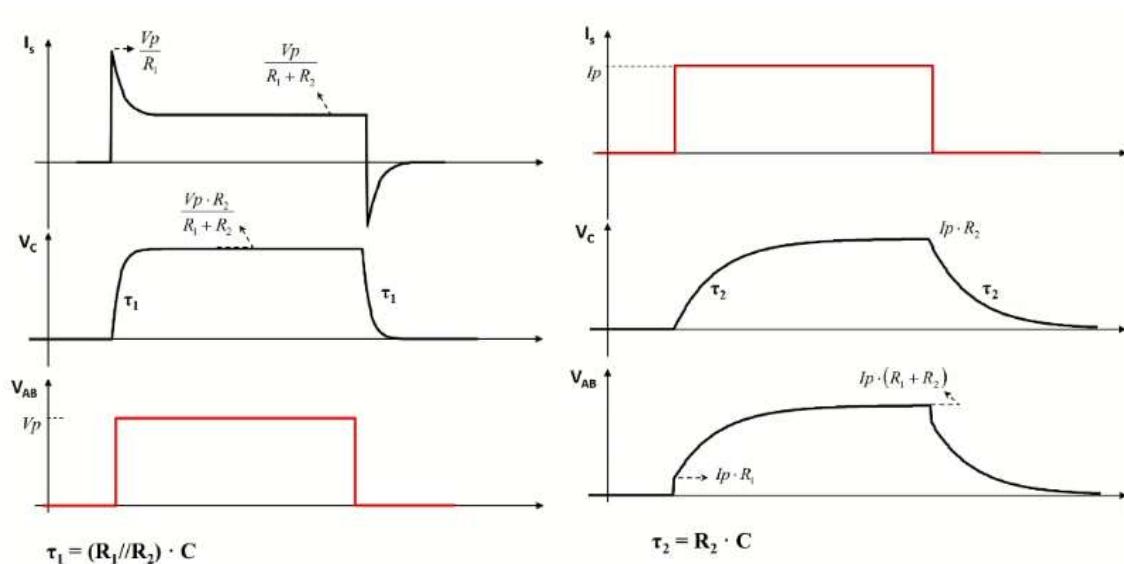
Si può stimolare in tensione come si può stimolare in corrente. La stimolazione in tensione impone una differenza di potenziale tra A e B (V_{AB}), la forma e l'ampiezza della corrente che fluisce nel carico dipende da Z_C , dove Z_C alta implica una I_s bassa. Lo stimolatore in corrente, invece, impone una corrente I_s sul carico modulando la differenza di potenziale tra A e B (V_{AB}) in modo da avere la I_s voluta. La corrente non dipende dal carico (se il generatore di corrente è in grado di fornire la tensione necessaria per far scorrere I_s su Z_C).



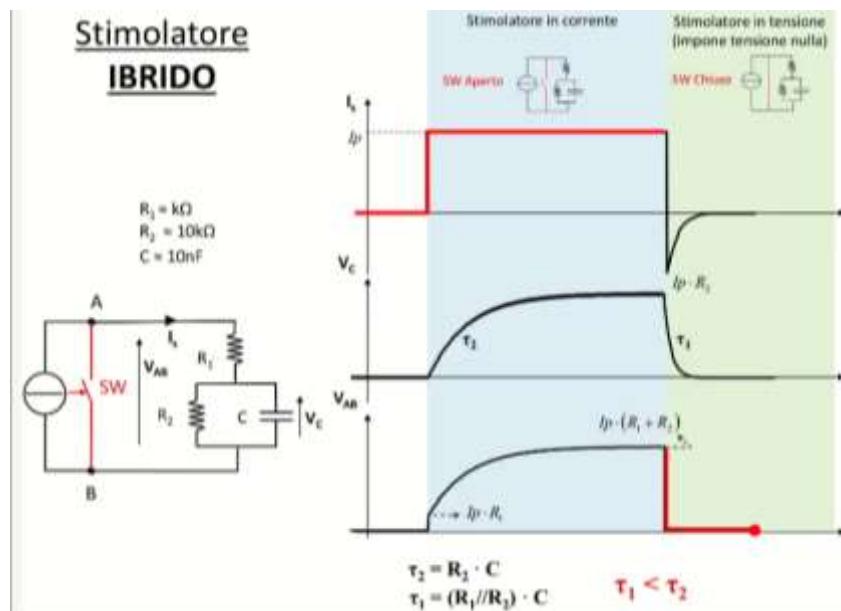
Considerando $Z_C = R_C$, lo stimolatore in tensione è alimentato tra $\pm 150 V$. La corrente che scorre sul soggetto dipende dall'impedenza tra gli elettrodi. Z_C dipende dalla posizione relativa degli elettrodi, dalla loro dimensione, dalle caratteristiche del tessuto interposto (quindi dal soggetto, dal muscolo, dalla situazione sperimentale). Soggetti diversi oppure lo stesso soggetto in situazioni diverse potrebbero essere stimolati da correnti I_s diverse nonostante si imposti la stessa tensione di stimolazione V_{AB} . Se si utilizza lo stimolatore in corrente, invece, la corrente che scorre sul soggetto non dipende dall'impedenza tra gli elettrodi Z_C . Soggetti diversi sono stimolati

dalla stessa corrente I_S indipendentemente da R_C , fintanto che il generatore di corrente è in grado di fornire la tensione necessaria per fare passare I_S su R_C , ossia $-V_{HV} < V_{AB} < V_{HV}$.

Quando ho un'impedenza che assomiglia a quella di un tessuto biologico, la tensione che cade sul tessuto sarà una tensione un po' diversa, avendo tempi di salita e tempi di discesa diversi per la necessità di modulare la tensione sul tessuto. L'effetto dello scarico legato alla capacità avrà un certo andamento, che non mi darà mai una tensione nulla.



Considerando uno stimolatore in corrente, invece, la corrente che vorremmo applicare è rappresentata dall'onda quadra, la tensione è legata ai tempi di carica e scarica delle capacità, mentre la tensione che abbiamo all'uscita dello stimolatore ha un andamento di quello rappresentato in figura.



Notiamo che, quello che potremmo fare, è portare una corrente costante all'interno del nostro tessuto e di mettere a zero la tensione una volta finito di stimolare. Lo stimolatore in corrente è quello che stimola meglio il nostro tessuto, mentre lo stimolatore in tensione è quello che tratta meglio l'artefatto da stimolo. Nel momento in cui voglio spegnere la mia stimolazione, anziché mettere a zero la corrente, metto a zero la tensione. Lo stimolatore in tensione è il più facile da iniettare ma la corrente iniettata non è costante, perché dipende da molti fattori, ma riduce l'effetto dell'artefatto da stimolo, mentre lo stimolatore in corrente è più complesso da realizzare, anche se la corrente iniettata non dipende dal soggetto ma presenta problemi con gli artefatti da stimolo. L'artefatto da stimolo va eliminato in qualche modo e possiamo lavorare sia in modalità da setup sperimentale, riducendo vari

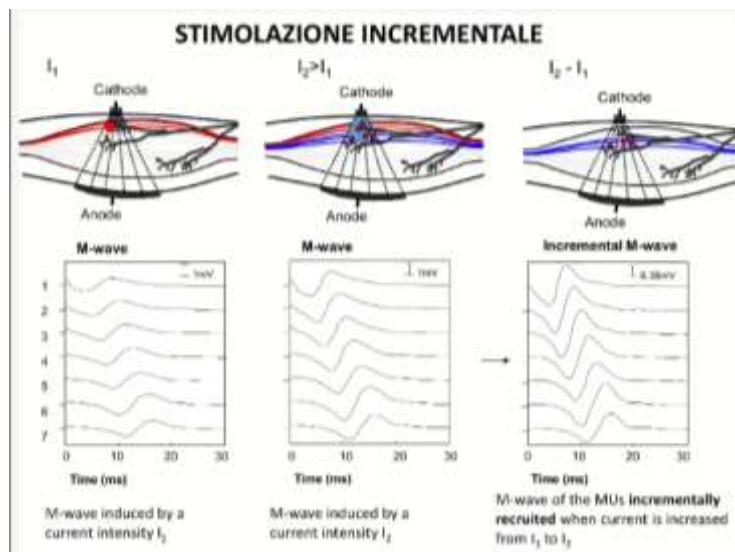
disturbi, posizionando bene gli elettrodi, eventualmente considerando diverse forme d'onda per cercarne una che produca un artefatto il più piccolo possibile. Dal punto di vista hardware possiamo pensare allo stadio di uscita dello stimolatore, alla catena di condizionamento EMG. Dal punto di vista software, invece, possiamo applicare tecniche di rimozione.

Dal punto di vista hardware, pensiamo ai circuiti di blanking e allo slew rate limiter. Entrambi i circuiti sono inseriti nella catena di amplificazione EMG. Spesso vengono usati in combinazione.

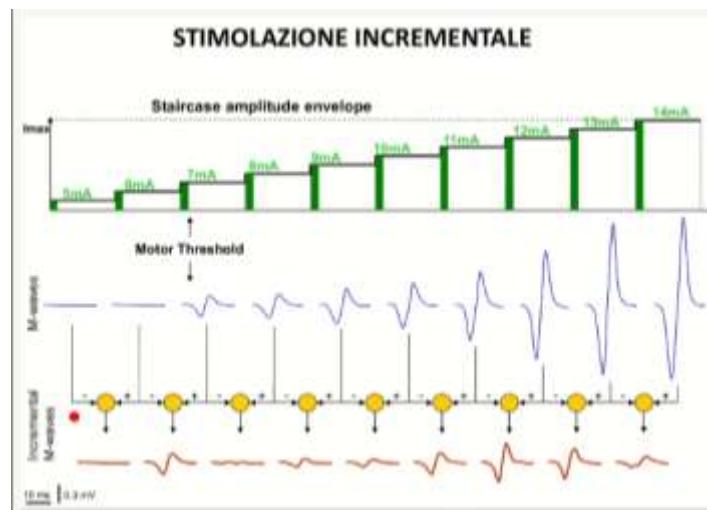
- Il circuito di blanking pone a 0 V l'ingresso dell'amplificatore EMG per pochi millisecondi dall'istante di stimolazione. In questo modo si riduce il picco dell'artefatto e si evita la potenziale saturazione del primo stadio di amplificazione che porterebbe ad un transitorio di scarica molto più lungo del normale.
- Lo slew-rate limiter è un circuito che limita le rapide variazioni di tensione limitando il tasso di aumento della tensione $\left(\frac{V}{ms}\right)$. Questo permette di ridurre l'ampiezza dell'artefatto.

Una volta che abbiamo provato a rimuovere il più possibile l'artefatto da stimolo con tecniche hardware, possiamo intervenire attraverso tecniche software. Come facciamo a rimuovere un artefatto? Una delle idee prevede di andare a mettere a zero i primi campioni del nostro segnale: tutti i campioni che sono concentrati al momento dell'avvio dello stimolatore; quindi, all'inizio prevedo di avere solo artefatto, ad un certo punto avrà artefatto e onda M, quindi devo valutare dove terminare l'inserimento di zeri. L'idea è che l'artefatto da stimolo ha dei contributi di alta frequenza; quindi, la frequenza media del segnale dovrebbe diminuire. L'idea del blanking adattativo è proprio quella di considerare campione per campione, mettere a zero i primi campioni, avremmo poi un minimo della frequenza media dove avremmo un intervallo di blanking ottimizzato, perché la frequenza media diminuisce ogni volta che togliamo l'artefatto da stimolo ma la frequenza torna ad aumentare nel momento in cui inizio a imporre dei gradini a causa del taglio dell'onda M. Si possono avere altre tecniche tramite filtri adattativi; l'idea base è quella di ricostruire l'artefatto da stimolazione partendo da un modello di artefatto da stimolo (picco e decadimento esponenziale) o da un artefatto di riferimento non seguito da onda M. Quando si è stimato, viene sottratto al segnale rilevato per ottenere l'onda M pulita. Il problema che si riscontra è che l'artefatto è definito su pochi campioni. La parte più complessa è campionata su 5-6 campioni, se campionamento è a 2 kHz. Un altro approccio che supera questo problema si basa sulla ricostruzione dell'onda M, che è definita su più campioni rispetto all'artefatto. Questo approccio richiede però di avere un'onda M libera da artefatto da usare come riferimento. Questo è possibile registrando l'onda M tramite una schiera di elettrodi.

Tramite stimolazione elettrica si possono studiare molte caratteristiche interessanti; ad esempio, aumentando l'intensità di stimolazione, posso osservare onde M che prima sono piccole e dopo sono un po' più grandi, le quali onde M più grandi identificano le unità motorie raggiunte dalla stimolazione elettrica.



Andando ad incrementare la corrente di stimolazione per aggiungere delle unità motorie e poi andare a studiare le unità motorie aggiunte tramite differenza è stata una tecnica utile perché ha permesso di studiare le attività di alcune unità motorie aggiuntive, sottraendo l'attività motoria delle unità prelevate in precedenza.



In figura è rappresentato un esempio di stimolazione incrementale, con ampiezze di stimolazione sempre maggiori. Facendo la differenza tra le onde M per stimolazioni adiacenti, con valori di intensità simile, si sono potute stimare le onde-differenza. Quando parliamo di una stimolazione con ampiezza da 8 mA significa che lo stimolo ha quell'ampiezza, ma questo non significa che lo stimolo viene applicato una volta sola, ma piuttosto si dà uno stimolo da 8 mA a 30 Hz per 2 secondi, il che significa che avremmo qualcosa come 60 onde M, in modo da avere delle stime molto precise. Si può studiare l'ordine di reclutamento durante una stimolazione incrementale, facendo l'ipotesi che si vanno ad aggiungere via via unità motorie sempre più lontane. Possono essere studiati anche i territori in cui sono presenti le unità motorie reclutate durante la stimolazione; tramite stimolazione incrementale sono state investigate diverse zone di innervazione, il che è interessante per investigare la fisiologia del sistema.

Una tecnica molto utilizzata è la tecnica MUNE (Motor Unit Number Estimation), una tecnica implementata nel 1971 che è stata studiata e migliorata. La stima del numero di unità motorie ha importanti applicazioni nella valutazione del grado di innervazione e nel monitoraggio di processi neurodegenerativi che coinvolgono il motoneurone e neuropatie/miopatie periferiche. Questa tecnica prevede:

- Stimolazione incrementale del nervo con impulsi brevi ($50\ \mu s$)
- Aumento del livello di stimolazione a passi di $0,1\ mA$ fino a osservare una dozzina di incrementi
- Ampiezza media degli incrementi ottenuta come rapporto tra l'ampiezza dell'ultima risposta e il numero di incrementi
- Numero di unità motorie stimato come il rapporto tra l'ampiezza della massima onda M e l'ampiezza media degli incrementi.

Il metodo si basa su tre assunzioni:

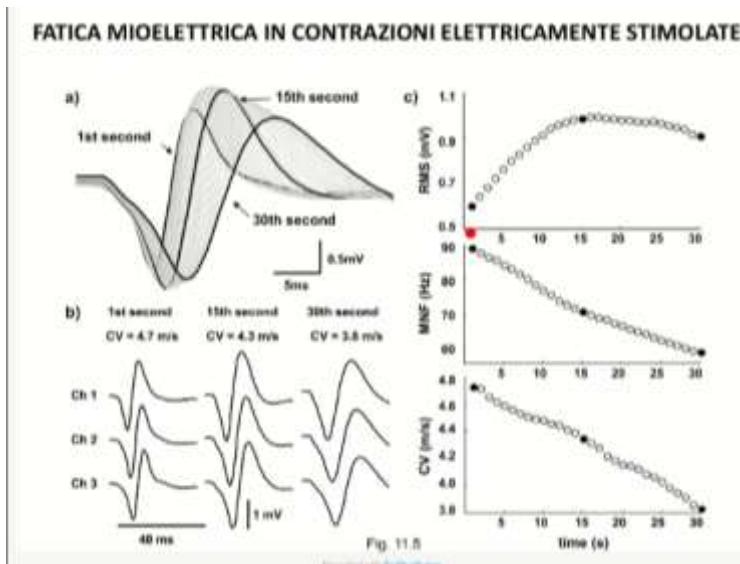
- Ogni incremento è dovuto all'eccitazione aggiuntiva di una singola unità motoria
- Il campione di unità motorie ottenuto dalla stimolazione incrementale a bassa ampiezza è rappresentativo dell'intera popolazione di unità motorie
- Non avviene cancellazione tra potenziali di azione di unità motoria attivati da diversi livelli di stimolazione

La seconda assunzione dipende dall'ordine di reclutamento in contrazioni stimolate dal nervo. Se fosse randomico, anche un piccolo campione potrebbe essere rappresentativo, ma solitamente non è così. Per quanto riguarda la terza assunzione, si può ridurre il problema con un posizionamento opportuno degli elettrodi, ma per spread rilevanti della zona di innervazione il problema persiste.

Un problema può essere quello di avere due unità motorie che abbiano soglie di reclutamento abbastanza simili e stimolando a 6 mA potrei reclutarne una delle due o entrambe; questo perché il modello interpretativo prevede

che un'unità motoria abbia una singola soglia e questo rappresenta un modello ipersemplificato. Anche una sola piccola variazione potrebbe portare ad errori importanti dal punto di vista della stima. Per questo motivo sono stati introdotti molti altri metodi e sono state considerate delle ottimizzazioni per non avere più questi problemi.

Nel caso della stimolazione elettrica tutte le unità motorie stimolate vengono reclutate contemporaneamente, ottenendo un'onda M molto pulita, inoltre stimolando a 30 Hz possiamo ottenere un'onda per ogni secondo di stimolazione.



La velocità di conduzione ha un andamento monotono decrescente, dove per ogni secondo si ha un decremento. Per quanto riguarda l'ampiezza, per i primi 15 secondi aumenta sempre perché non ci sono unità motorie che non vengono stimolate, poi l'ampiezza non aumenta più e potrebbe essere legato al fatto che queste onde M hanno una durata maggiore rispetto alla durata del periodo tra due stimoli.

I modelli di stimolazione ci aiutano a capire come funziona il problema e come interpretare i dati sperimentali, andando a stimare delle proprietà che sono irraggiungibili, come qual è la distribuzione della corrente all'interno del muscolo; con un modello di simulazione posso ipotizzare una certa geometria e posso cercare di approfondire questo aspetto.

Il modello matematico è simile a quello già visto per simulare l'elettromiografia. Avremmo la legge di Poisson che lega la corrente alla tensione

$$\nabla \cdot J = -\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = I$$

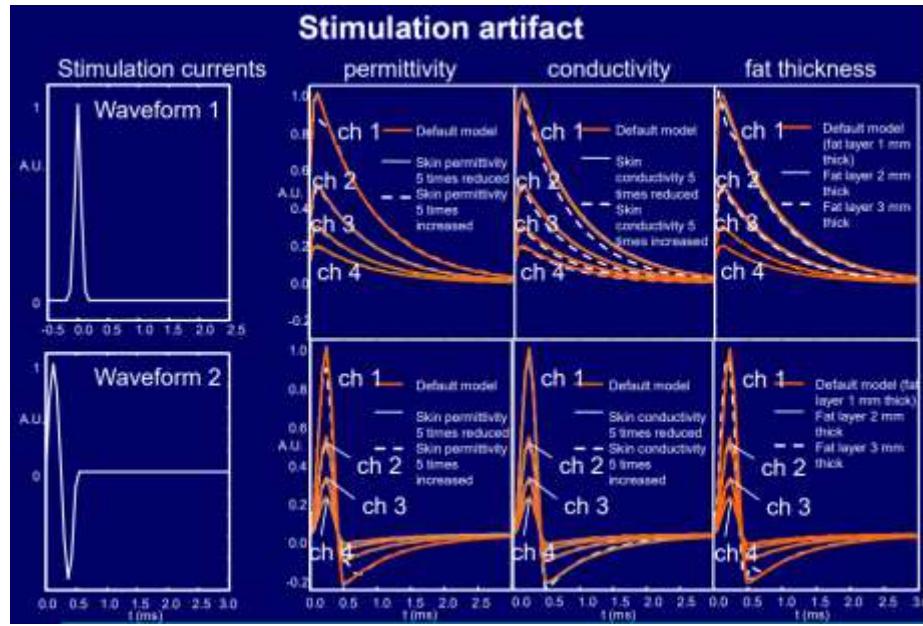
Questo modello va bene quando abbiamo delle frequenze sufficientemente basse, ossia quando abbiamo

$$\frac{\omega \epsilon_0 \epsilon_r}{\sigma} \ll 1$$

Nell'ambito del segnale EMG abbiamo delle frequenze in gioco che sfiorano i 500 Hz, mentre per la stimolazione elettrica abbiamo una corrente di stimolazione che ha una forma d'onda rettangolare, la quale presenta spigoli che hanno delle frequenze che possono andare ad infinito. Considerando anche la permittività abbiamo che

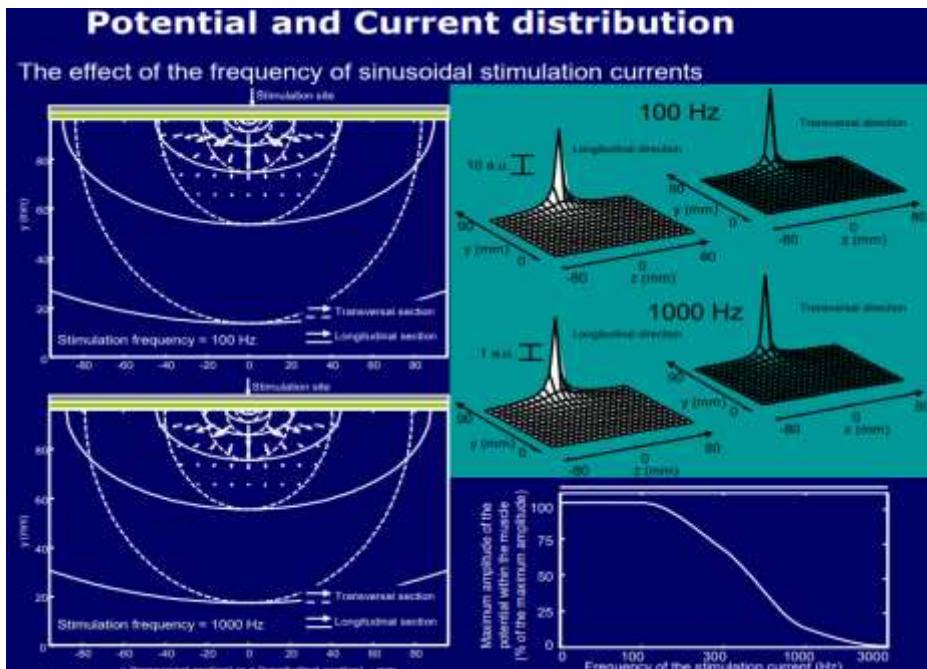
$$\nabla J = -\nabla \cdot \left[\left(\sigma + \epsilon_0 \epsilon_r \cdot \frac{\partial}{\partial t} \right) \nabla \phi \right] = I$$

Nel modello dell'elettromiografia la corrente è una corrente della fibra muscolare, mentre in questo caso la corrente rappresenta lo stimolo proveniente dall'esterno perché sono interessati alla corrente nel mio muscolo in funzione dello stimolo che sto applicando. Quell'equazione, inserita in un volume conduttore a strati piani, quindi ciascuna equazione è stata scritta per ciascun tessuto, considerando i parametri caratteristici, poi è stata inserita la corrente di stimolazione.

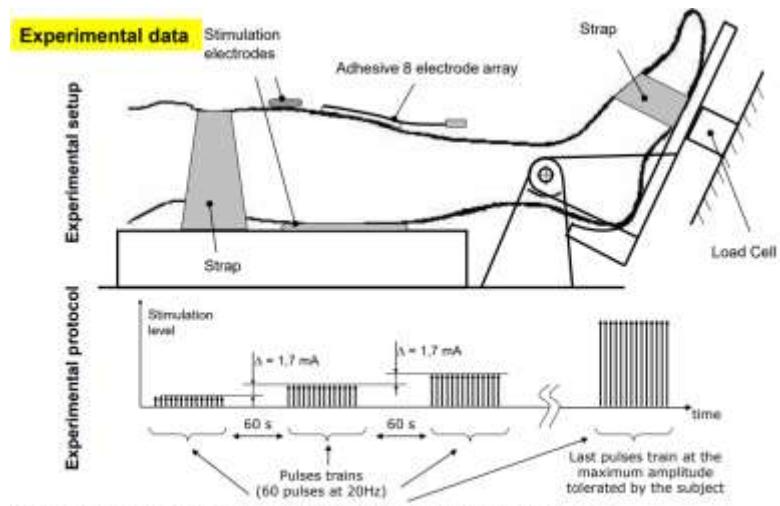


In questo esempio, è stata scelta una forma d'onda di stimolazione e in corrispondenza di diversi elettrodi sono stati studiati i vari momenti in cui si vede l'artefatto da stimolo. Si è dimostrato che la variazione di permittività, di conduttività e di spesso del grasso non incidono sull'artefatto da stimolo in maniera importante.

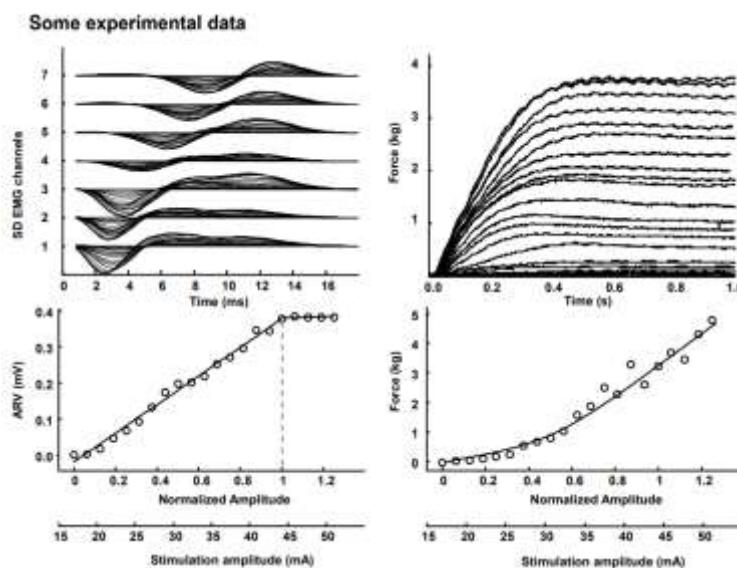
Un'altra osservazione interessante è la distribuzione della corrente a seguito di una stimolazione, utilizzando un'onda sinusoidale e prendendo la direzione longitudinale e la direzione trasversale rispetto alle fibre rispettivamente.



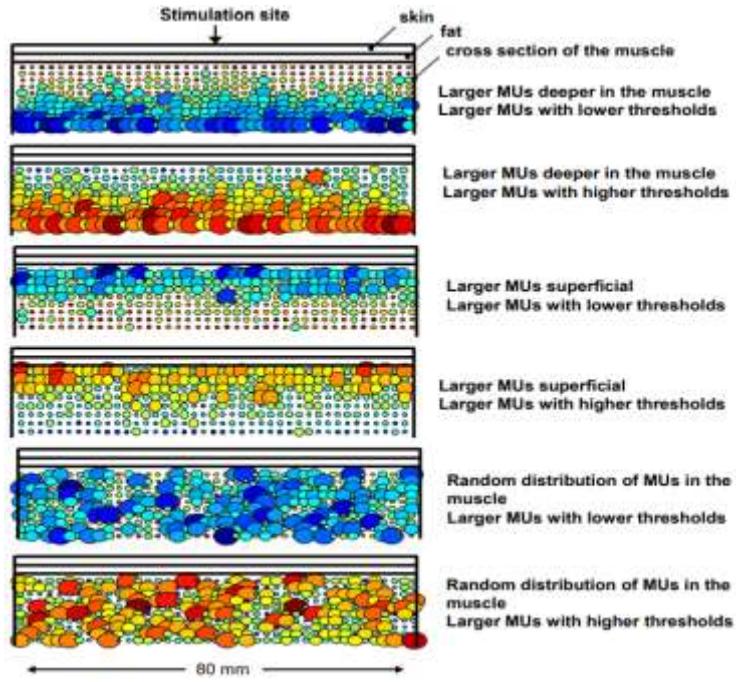
Un altro aspetto interessante è la stimolazione interferenziale, dove si hanno due stimolatori ortogonali tra di loro che stimolano a frequenze molto alte e un pelo diverse. La somma di queste due frequenze determina un battimento, ovvero una variazione della sinusoide che oscilla con una frequenza pari alla differenza di queste due frequenze. Di queste variazioni, che vanno sotto il nome di battimenti, vengono demodulate dalle fibre eccitabili e determinano l'eccitazione di tali fibre alla frequenza di battimento. Lavorando ad alta frequenza, si poteva superare facilmente la pelle inducendo meno dolore durante la stimolazione.



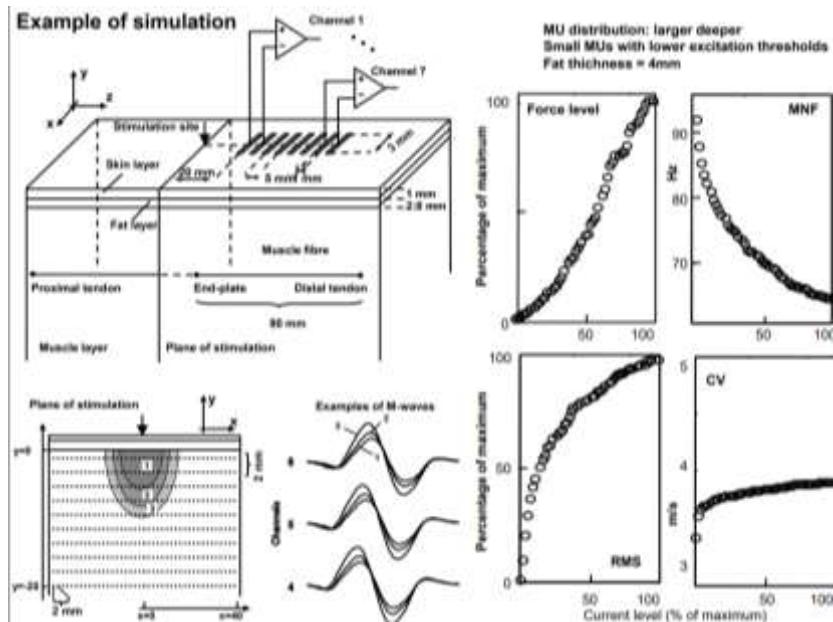
In questo protocollo sperimentale veniva stimolato il tibiale anteriore, mettendo l'elettrodo di stimolazione sul motor point e applicando una schiera di elettrodi per poter prelevare i segnali. Si avevano sia informazioni elettriche che meccaniche. Si sono ottenuti diversi dati sperimentali



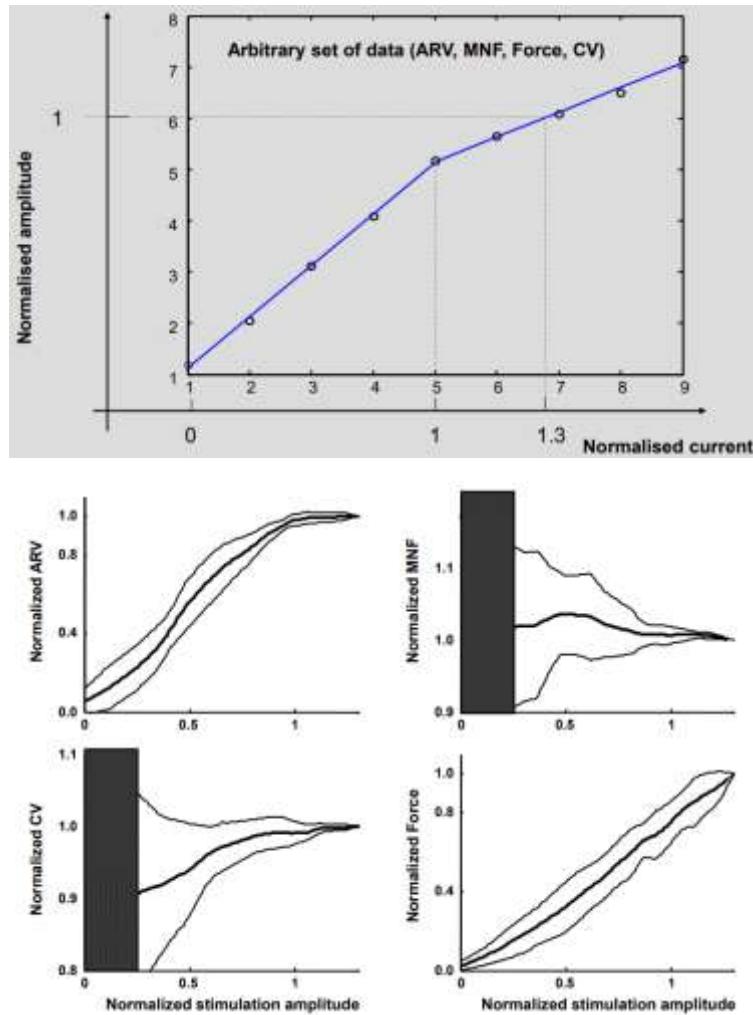
Con il simulatore per vedere la distribuzione della corrente nel muscolo, si è potuto studiare il posizionamento delle unità motorie reclutate, ipotizzando le unità motorie grandi in profondità e quelle più piccole in superficie, piuttosto che l'opposto e piuttosto che una distribuzione randomica.



Aumentando l'intensità di corrente venivano reclutate diverse unità motorie e comandando le MUAP si è ottenuta l'onda M come somma di tutte queste onde MUAP reclutate. Tramite questi dati si è potuto anche ottenere la stima della forza.

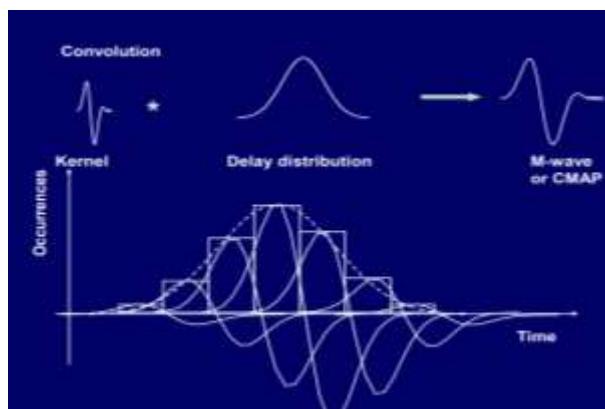


Tramite la normalizzazione dei dati, normalizzando la corrente e l'ampiezza dell'onda, è stato evidenziato un ginocchio, il quale è relativo al valore di corrente utilizzato per definire il massimo livello di stimolazione, identificato come l'intensità di corrente ottenuta con un rapido aumento dell'ampiezza dell'onda M sostenuta.



Confrontando il dato sperimentale con le varie simulazioni fatte, in cui si consideravano diversi ordini di reclutamento in base alle soglie stabilite, diverse distribuzioni di unità motoria e considerando gli spessori dello stato di grasso, sono risultati degli indicatori interessanti. Si è dedotto che nel muscolo tibiale anteriore le unità motorie grandi sono unità profonde, le quali danno una forza maggiore e questo permette di avere la concavità della forza verso l'alto. Per la velocità di conduzione, le unità motorie grandi danno una CV più alta e un aumento della velocità all'aumento della stimolazione dimostra che le unità motorie reclutate in profondità sono anche le più veloci.

La convoluzione prevede di prendere un kernel, andarlo a traslare nel tempo, riscalarlo in ampiezza e sommare tutti i contributi; facendo la convoluzione tra il kernel in figura e la distribuzione di ritardi ottengo un andamento come quello rappresentato in figura.



I risultati possono essere dovuti sia al fatto che si ha una propagazione lungo le fibre muscolari ma soprattutto perché, andando a fornire lo stimolo in una porzione del nervo lontana dalla regione di innervazione, si accumula un ritardo lungo la propagazione. Questi diversi ritardi fanno in modo che i diversi MUAP siano formati non in modo sincrono ma traslati l'uno rispetto all'altro. Con diverse distribuzioni di ritardi posso avere diversi scalamenti delle onde M e questo genera delle forme d'onda differenti. In funzione della fatica e in funzione della distribuzione di CV possiamo avere delle distribuzioni di ritardi che cambiano, come distribuzioni simmetriche che diventano asimmetriche. La distribuzione di ritardi, associata ad un'onda M, potrebbe avere delle evoluzioni durante la fatica, in particolare con la presenza di una patologia.

Un modello matematico di onda M rafforza l'interpretazione di ciò che è stato detto fino ad ora:

$$v(t) = \sum_{n=1}^N v_n(t - \tau_n)$$

Da un modello di questo tipo non riuscirei ad estrarre grandi informazioni, perché potrei avere onde di diverso tipo e ritardi di diverso tipo, quindi cerco di fare delle approssimazioni. La prima approssimazione che si fa è che tutti i MUAP abbiano la stessa forma; come minimo questi MUAP avranno degli scalamenti nel tempo e un'approssimazione più fine sarebbe quella di avere dei kernel che man mano scalino nel tempo, ma per ora facciamo l'analisi ipotizzando che i MUAP abbiano la medesima forma.

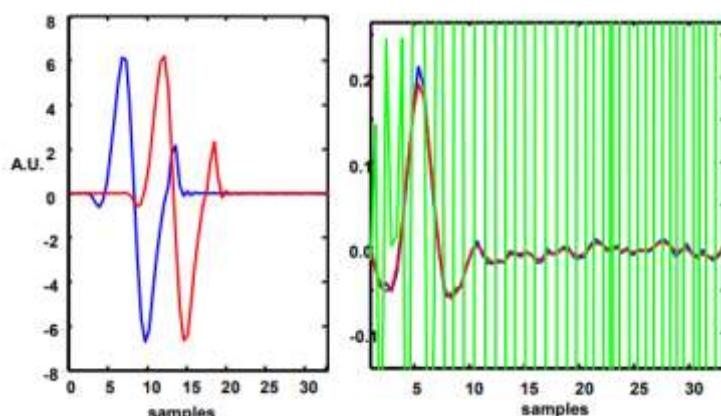
$$v(t) = \sum_{n=1}^N A_n K(t - \tau_n) = K(t) * \sum_{n=1}^N A_n \delta(t - \tau_n) = K(t) * x(t)$$

I MUAP hanno la stessa forma ma hanno delle ampiezze diverse, le quali sono identificate con A_n , in più avranno anche dei ritardi diversi, il quale ritardo rappresenta un'altra incognita. Questo prodotto può essere interpretato come una convoluzione tra il kernel e la delta di Dirac, il che sta a significare che questa convoluzione rappresenta una traslazione dell'onda di un certo ritardo. $x(t)$ rappresenta una distribuzione di ritardi. Bisogna tenere conto che i ritardi possono avere una distribuzione di pochi millisecondi che, convertiti in kHz, danno pochi campioni. In questo modo si ottiene

$$v(t) = K(t) * x(t) + n(t)$$

Bisogna tenere in conto anche che è difficile stabilire uno scalamento del kernel perché questo dipende da τ , perché la velocità di conduzione dipende dal ritardo. In primo luogo, bisogna tenere conto del contesto, ovvero se andiamo a stimolare il nervo o se andiamo a stimolare vicino la zona di innervazione, e in secondo luogo bisogna tenere conto del fatto che le zone di innervazione non si trovano tutte nella stessa regione, per cui un ritardo maggiore potrebbe dipendere dalla lontananza della zona di innervazione.

Nel momento in cui dobbiamo fissare il nostro modello con il nostro dato sperimentale dobbiamo tenere in conto che sarà impossibile ottenere un'uguaglianza, ma possiamo minimizzare lo scarto quadratico medio e la soluzione che otteniamo è molto oscillante.



La soluzione, una volta campionata, non è semplice da trovare; in questo esempio la forma d'onda non è stata traslata di un numero interno di campioni, ma anzi è un poco cambiata dalla forma d'onda blu alla forma d'onda rossa. Quando si minimizza lo scarto quadratico medio si ottiene la soluzione in verde, il che è un disastro perché non è stato inserito rumore ma la soluzione è intrattabile. Queste oscillazioni fanno in modo che il kernel iniziale possa essere traslata e sommata in modo da avere delle pesantissime cancellazioni di fase, quindi ogni dettaglio della forma d'onda rossa viene ricostruito andando a traslare di un pelo la forma d'onda blu cercando di fornire ogni dettaglio della forma d'onda rossa. Per risolvere questo problema è stato introdotto un metodo, noto come il metodo della regolarizzazione, il quale impone che la distribuzione di ritardi non sia oscillante, ossia non abbia un'alta energia ma un'energia limitata.

$$\min_{\hat{x}} \{ \|v(t) - K(t) * \hat{x}(t)\|_2^2 + \gamma \|\hat{x}(t)\|^2 \}$$

Cerco la soluzione con energia minima che riesca ad approssimare abbastanza bene i miei dati sperimentali. Aggiungendo un vincolo, andrò ad approssimare il mio dato sperimentale un po' peggio. Togliendo le oscillazioni, vado a minimizzare lo scarto quadratico medio e l'energia della mia soluzione, ottenendo la soluzione mostrata al di sotto del grafico verde. Oltre a penalizzare l'energia, posso penalizzare la derivata della soluzione, imponendo che l'energia della derivata sia limitata ottenendo una soluzione più smussata. Imponendo queste condizioni risolvo un problema di tipo inverso; c'è una direzione lungo la quale avvengono i fenomeni fisici, ossia dalla causa all'effetto; quindi, se cerco di simulare l'effetto di una certa causa come input del mio modello inserisco la forzante e simulo come si comporta il fenomeno. Quando si simula un segnale elettromiografico la sorgente di tale segnale è la causa mentre l'effetto è rappresentato dalla distribuzione del potenziale; quindi, dalla causa (corrente di transmembrana) arrivo all'effetto (potenziale). Quando parliamo di problema inverso dall'effetto arriviamo alla causa.

Anche a seguito del metodo della regolazione abbiamo dei problemi per quanto riguarda i ritardi perché questi presentano dei picchi negativi e non ha senso avere dei ritardi negativi. Un modo per linearizzare il nostro problema è prendere il kernel e ritardarlo con più ritardi possibili. Tramite questo kernel, che è una matrice, moltiplicato per un vettore di incognite, che sarà la discretizzazione delle x , si possono rappresentare i dati sperimentali. Una volta scritto il problema in termini di problema numerico, possiamo invertirlo; si può dimostrare che si può risolvere analiticamente il problema tramite la pseudo inversione, dove la matrice che rappresenta il kernel potrebbe non essere necessariamente quadrata, ma anche rettangolare. La pseudo-inversione significa richiedere di approssimare la soluzione; quindi, se ho più condizioni che incognite è impossibile trovare un numero esiguo di soluzioni per risolvere quel problema e quello che posso fare è minimizzare lo scarto quadratico medio. La pseudo-inversione prevede di fare il seguente calcolo

$$\hat{x} = (K^T K + \alpha(I + F^T F))^{-1} K^T \vec{V}$$

Oltre a dover minimizzare la norma residua rappresentata nel dato sperimentale, dobbiamo minimizzare anche la norma della nostra soluzione; si può dimostrare che la soluzione può essere ottenuta andando a scrivere il calcolo della norma al quadrato in termini di un prodotto matriciale.

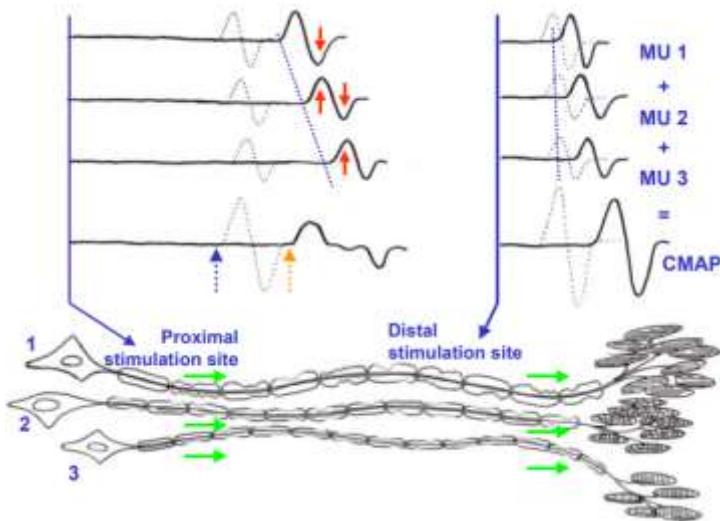
Nessuno ci garantisce che la soluzione sia tutta positiva e non viene neanche garantito che siano rispettati i limiti di velocità massima e minima rispettati in fisiologia. In primo luogo, dunque, la distribuzione di ritardi non deve presentare elementi negativi, e in secondo luogo tale distribuzione di ritardi deve rientrare in un range di valori; è stato introdotto un metodo detto "Landweber method": quando la soluzione è minore di zero, questa viene messa a zero $x_{k+1} = \max(y_{k+1}, 0)$ e, dopo che le parti negative sono state eliminate, segue il gradiente del funzionale in modo da correggere la mia soluzione, spostandomi verso un minimo del funzionale

$$y_{k+1} = x_k - \mu K^T (Kx_k - \vec{V}), \text{ con } \mu = \frac{0,9}{\lambda_{\max}(K^T K)}$$

Questo metodo è iterabile e alla fine si pone a zero tutto ciò che non rientra nel range di valori ammissibili fisiologicamente.

Il blocco di conduzione è una patologia secondo la quale alcuni assoni motori hanno subito un blocco, dove la propagazione del potenziale d'azione viene interdetta. Come si fa a diagnosticare il blocco di conduzione? Con la stimolazione elettrica si stimola il nervo a monte e a valle della regione in cui è sospetto il blocco. Vengono stimolati gli assoni, per cui vengono a propagarsi dei potenziali d'azione che possono essere bloccati oppure possono arrivare fino al muscolo, stimolando una porzione del muscolo. Facendo una stimolazione prossimale al monte del blocco soltanto per gli assoni sani, questi permettono il passaggio dei potenziali d'azione e la produzione di un'onda M più piccola. Facendo una stimolazione distale, ossia a valle del mio blocco, riesco a stimolare tutte le unità motorie, ottenendo un'onda M più grande. Andando a confrontare le due onde M si può andare a quantificare il blocco di conduzione.

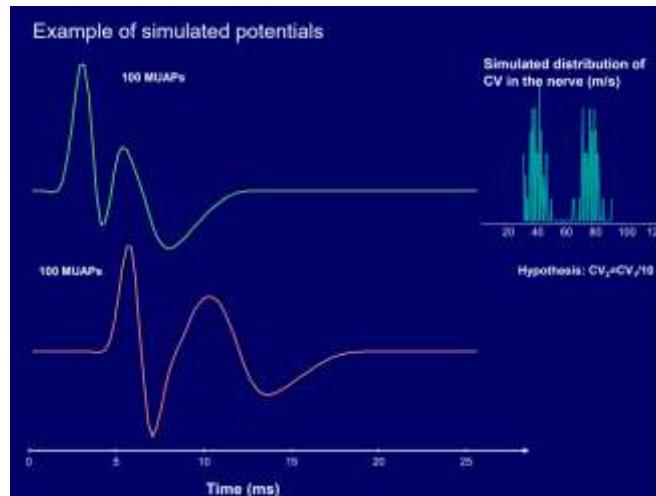
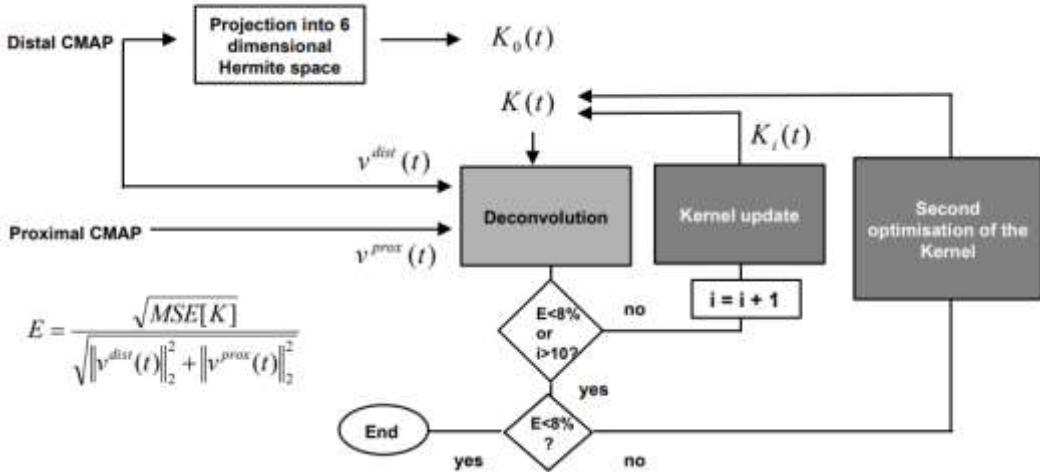
Altri metodi sono stati introdotti in clinica: un metodo si basa sull'ampiezza, tramite la stimolazione prossimale e la stimolazione distale. In assenza del blocco di conduzione le due stimolazioni presenteranno le stesse forme d'onda, mentre in presenza di blocco di conduzione avremmo un rapporto diverso dall'unità. L'ampiezza può essere misurata tenendo conto anche del rumore, ma si tratta sempre di singoli punti; quindi, come alternativa è stato proposto il metodo dell'area. Tale area può essere stimata solo con la parte positiva dell'onda, anziché rettificare il segnale e andare a fare un valore rettificato medio. Questo secondo metodo tiene conto del fatto che l'onda ottenuta tramite stimolazione prossimale richiede una propagazione maggiore, ottenendo una diffusione maggiore dei tempi di ritardo; dato che i MUAP hanno delle fasi positive e negative, si hanno delle cancellazioni di fase e questo fa in modo che, nella somma delle forme d'onda, si ottiene un'onda che tiene conto della prima fase positiva e dell'ultima fase negativa. Nella stimolazione distale, essendo il percorso dell'onda minore, questo problema è meno presente.



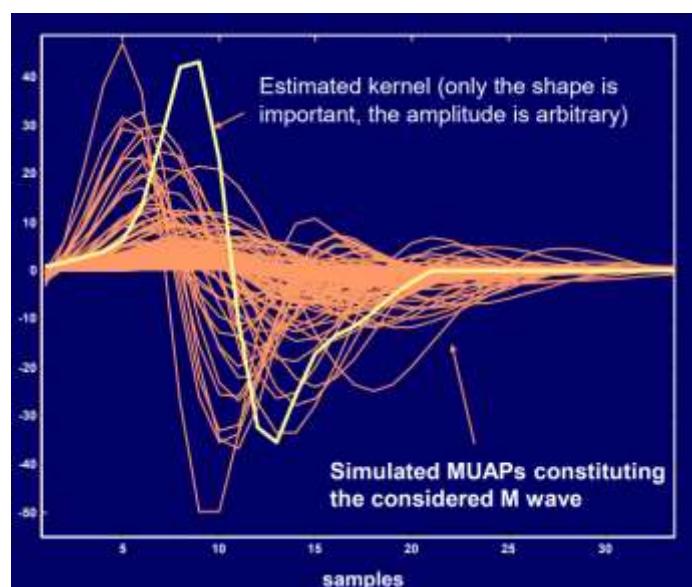
In alcune ricerche, dove si sono studiati maggiormente non il blocco di conduzione ma il rallentamento della conduzione dovuto a patologie con presenza di demielinizzazione, è stato evidenziata una cancellazione di fase durante la stimolazione prossimale; questo lavoro ha suggerito di stimare un blocco di conduzione quando questa conduzione superava una soglia, pari al 50%. Quello che è stato proposto è di stimare il blocco in base all'integrale della distribuzione di ritardi stimata. Stimando benissimo la distribuzione di ritardi e integrandola, abbiamo una stima che non è affetta dalla cancellazione di fase.

$$CB = \frac{\int x^{prox}(t)dt}{\int x^{dist}(t)dt}$$

La stima del kernel può essere definita come la combinazione lineare di una funzione associata Hermite. La combinazione lineare viene ottimizzata in modo da avere la ricostruzione del minimo errore di ricostruzione dalla stimolazione prossimale e distale.



Nell'esempio di simulazione sono stati considerati 100 MUAP, con una certa distribuzione di velocità di conduzione nel nervo, con una velocità di conduzione che è 10 volte quella presente nel muscolo ed era stata fatta l'assunzione che assoni motori con velocità di conduzione elevate andassero ad innervare delle fibre muscolari con velocità di conduzione elevate. Partendo da un kernel scelto a caso, si ricostruiscono le due onde M, andando a scegliere il kernel andando a minimizzare la somma degli errori e nella ricostruzione si poteva ottenere un kernel diverso in modo da avere il minimo scarto quadratico medio.

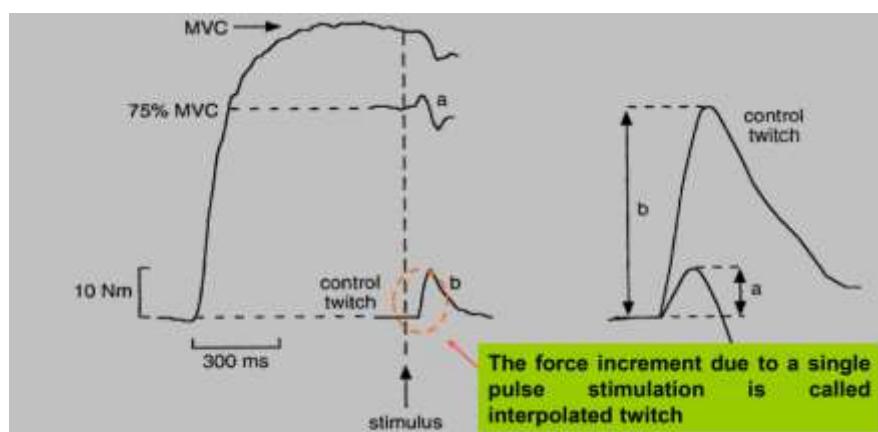


I MUAP simulati, una volta sovrapposti, hanno forme d'onda con ampiezze diverse, con durate diverse. Lo smussamento è dato dalla geometria, da quanto sono distanti dagli elettrodi e così via; il kernel stimato consiste in una media delle diverse unità motorie.

Il metodo basato sulla convoluzione fornisce delle stime più stabili rispetto agli altri metodi legati all'area piuttosto che all'ampiezza. Questo è stato dimostrato anche con dei segnali simulati. Sono stati utilizzati dei dati sperimentali, stimolando il nervo mediano in posizione distale (vicino all'adduttore del pollice) oppure sopra o sotto il gomito, avendo così due stimolazioni prossimale. La distribuzione dei ritardi sarebbe stata maggiore in funzione della stimolazione prossimale, in base alla posizione di tale stimolazione e questo ha dato dei problemi al metodo dell'area e al metodo dell'ampiezza: nel momento in cui si sono avute distanze di propagazione alte il metodo dell'area e il metodo dell'ampiezza hanno dato problemi, mentre quando i siti si trovavano vicini questo problema non è stato riscontrato. Il metodo della convoluzione è rimasto un po' più stabile.

La twitch interpolation è una tecnica importante per andare a caratterizzare la fatica centrale e per poter sprigionare la propria forza. L'idea è che quando imprimiamo il massimo sforzo con un certo muscolo, in realtà non raggiungiamo il massimo che si può ottenere. Sviluppare una grande forza non riguarda solo aumentare le capacità del nostro muscolo, ma anche controllare bene le unità motorie. Una tecnica per capire se chi crede di fare il massimale sta davvero tirando fuori dal muscolo tutto il possibile è quella di sovrapporre al massimale uno stimolo elettrico sopramassimale, il quale stimolo recluta tutte le unità motorie che non sono state reclutate.

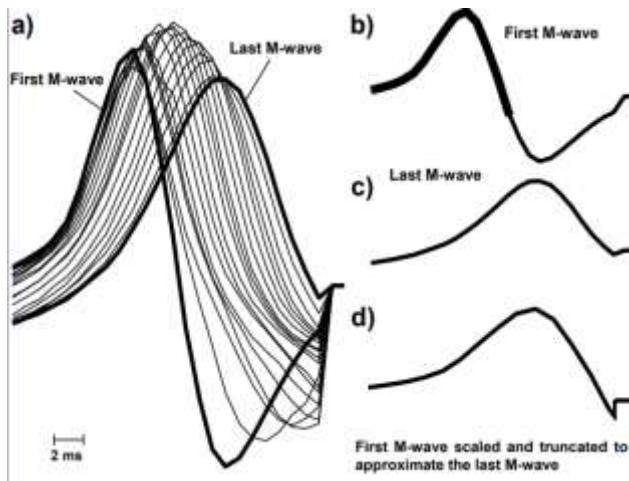
Per interpretare questo problema è necessario sviluppare un modello di contrazione volontaria, dove c'è un reclutamento spaziale e un reclutamento temporale. Nel contesto della twitch interpolation devo capire quant'è la forza sviluppata dalle unità motorie, anche in funzione del tipo dell'unità motoria. In funzione della frequenza di treno si avrà una contrazione più o meno tetanica. Sommando tutte le unità motorie reclutate posso ottenere la simulazione dello sforzo complessivo. Con questo modello di simulazione sono state interpretate diverse misure sperimentali, ad esempio quanto bene riesce il cervello a pilotare i muscoli durante una contrazione muscolare volontaria; una persona spaventata riesce, in modo involontario, a sviluppare una forza maggiore, oppure incitare il soggetto aiuta a sviluppare forze maggiori. Ci sono altre definizioni, come la massima eccitazione volontaria, che è lo sforzo che si riesce ad ottenere facendo sparare tutti i motoneuroni mentre la massima forza muscolare è la forza maggiore che il muscolo riesce a produrre (con una stimolazione tetanica pari a 100 Hz). Trovando uno stimolo sopramassimale in condizione massimale si ha un aumento considerevole, mentre se il soggetto si trova già ad un'alta percentuale di contrazione volontaria l'incremento risulterà minore.



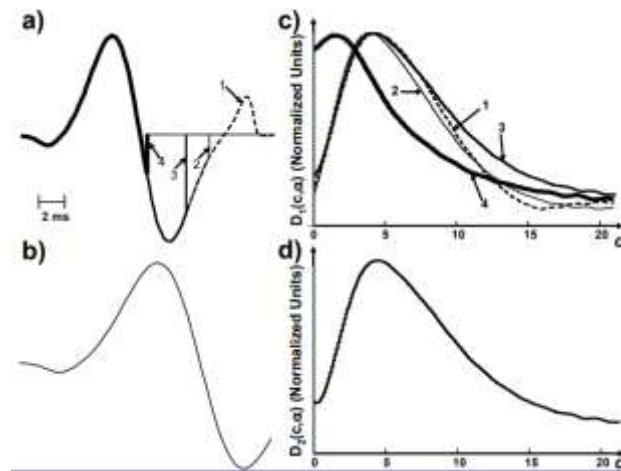
Studiare l'ampiezza del twitch, andando a sottrarre la forza volontaria, permette di andare a capire qual è la percentuale di attivazione muscolare; tale ampiezza può essere riscalata in base all'ampiezza del twitch di controllo. Nel modello interpretativo proposto non è stata considerata la collisione antidromica, perché si hanno delle propagazioni ortodromiche e potenziali che tornano indietro, con direzione antidromica; questa collisione provoca lo spegnimento, per cui osserviamo una diminuzione di forza dopo il twitch. Tramite un modello di simulazione si può simulare il twitch nel caso in cui le collisioni antidromiche non ci fossero oppure si possono simulare tali collisioni, verificando quale twitch ci si aspetta di ottenere. Chiedendo ad un soggetto di eseguire uno sforzo

possiamo osservare che il twitch è più alto all'inizio e poi man mano inizia a diminuire perché si stanno reclutando più unità motorie, facendo in modo che il twitch sia sempre più basso.

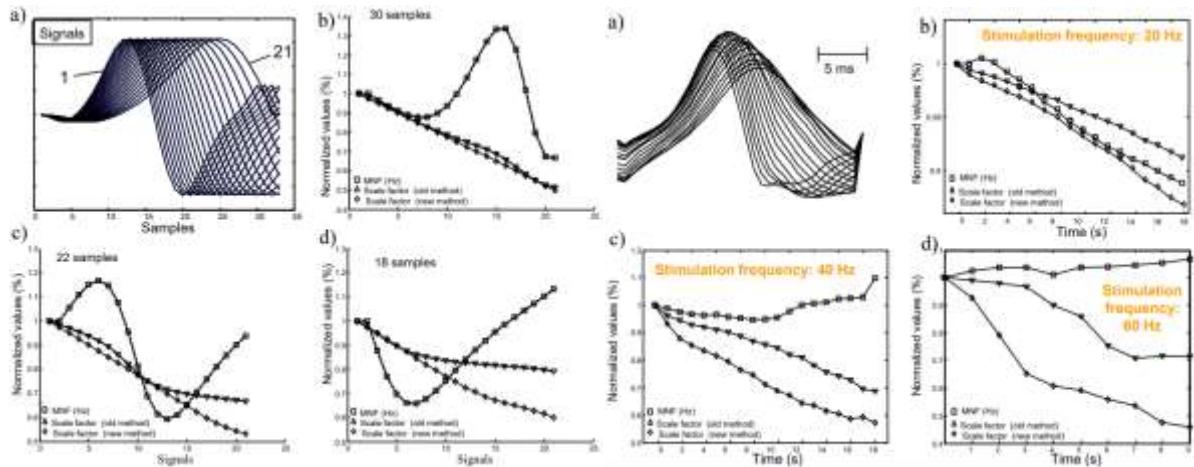
La fatica muscolare può essere studiata dalle onde M ed è in relazione con il rallentamento della velocità di conduzione; durante una contrazione simulata vediamo solo la parte periferica, per cui non vediamo sincronismo e non vediamo una condizione affaticante, dove si manifestano condizioni centrali di fatica. In questo modo riusciamo a focalizzarci solo su una porzione di problema e il problema maggiore nel caso periferico è che la velocità di conduzione diminuisce. Il problema è che mi interesserebbe andare a stimolare ad alta frequenza, per cui le onde M potrebbero essere tagliate. Questo taglio pone dei problemi nella stima di CV e nella stima di ampiezza dell'onda.



Una tecnica alternativa è lo scalamento. Sfruttando la trasformata di scallo, si è studiato lo scalamento delle onde M, confrontando lo scalamento della prima onda con lo scalamento dell'onda i-sima di interesse andando a tagliare la prima; siccome la forma d'onda relativa alla condizione affaticata risultava tagliata, si ottenevano forme d'onda simili che si distinguevano per lo scalamento.



In funzione della scala, avremmo una posizione nella quale bisogna tagliare la forma d'onda, permettendo uno scalamento molto preciso.

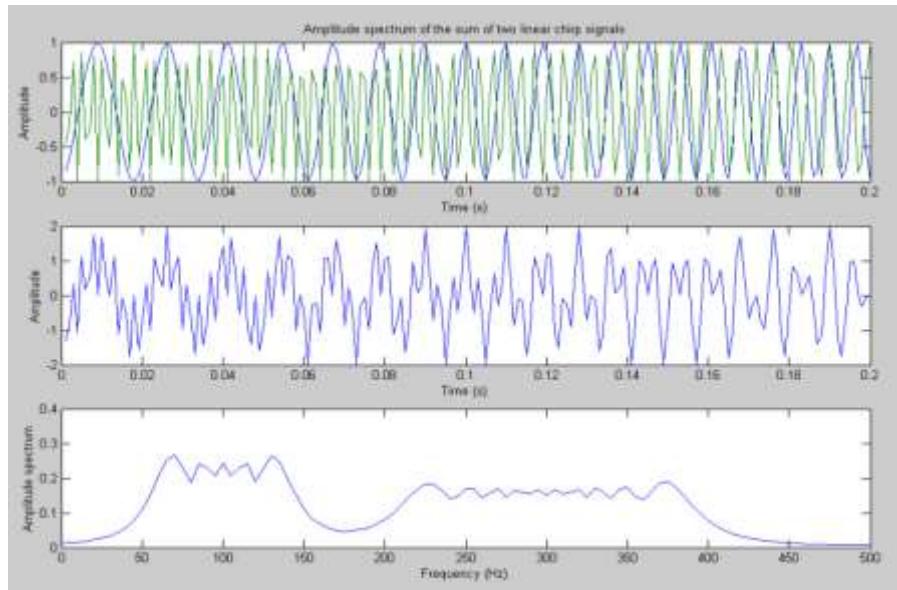


Abbiamo detto che il nostro segnale EMG è un segnale non stazionario. La non stazionarietà del segnale deriva da diversi fattori: durante una contrazione dinamica, non isometrica, il muscolo si accorta; quindi, scivola al di sotto degli elettrodi e questo può determinare delle variazioni del segnale nel tempo. Se la zona di innervazione si spostasse al di sotto dei nostri elettrodi avremmo dei segnali diversi in diversi istanti di tempo. La contrazione muscolare potrebbe non essere isotonica e a quel punto ci sono delle variazioni consistenti. Anche in contrazioni isometriche ed isotoniche potremmo avere delle manifestazioni di fatica muscolare e questo potrebbe determinare delle variazioni che lo rendono non stazionario. Un segnale è detto stazionario quando vengono preservate delle proprietà statistiche, legate alla distribuzione congiunta del nostro segnale, campionato in diversi istanti di tempo. Utilizziamo la stazionarietà in senso lato, che è quella che permette di dire che il segnale ha una media costante e un'autocorrelazione che dipende soltanto dal ritardo e non dai due istanti di tempo per cui è stato prelevato il segnale. La stazionarietà in senso lato permette di utilizzare il teorema di Wiener-Kintchine che afferma che la trasformata dell'autocorrelazione è la power spectral density, che ci permette di caratterizzare la dinamica del nostro segnale. Un sistema può trovarsi in regime stazionario quando le leggi che determinano il segnale sono leggi deterministiche; si è parlato di sistemi lineari tempo-invarianti, i quali sono sistemi che applicano sempre la stessa legge in modo costante nel tempo.

Per studiare un segnale non stazionario è stata introdotta una teoria che permette di rappresentare un segnale nel dominio del tempo e della frequenza. Diverse trasformate tempo-frequenza possono essere introdotte, con trasformate che possono partire con un approccio lineare e trasformate con approccio non lineare. La potenza è un parametro quadratico, ma un conto è partire con un approccio lineare mentre altro è partire con un approccio quadratico, come l'autocorrelazione che è un operatore non lineare quadratico.

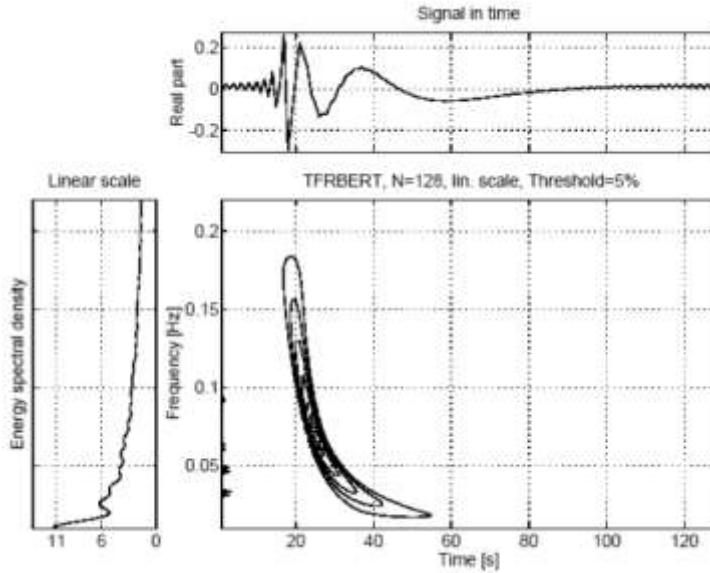
Considerando un segnale stazionario con tre frequenze in gioco, con diverse ampiezze e diversi sfasamenti, può essere rappresentato da un segnale di tipo stazionario. Ci sono infiniti segnali con la stessa PDS perché basta prendere la stessa distribuzione di ampiezza, prendere in maniera random le fasi per ottenere un segnale con la stessa PDS. Otteniamo un segnale random che ha la stessa distribuzione di potenza del segnale originario, permettendo di generare tanti segnali in cui abbiamo la stessa caratteristica ma senza il determinismo.

Un esempio di segnale non stazionario mostra una frequenza che cambia nel tempo, come si può osservare in figura.



Da questa rappresentazione non riesco a capire quando sono state attivate le diverse frequenze. L'informazione contenuta in questo segnale potrebbe essere contenuta nella sequenza temporale di questa frequenza, ossia quando si attivano queste frequenze. Abbiamo due domini di rappresentazione; per comodità non viene mai rappresentata la fase perché, essendo la fase di un segnale stocastico, anche essendo deterministicamente interpretati in termine di processo stocastico e la fase risulta di non facile interpretazione.

Tenendo conto sia di cosa capita nel tempo e di cosa capita in termini di frequenza, possiamo rappresentare il nostro segnale in questa maniera

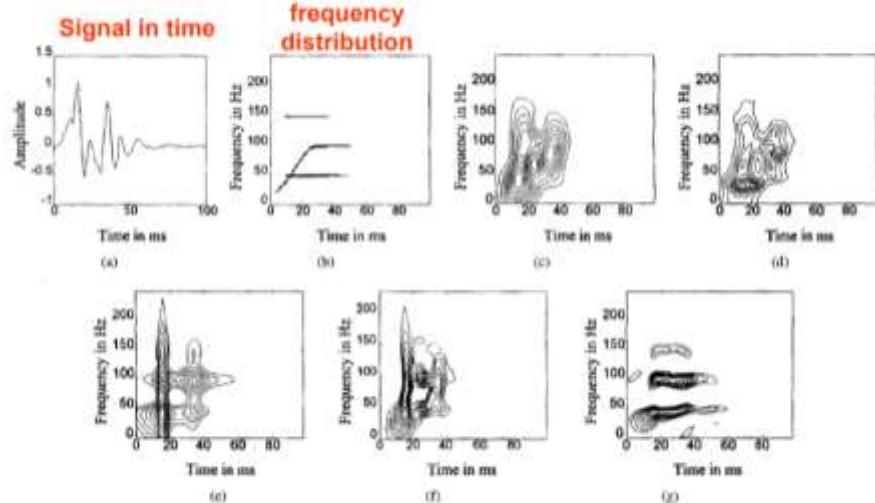


Guardando i segnali separatamente avremmo delle difficoltà a capire cosa succede: per la frequenza vediamo un andamento iperbolico, mentre per il tempo il comportamento sinusoidale non permette una facile interpretazione di ciò che accade. Guardando il segnale nel grafico combinato, con il tempo nell'ascissa e la frequenza nell'ordinata, riusciamo a capire che c'è una struttura deterministica molto importante. La densità di potenza, la quale deriva direttamente dalla trasformata di Fourier, è una funzione che integrata in un range di frequenze mi dà la potenza del contributo frequenziale in quel range di frequenza al nostro segnale di interesse; un metodo che potrebbe essere utile per capire cos'è la densità di potenza potrebbe essere quello di prendere il segnale del tempo, andarlo a filtrare con un filtro passa-banda, metterlo nel range di frequenza che desidero e ottengo la densità di potenza della sinusode. Stessa cosa posso fare considerando il segnale relativo alle frequenze. Quello che ci interessa è

ottenere il segnale nel tempo, andando a lavorare in frequenza, integrando le informazioni lungo la frequenza ottenendo l'energia del segnale nel tempo. Integrando il segnale nel tempo, invece, ottengo la distribuzione di energia in frequenza.

Diverse tecniche possono essere utilizzate per andare a descrivere i nostri segnali.

Results from different time-frequency distributions



(a) Simulated signal consisting of two exponentially damped stationary sinusoids and a cosinusoidally windowed rising-frequency component. **(b)** Theoretical frequency distribution. **(c)** Spectrogram (Hanning window, 16 ms). **(d)** time-varying AR model. **(e)** Bessel distribution ($f(q, t) = J_1(pqt) / 2pqt$). **(f)** Binomial distribution. **(g)** Cone-kernel distribution (CKD) ($f(q, t) = |t| \operatorname{sinc}(qt/2)$).

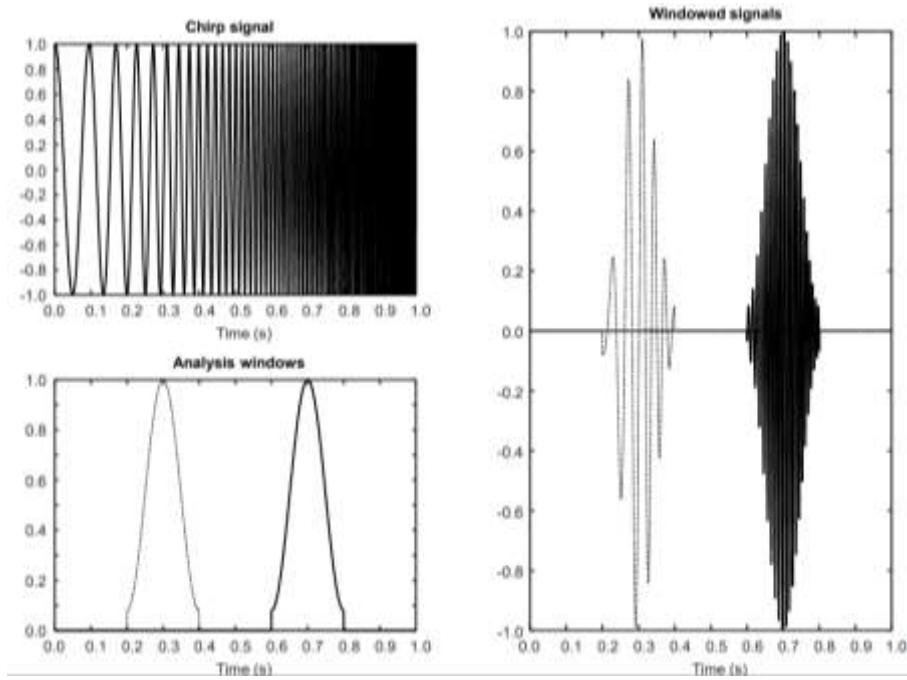
In figura (b) sono state rappresentate le sinusoidi nel tempo, come sono state generate; un segnale chirp, ossia un segnale sinusoidale con frequenza che varia nel tempo, si è stabilizzato in un certo periodo di tempo. Utilizzando diverse tecniche possiamo rappresentare i nostri segnali, avendo una buona accuratezza in frequenza. Caratterizzare un segnale non stazionario può essere molto utile, utilizzando un pattern in modo da poter ricavare informazioni utili per poter classificare bene il segnale o per altre applicazioni, come distinguere situazioni patologiche da situazioni normali, oppure andare a studiare l'affaticamento muscolare.

L'idea più semplice è quello di utilizzare lo spettrogramma, che trae origine da una trasformata di Fourier.

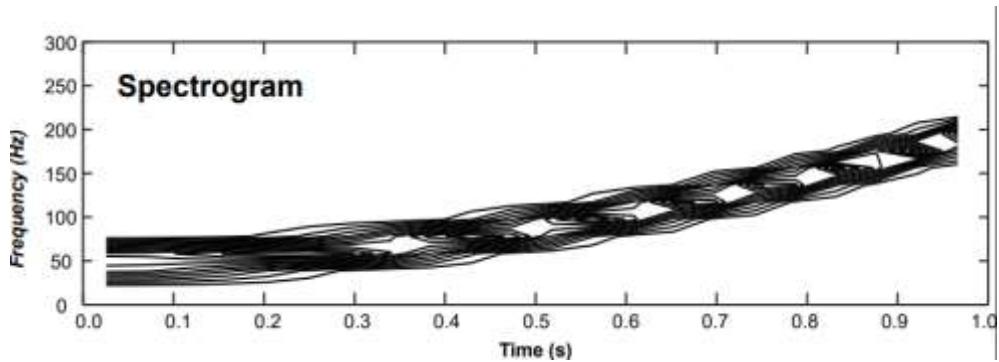
$$STFT(t, \omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int s(\tau) \gamma(t - \tau) e^{-j\omega\tau} d\tau$$

$$SP(t, \omega) = |STFT(t, \omega)|^2$$

Con la short time Fourier transform (STFT) prendo il segnale che mi interessa, applico una finestratura γ , ponendo a zero tutto ciò che non è all'interno della finestra, faccio la trasformata di Fourier ed integro tutto ciò che ottengo. Per ottenere lo spettrogramma, che è una stima della densità di potenza, faccio il modulo quadro della STFT. La finestra può essere traslata per qualunque valore τ , per cui posso farla scivolare sul mio segnale.



Abbiamo un segnale chirp, dove la frequenza è inizialmente bassa poi pian piano aumenta, in seguito applichiamo una finestra di tipo hamming e moltiplicando il segnale per la mia prima finestra ottengo un segnale in cui emergono delle basse frequenze, mentre per la seconda finestra ottengo frequenze più alte. Prendendo il modulo quadro della STFT ottengo uno spettrogramma di questo tipo



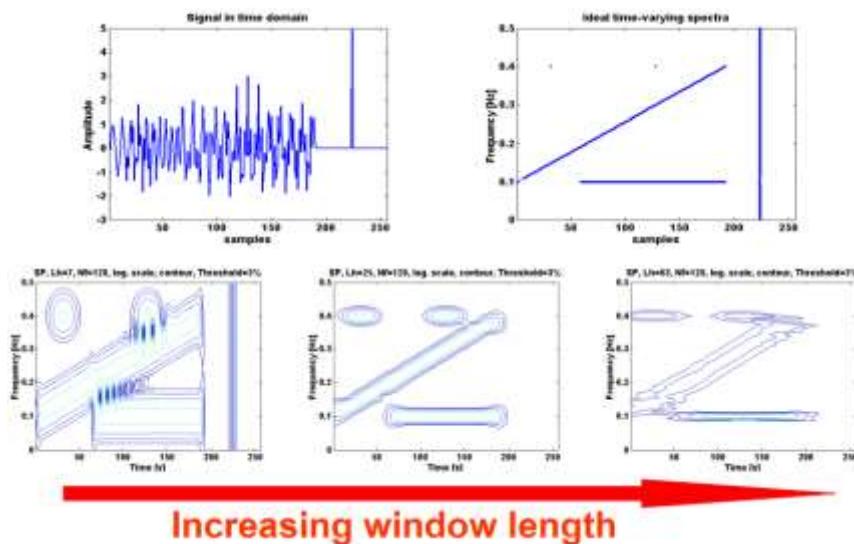
$$STFT_X^\Gamma(t, f) = e^{-j2\pi t f} \int_{-\infty}^{+\infty} X(f') \Gamma(f - f') e^{+j2\pi t f'} df'$$

$$\begin{aligned} STFT_x^\gamma(t, f) &= \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau) \gamma(\tau - t) e^{-j2\pi f \tau} d\tau = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} X(f_1) e^{j2\pi f_1 \tau} df_1 \int_{-\infty}^{+\infty} \Gamma(f_2) e^{j2\pi f_2 (\tau - t)} df_2 e^{-j2\pi f \tau} d\tau \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} X(f_1) \Gamma(f_2) e^{j2\pi (f_1 + f_2 - f) \tau} e^{-j2\pi f_2 t} d\tau df_1 df_2 \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} X(f_1) \Gamma(f_2) e^{-j2\pi f_2 t} \delta(f_1 + f_2 - f) df_2 df_1 = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f_1) \Gamma(f - f_1) e^{j2\pi t (f_1 - f)} df_1 \\ &= STFT_X^\Gamma(t, f) \end{aligned}$$

Si può studiare anche l'inversione della STFT

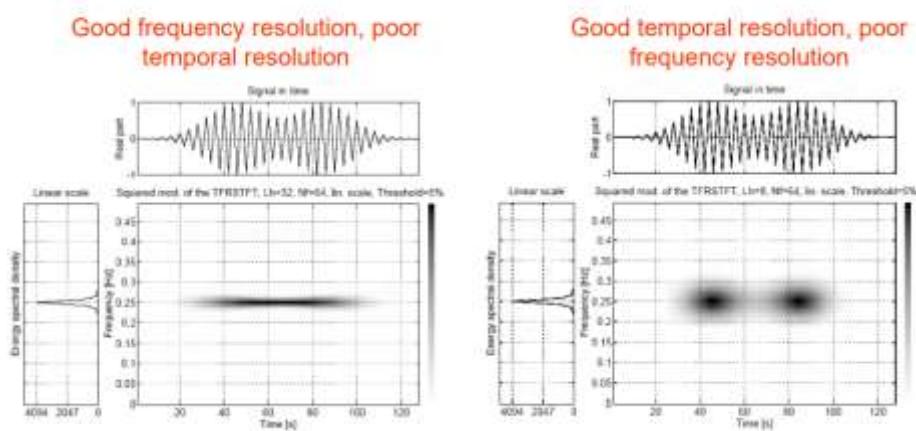
$$\begin{aligned}
x(t) &= \int_{t'} \int_{f'} STFT_x^\gamma(t', f') g(t - t') e^{j2\pi f' t} dt' df' \\
&= \int_{t'} \int_{f'} \int_\tau x(\tau) \gamma(\tau - t') e^{-j2\pi f' \tau} d\tau g(t - t') e^{j2\pi f' t} dt' df' \\
&= \int_{t'} \int_\tau \int_{f'} x(\tau) \gamma(\tau - t') g(t - t') e^{j2\pi f' (t - \tau)} dt' df' d\tau \\
&= \int_{t'} \int_\tau x(\tau) \gamma(\tau - t') g(t - t') \delta(t - \tau) dt' d\tau = \int_{t'} x(t) \gamma(t - t') g(t - t') dt' \\
&= x(t) \int_{t'} \gamma(t - t') g(t - t') dt'
\end{aligned}$$

La legge di inversione mi dice di traslare il mattoncino g in termini di frequenza, in modo tale da rappresentare l'attività del segnale x nel tempo e nella frequenza, ricostruendo in questo modo il mio segnale iniziale.



In questo esempio, abbiamo un segnale chirp più uno spike; possiamo osservare le frequenze di attivazione distribuite. Andando a considerare dei tempi sempre maggiori relativi alla lunghezza della finestra, possiamo osservare che la risoluzione in frequenza migliora. Allungando la finestra temporale, però, ci rимetto in termini di risoluzione nel tempo. Con una finestra molto breve si è riusciti a identificare molto bene la presenza di uno spike, mentre con finestre più lunghe la presenza dello spike viene meno. Si hanno dei limiti di risoluzione temporale e spaziale, che vanno l'uno in modo reciproco rispetto all'altro.

Gaussian modulated sinusoids



Questa è un'altra simulazione, dove si ha una distribuzione gaussiana. Si applicano due finestre diverse: con la finestra temporale più corta otteniamo una buona risoluzione in frequenza ma ci rimettiamo di risoluzione temporale, mentre con una finestra temporale più lunga otteniamo una buona risoluzione temporale ma ci rimettiamo di risoluzione in frequenza.

La distribuzione di Wigner-Ville non soffre dei problemi di risoluzione di cui soffre la STFT perché non è presente il processo di finestratura; in questo modo cerco di ottenere una distribuzione in frequenza buttando tutta l'informazione. L'idea è quella di passare dal teorema di Wiener-Kintchine, che afferma che la densità spettrale di potenza di un segnale coincide con la trasformata di Fourier della funzione di autocorrelazione del segnale stesso, considerando il fatto di non avere più un segnale stazionario; si considera un'autocorrelazione istantanea, ossia il prodotto del segnale in due istanti di tempo.

$$W(t, \omega) = \frac{1}{2\pi} \int s^*(t - \frac{1}{2}\tau) s\left(t + \frac{1}{2}\tau\right) e^{-j\tau\omega} d\tau$$

Si trasla di mezzo ritardo rispetto all'istante di tempo t , guadagnandoci in termini di risoluzione ma pagando il prezzo di avere dei termini di interferenza legati ai cross-termini.

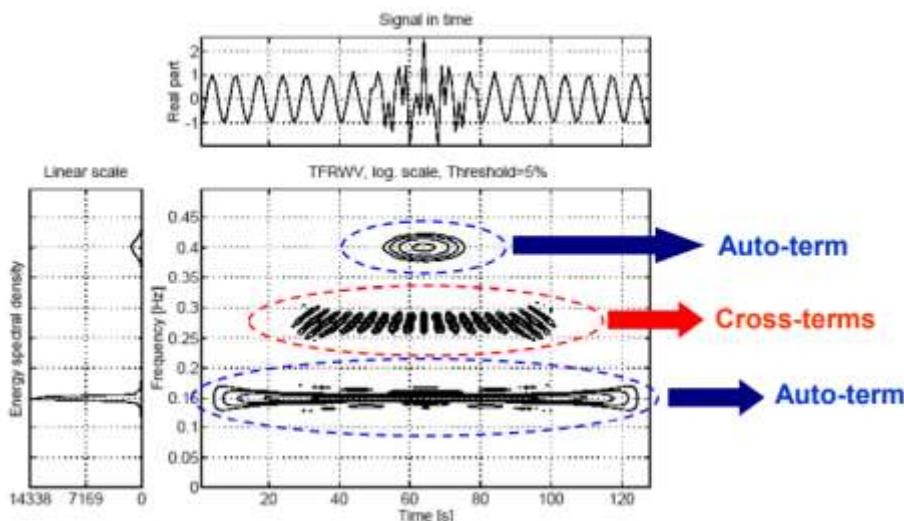
$$s(t) = s_1(t) + s_2(t)$$

$$W(t, \omega) = W_{11}(t, \omega) + W_{12}(t, \omega) + W_{21}(t, \omega) + W_{22}(t, \omega)$$

Questa trasformata può essere scritta in termini di trasformata di Fourier, dove abbiamo la trasformata di x che è pari al complesso coniugato shiftato in frequenza.

$$\int_{\tau} x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \triangleq \int_{\theta} X^*\left(f - \frac{\theta}{2}\right) X\left(f + \frac{\theta}{2}\right) e^{j2\pi\theta t} d\theta$$

Essendo una trasformata di Fourier, si può fare l'inverso della trasformata di Fourier, avendo un'indeterminazione dovuta dalla fase.



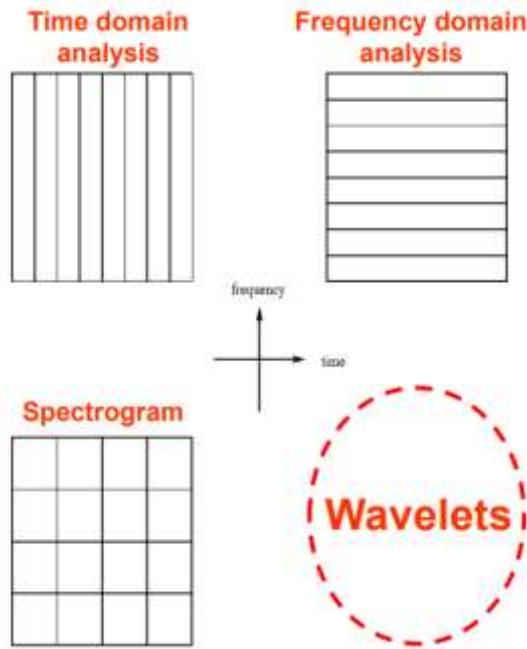
In figura riconosciamo gli auto-termini, l'alta frequenza localizzata e poi vediamo i cross-termini, evidenziati in rosso.

....

Abbiamo visto come una finestra temporale lunga permette di avere una risoluzione in frequenza buona ma non ci permette di apprezzare la distribuzione temporale, mentre una finestra temporale più corta migliora la frequenza temporale ma pregiudica la risoluzione frequenziale.

Per il principio di indeterminazione di Heisenberg non è possibile rappresentare sia con una buona risoluzione in frequenza che con una buona risoluzione nel tempo un segnale; avere una buona risoluzione nel tempo implica avere una cattiva risoluzione in frequenza e viceversa.

Con la STFT abbiamo una rappresentazione nel tempo e nella frequenza costante nei due domini, per cui se volessi discretizzare il dominio nel tempo indicando la risoluzione temporale, tale risoluzione sarà in funzione della finestra.



Avrò anche una risoluzione in frequenza, ossia le sinusoidi che posso vedere in quella finestra temporale sono le sinusoidi che sono all'interno della finestra. Potremmo dire che lo spettrogramma è definito su un dominio bidimensionale e potremmo pensarla come suddiviso in quadretti. Lo spettrogramma è talmente semplice da poter sembrare impossibile ottenere una risoluzione diversa; la trasformata di Wavelet dà la possibilità di avere una risoluzione diversa.

L'oggetto più importante è un'onda madre la quale genera tante figlie; abbiamo una funzione localizzata nel tempo che può essere scalata e traslata nel tempo.

$$W[x(t)] = W(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi_{a,b}^*(t)dt = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right)dt$$

Tutte queste onde modificate lungo il dominio temporale rispetto all'onda madre sono dette "onde figlie". In questo modo vado ad ottenere una funzione che dipende dallo scalamento e dal ritardo; queste onde figlie mi permetteranno di ricostruire il segnale d'origine. Questi sono contributi localizzati, i quali possono essere scalati in ampiezza e ritardati nel tempo.

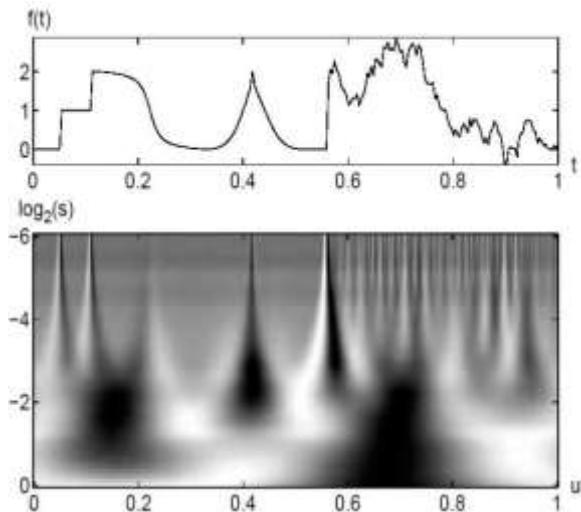
Il segnale EMG è fatto da una somma di tanti MUAP, che sono forme d'onda che un po' si somigliano, per cui questo scalamento è opportuno per il segnale EMG, perché le onde figlie è come se fossero tutti i segnali MUAP. Se riuscissimo a trovare un'onda madre che assomigli al MUAP del nostro segnale, riusciremmo a ricostruire il nostro segnale per intero. La trasformata di Fourier deve scomodare molte sinusoidi per ricostruire un segnale localizzato nel tempo, proprio perché le sinusoidi vanno da meno infinito ad infinito e sono segnali periodici.

La trasformata Wavelet è una trasformata lineare perché definita tramite un integrale e tramite il suo quadrato possiamo ottenere uno scalogramma

$$W(a, b) = K \int_{-\infty}^{+\infty} \psi^*\left(\frac{x-b}{a}\right) f(x) dx$$

Scalogramma $\rightarrow |W(a, b)|^2$

Dal punto di vista dell'analisi, come facciamo a calcolare la trasformata Wavelet? Supponiamo di avere un segnale qualunque e di aver scelto l'onda madre; l'onda madre può avere diversi scalamenti. Con la trasformata continua faccio traslare la mia onda, la moltiplico per il segnale e calcolo il coefficiente di correlazione. Una volta che ho finito di traslare le onde di un tipo di scalamento, passo allo scalamento successivo e calcolo il coefficiente di correlazione.



È mostrata una rappresentazione grafica di ciò che si ottiene utilizzando la trasformata Wavelet su un segnale del tipo mostrato nel grafico superiore.

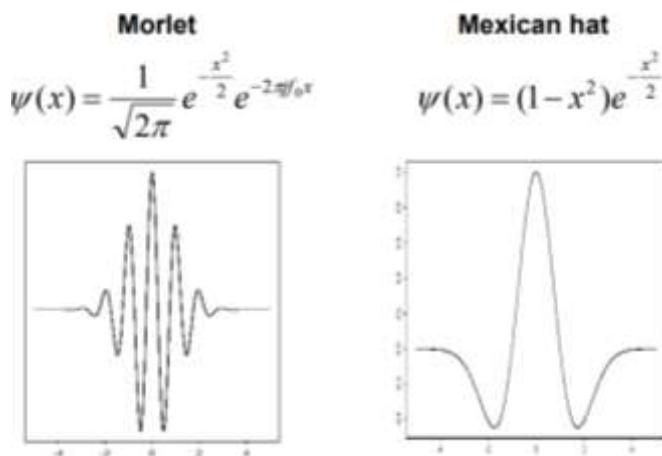
Per la trasformata inversa bisogna prendere le onde, pesarle per la trasformata Wavelet e fare un integrale pesato dallo scalamento al quadrato

$$x(t) = \frac{1}{C_\psi} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} W(a, b) \psi_{a,b}(t) \cdot \frac{db da}{a^2}$$

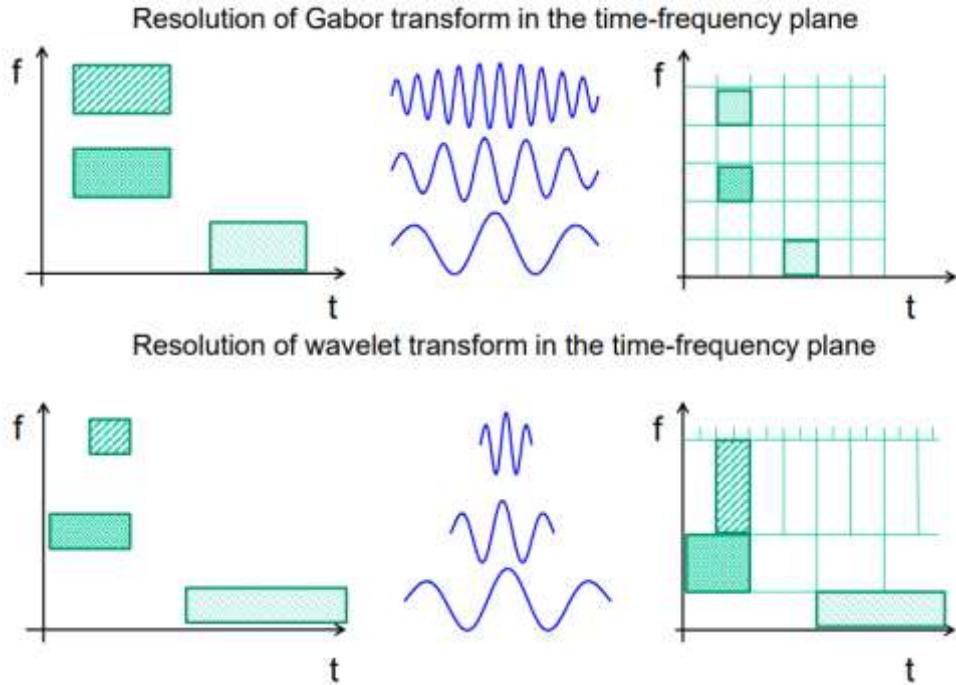
$$C_\psi = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\Psi(a)|^2}{|a|} da$$

L'integrale converge se si ha una condizione di ammissibilità, dovuta dalla onda madre; perché sia possibile ottenere convergenze, devo avere un'onda madre tale per cui $\Psi(0) = 0$, il che significa che deve avere una media nulla. Sul libro si trova la dimostrazione della formula inversa.

Ci sono vari tipi di onde oscillatorie, smussate che tendono a zero, il quale ci permette di ottenere due caratteristiche fondamentali: le oscillazioni e la localizzazione nel tempo.

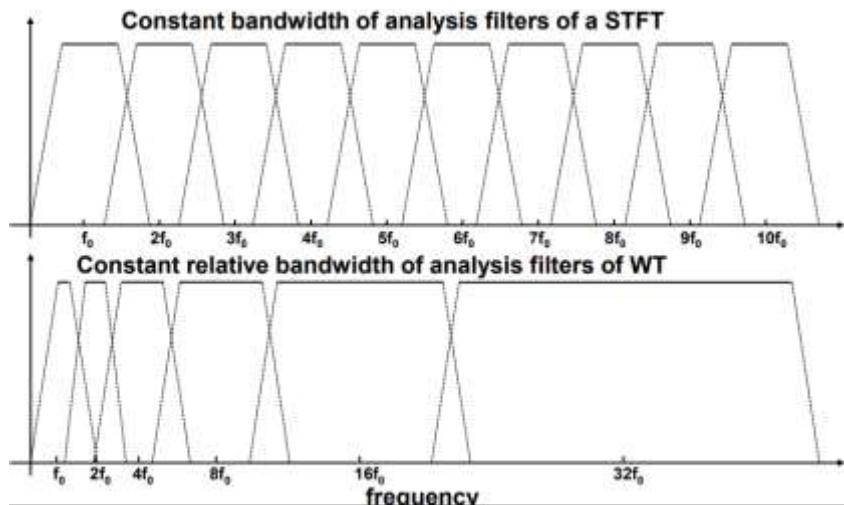


C'è una relazione semplice tra la trasformata di Gabor e la trasformata Wavelet continua con una Wavelet di tipo Morlet, la quale prevede di finestrare tramite una gaussiana un esponenziale complesso. La trasformata continua con la Wavelet di Morlet prevede di avere un esponenziale complesso e una gaussiana che viene moltiplicata per il segnale e traslata nel tempo. Esistono infinite gaussiane che dipendono dallo scalamento. La frequenza della nostra trasformata è pari a $\frac{f_0}{a}$, ossia maggiore è lo scalamento, minore sarà la frequenza e viceversa. Frequenze più basse sono legate a finestre di analisi che hanno una durata maggiore, mentre frequenze più alte sono legate a finestre con durata minore.

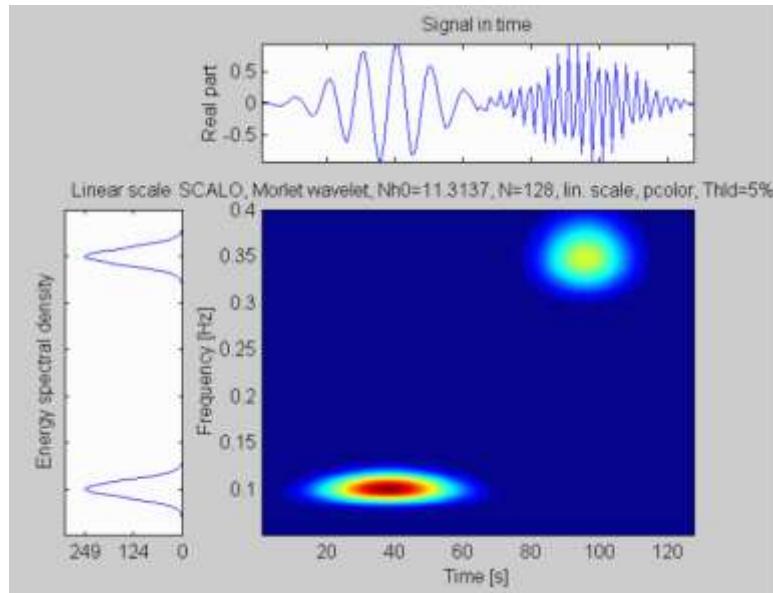


Abbiamo una discretizzazione del piano tempo-frequenza che dipende dalla frequenza che andiamo a considerare. La trasformata di Gabor prevede la finestra gaussiana, che è sempre la stessa, moltiplicata per le sinusoidi; quindi, laddove ho alta frequenza ho tantissime oscillazioni mentre dove ho poche oscillazioni ho una bassa frequenza.

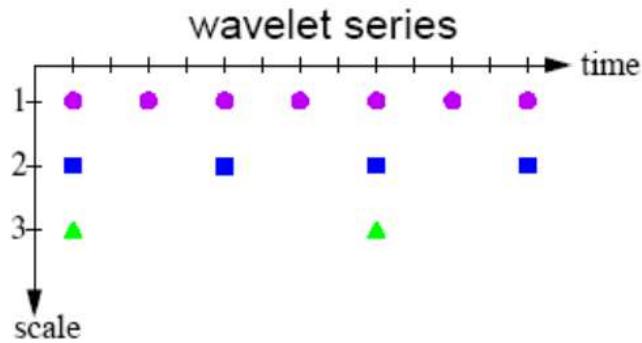
Il concetto fondamentale della trasformata Wavelet permette di adattare la risoluzione in funzione di ciò che sto andando a rappresentare. Si possono fare interpretazioni relative alla STFT, che può essere intesa come l'effetto dell'applicazione di tanti filtri passa-banda, mentre la trasformata Wavelet continua può essere interpretata come un filtro passa-banda con un range di frequenze molto più alto.



Vediamo un esempio di scalogramma, in cui si hanno due componenti, una in bassa frequenza e una in alta frequenza. Si è riusciti a rappresentare bene entrambi le componenti.



Anziché utilizzare una trasformata continua, dove ciascuna Wavelet sarebbe traslata di un campione rispetto a quella precedente, ottenendo tante componenti che si sovrappongono. Un’alternativa a questo metodo è stata introdotta tramite la trasformata di Wavelet discreta che va a prendere delle ondine con supporto separato.



Le trasformate Wavelet discrete sono in relazione con l’analisi multirisoluzione, che è un’analisi che prevede l’introduzione di un’ondina padre insieme ad un’ondina madre; l’idea è quella di suddividere lo spazio in una porzione di approssimazione e una porzione di dettagli. L’idea è quella che possiamo scrivere un segnale come la somma di tanti dettagli a diversi livelli di scalamento, andando ad introdurre dei filtri opportuni, che sono un filtro passa-basso, un filtro passa-alto, passando dai figli al padre, tramite un’equazione a due scale. Tramite altri filtri si può passare dai figli alla madre, dimostrando che si utilizza un filtro passa-basso per passare al padre e un filtro passa-alto per passare alla madre.

Diverse applicazioni nel processing sono state proposte: la trasformata Wavelet è una trasformata tempo-frequenza, dove la scala è in relazione con la frequenza; quindi, si può rappresentare lo scalogramma come segnale tempo-frequenza. Si può utilizzare la madre Wavelet per fare del denoising oppure per ricercare delle onde figlie. Si possono ottenere diverse caratteristiche dei nostri segnali, ad esempio i pesi che possono risolvere problemi di classificazione, si possono separare le sorgenti tramite lo scalamento, si può fare image processing e blind source separation.

La separazione di sorgenti si baserà su diversi criteri: il criterio può essere interpretato sulla base della scelta di una distanza da massimizzare, ovvero separare delle sorgenti miscelate nei dati che ho acquisito e per separare queste sorgenti devo stabilire il concetto di separazione. In funzione delle scelte di distanza si avranno diverse tecniche di analisi.



Qual è il problema della separazione delle sorgenti? La relazione causa-effetto va dalle sorgenti all'osservazione, dove in mezzo vi è un canale di comunicazione. Possiamo immaginare delle sorgenti che trasmettono delle onde sonore, poi abbiamo dei sensori che rilevano l'effetto di ciascuna sorgente e questo sensore va ad acquisire contemporaneamente i segnali emessi da queste tre sorgenti. Possiamo avere diverse ampiezze dalle sorgenti; avendo più sensori potremmo piazzare ciascun sensore in direzione di ciascuna sorgente, ottenendo dei segnali scorrelati tra di loro che ci permettono di separare in maniera ottimale le sorgenti. Un esempio calzante sarà il segnale EMG multicanale, in cui abbiamo tanti sensori che prelevano l'attività di tante sorgenti che possono essere le attività motorie. In elettroencefalografia abbiamo diversi contributi che possono sovrapporsi al segnale elettroencefalografico di interesse, per cui avremmo tanti punti di osservazione e un volume conduttore che permette l'osservazione di tale segnale.

Un esempio tipico di quando si parla di separazione di sorgenti prende il nome di “cocktail party problem”, ovvero l’idea di riuscire a separare i discorsi di tanti speaker ascoltando diverse conversazioni sovrapposte tramite alcuni microfoni; ciascun microfono registra la sovrapposizione dei discorsi di varie persone e tramite la separazione si vuole ricostruire il discorso di ciascuno speaker.

In termini matematici, i dati acquisiti si chiamano miscele, quindi si ha un vettore composto da diverse miscele, poi possiamo avere diverse sorgenti, che possono essere di numero diverso rispetto alle miscele, e poi si ha una matrice di mixing. Un primo modo per combinare tali componenti è il modello lineare istantaneo

$$\vec{x}(t) = \begin{bmatrix} x_1(t) \\ \dots \\ x_m(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & \dots & a_{1n} \\ \dots & \dots & \dots \\ a_{m1} & \dots & a_{mn} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s_1(t) \\ \dots \\ s_n(t) \end{bmatrix} = A\vec{s}(t)$$

ovvero si moltiplica per una matrice fissa nel tempo un numero n di sorgenti. Ciascuna riga della matrice contiene l’ampiezza delle sorgenti che permette di ottenere la miscela i-sima e ciascuna colonna contiene le ampiezze di ciascuna sorgente all’interno della miscela. Ciascuna colonna ci dice come ciascuna sorgente è distribuita nello spazio nel senso di come è distribuita sulla cute. Se volessi togliere dalla miscela alcune sorgenti, ad esempio perché so che questa è una sorgente di crosstalk, allora agisco sul coefficiente dell’ampiezza della sorgente ponendolo a zero. Questo modello è molto semplice e con tanti problemi che andiamo a vedere. Un modello alternativo è un modello lineare convolutivo, dove le sorgenti vengono filtrate (ad esempio con filtro FIR) tale da costruire la miscela i-sima.

$$\vec{x}(t) = \int A(t - \tau) \vec{s}(\tau) d\tau = A * \vec{s}(t)$$

se andassi a considerare il contributo di un’unità motoria, so che la sorgente del nostro problema sarà la corrente di transmembrana e come questa venga rimappata sul MUAP dipende da un’azione filtrante, determinata dal volume conduttore, dal filtro spaziale eccetera. Ho un filtro che relazione la sorgente al contributo che vado a prelevare con un certo canale di acquisizione e che si riferisce all’attività di quella specifica sorgente. Considerando un altro canale, posizionato da un’altra parte, non c’è un riscalamento di ampiezza, ma cambiando posizione del sistema di prelievo, il MUAP prelevato cambia anche di forma, non solo di ampiezza. Alcune componenti del segnale

EMG che, viste da posizioni diverse, cambiano sia come ampiezza che come smoothing, ossia come filtraggio passabasso da applicare. Ci sono altri modelli matematici molto più complessi che descrivono le miscele con una combinazione non lineare con le sorgenti.

Ci occupiamo esclusivamente di modelli del tipo lineare istantaneo, i quali presentano rumore additivo

$$\vec{x}(t) = A\vec{s}(t) + \vec{n}(t)$$

Capiamo prima quanto è complicato questo problema; i dati sono le miscele, mentre le incognite sono la matrice di mixing e le sorgenti; quindi, abbiamo tante incognite e vorremmo stimare la matrice di mixing e le sorgenti. Basta stimare la matrice di mixing per ottenere anche le sorgenti dalle miscele. Si impone almeno la condizione per cui il numero di miscele (osservazioni) sia maggiore del numero di sorgenti. Abbiamo due indeterminazioni; la prima indeterminazione è relativa al fatto che la matrice A e le sorgenti sono moltiplicate, per cui andando a riscalare la matrice di mixing e le sorgenti tramite un fattore K non risolve il nostro problema. Non si può stimare uno scalamento delle sorgenti. Per questo motivo si fanno delle assunzioni, ad esempio che tutte le sorgenti abbiano la standard deviation pari a uno. La seconda indeterminazione sta in una possibile permutazione delle nostre colonne di mixing; posso scambiare due colonne e basta scambiare due sorgenti per ottenere le stesse miscele; quindi, l'ordine delle sorgenti non può essere conosciuto. Non può essere confrontata la matrice di mixing stimata con la matrice corretta perché potrebbero avere delle colonne scambiate perché le sorgenti hanno un ordine indeterminato, potrebbero avere degli scalamenti in ampiezza perché l'energia non è nota a priori.

Avendo tante miscele, bisogna identificare delle funzioni che permettono di separare tante sorgenti. Tali funzioni sono funzioni lineari, dato che il nostro modello è di tipo lineare istantaneo. Si va a definire un problema di ottimizzazione che deve avere un ottimo quando le sorgenti sono separate tra di loro, ma bisogna definire una distanza per capire se le sorgenti sono vicine o lontane. In funzione della scelta della distanza si hanno diversi metodi per stimare delle sorgenti che siano separati attraverso tale distanza scelta. Abbiamo due scelte di distanza considerate (non sono le uniche, ma sono i metodi maggiormente utilizzati):

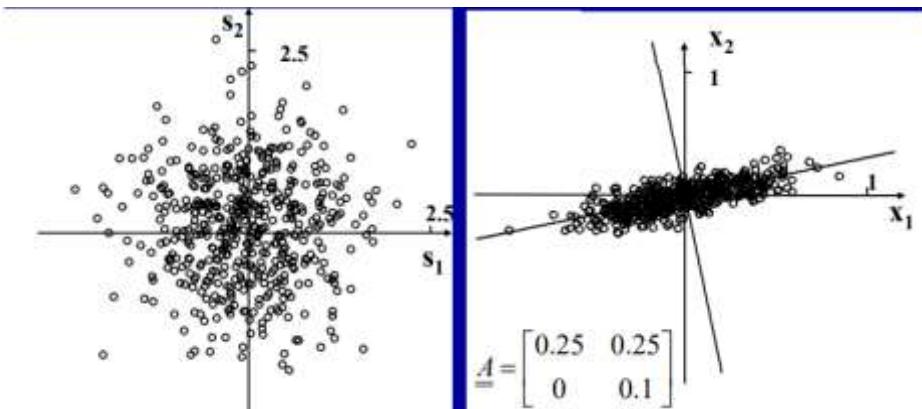
- PCA (Principal Component Analysis), ossia viene ipotizzata la non correlazione fra le sorgenti. Sono massimamente distanti due sorgenti se queste sono scorrelate tra di loro. Permette di stimare dei segnali sorgenti che racchiudono la massima energia contenuta nelle miscele. Possiamo ricostruire le miscele originarie mantenendo il 95% dell'energia, mentre il 5% residuo, tipicamente, dovrebbe essere solo rumore. In questo modo abbiamo compattato l'informazione e potremmo scoprire che solo dieci componenti potrebbero essere utili per ricostruire il 95% dell'energia del segnale. Avendo eliminato la componente rumorosa, il segnale risulterà anche pulito.
- ICA (Independent Component Analysis), ossia si lavora sull'informazione che è in relazione con l'entropia del segnale. Questa tecnica permette di ottenere delle sorgenti che sono indipendenti, quindi non solo scorrelate tra di loro ma statisticamente indipendenti, il che significa che la densità di probabilità congiunta di diverse variabili è pari al prodotto di probabilità di ciascuna sorgente. Le componenti indipendenti permettono di ricostruire il segnale mantenendo la massima informazione contenuta nelle miscele.

Vedremo che le componenti principali permettono di ricostruire il nostro segnale. Si ha la necessità di scomporre il segnale in diversi componenti, ricostruendolo con una serie di componenti; ad esempio, con gli sviluppi in serie di Taylor si utilizzano dei polinomi per decomporre una soluzione analitica. Nel caso della trasformata di Fourier si hanno delle funzioni di base che sono ortogonali tra di loro, permettendo di analizzare il segnale e ricostruirlo in modo semplice, determinando i coefficienti. Nel caso della PCA si hanno altre componenti che sono delle funzioni non definite a priori, ma scelte e adattate ai segnali che dobbiamo ricostruire, ovvero le nostre miscele.

La stima delle sorgenti passa attraverso una combinazione lineare di opportune funzioni ortonormali, scelte in modo da minimizzare lo scarto quadratico medio tra i segnali e la loro ricostruzione tramite le funzioni stesse.

$$MSE_i = \frac{1}{T} \cdot \sum_{k=1}^m \int_0^T |x_k(t) - c_{ki}s_i(t)|^2 dt$$

Dove con T si intende l'intervallo di osservazione considerato.



Visto che le componenti principali preservano nel modo migliore possibile l'energia dei segnali stessi, supponendo che i segnali abbiano media nulla, l'energia di una sorgente è anche la sua varianza. La componente principale sarà quella con massima varianza, ma come faccio a determinarla? Supponiamo una distribuzione di punti distribuiti lungo x e lungo y, dove queste due sorgenti sono state miscelate. Si è ottenuta la distribuzione rappresentata nel grafico a destra; come faccio a capire qual è la direzione della massima varianza? Andando a proiettare tutti i punti lungo la direzione in cui questi sono maggiormente distribuiti per ottenere la massima varianza delle miscele. Se una direzione è quella di massima varianza, la direzione a lei ortogonale sarà quella di minima varianza, perché se avessi scelto una direzione non ortogonale avrei varianze superiori alla minima. Questa applicazione può essere ripetuta anche in casi multidimensionali; l'idea è quella di ripetere la stima della massima varianza dopo aver sottratto la componente principale identificata nel passo precedente.

L'idea della PCA è quella di determinare la direzione di massima energia, mentre per l'ICA si cerca di determinare la direzione di sorgenti indipendenti delle miscele. Si stimano le sorgenti tramite combinazioni lineari delle miscele, con l'obiettivo di calcolare la pseudoinversa della matrice di mixing

$$\hat{s}(t) = Q\vec{x}(t) \text{ dove } Q = A^\#$$

La matrice Q dobbiamo cercare di stimarla, senza nessuna pretesa che l'ordine abbia un valore. La matrice A è una matrice tipicamente rettangolare perché abbiamo più osservazioni che sorgenti, quindi possiamo pseudo invertirla. Consideriamo un teorema fondamentale che è il teorema che indica che, se abbiamo tante variabili normali casuali indipendenti, ciascuna con valore atteso e varianza, allora la variabile casuale ottenuta tramite una combinazione lineare è a sua volta una variabile normale. Questo teorema è imparentato con il teorema del limite centrale, il quale ha una validità molto più generale dove abbiamo un gran numero di variabili casuali indipendenti. Nel momento in cui abbiamo tante variabili indipendenti allora la variabile che si ottiene tende ad una variabile distribuita come una gaussiana. La distanza che viene utilizzata per l'ICA è una misura di gaussianità perché sappiamo che, facendo combinazioni lineari di diverse sorgenti assunte indipendenti, tali combinazioni lineari saranno distribuite in modo gaussiano, proprio perché facciamo la somma di contributi che sono indipendenti. Una ipotesi che possiamo fare è che le sorgenti del nostro problema non siano gaussiane, allora l'idea è determinare la particolare combinazione lineare che permette di combinare le miscele, ottenendo una distribuzione che è molto lontana dalla gaussianità. Si vanno a determinare dei pesi tali per cui si ottengono delle sorgenti, che possono essere interpretate come variabili casuali, che hanno una distribuzione molto lontana dalla distribuzione gaussiana. Se ho due variabili, ossia due sorgenti, gaussiane, allora non riuscirò mai a separarle, quindi non riuscirò ad imporre la distanza che mi permette di separare le sorgenti.

Chi si occupa di elettromiografia sa che quando la contrazione è abbastanza contenuta, il segnale ha una distribuzione di tipo gaussiano.

Servono delle misure di gaussianità per capire quando siamo lontani dalla distribuzione gaussiana; la curtosi è un momento normalizzato di ordine quattro

$$K(v) = \frac{E[v^4]}{E[v^2]^2}$$

La curtosì è molto dipendente dalle code, che sono influenzate dall'esponente "4". Le variabili supergaussiane hanno delle grandi code, mentre le subgaussiane hanno delle code basse.

Un'altra tecnica per studiare l'indipendenza è tramite l'entropia negativa, chiamata anche negentropy

$$H(v) = - \int f(v) \ln(f(v)) dv$$

$$N(v) = H_G - H(v)$$

Dove H_G rappresenta l'entropia di una variabile Gaussiana con la stessa matrice di covarianza di v . Questo valore ci permette di misurare la distanza e stimare i pesi che ci garantiscono di massimizzare l'entropia negativa. Ci sono altre tecniche, come quella della mutua informazione, dove viene fatta l'entropia della congiunta. La mutua informazione è sempre maggiore o uguale a zero ed è nulla se le variabili casuali sono indipendenti. Un'altra tecnica è la divergenza di Kullback-Leiber dove si valuta la differenza tra la densità congiunta e la densità ottenuta come prodotto di marginali.

Nel caso della PCA vogliamo ottenere delle sorgenti che siano tra loro scorrelate. Abbiamo le nostre miscele x e abbiamo che

$$x(t) = As(t)$$

Definiamo una matrice di covarianza. Supponendo di avere una matrice di mixing A quadrata, possiamo diagonalizzarla

$$A = AL^{1/2}V^T$$

Dove V rappresenta una matrice $n \times n$ di autovettori e la matrice unitaria $V^T V = I$. $L^{1/2}$ è la matrice diagonale $n \times n$ contenente gli autovalori di A ordinati in ordine decrescente. La matrice di correlazione delle miscele

$$\hat{R}_{xx} = xx^T = (As + n)(s^T A^T + n) = AA^T + I_n = VLV^T + I_n$$

Riconoscendo che L è una matrice diagonale, ci rendiamo conto che queste matrici che hanno gli autovettori sono quelle che servono per rendere scorrelate le sorgenti, quindi corrispondono alle componenti principali. Supponendo di avere una matrice rettangolare $m \times n$, possiamo lavorare su un'altra matrice

$$A^T A \rightarrow \text{simmetrica definita positiva } n \times n$$

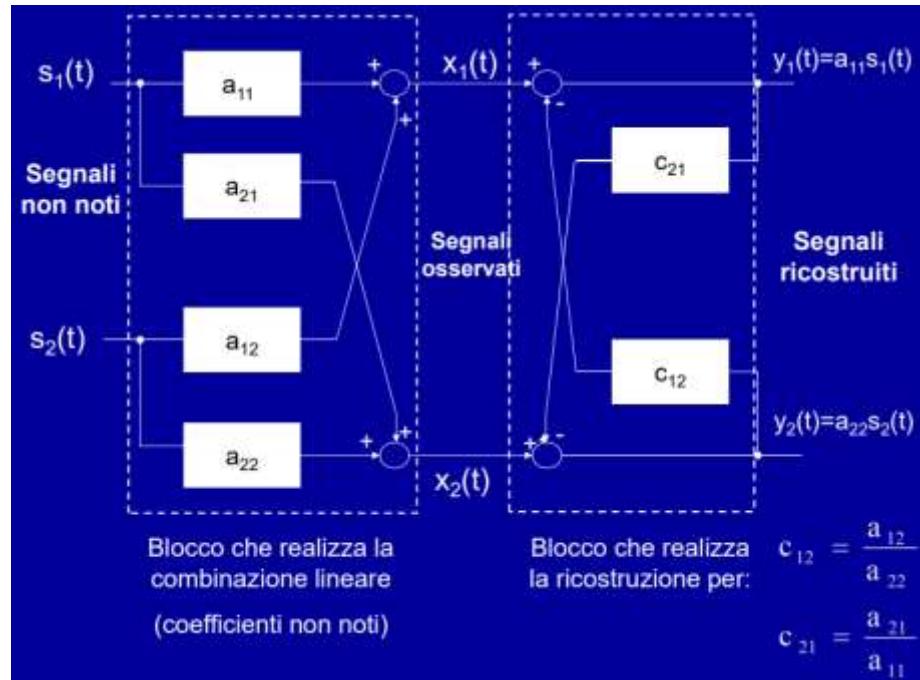
Possiamo diagonalizzare questa matrice, ottenendo autovettori u_i . Collezionando i diversi autovettori, si ottiene una matrice di autovettori e si può riscrivere la relazione.

$$Au_i = \sigma_i v_i \rightarrow AU = V\Sigma \quad \text{dove} \quad V = [v_1, \dots, v_n] \quad (m \times n) \quad e \quad \Sigma = \text{diag}(\sigma) \quad (n \times n)$$

$$\hat{R}_{xx} = AA^T + I_n = V\Sigma U^T U\Sigma^T V^T + I_n = V\Lambda V^T$$

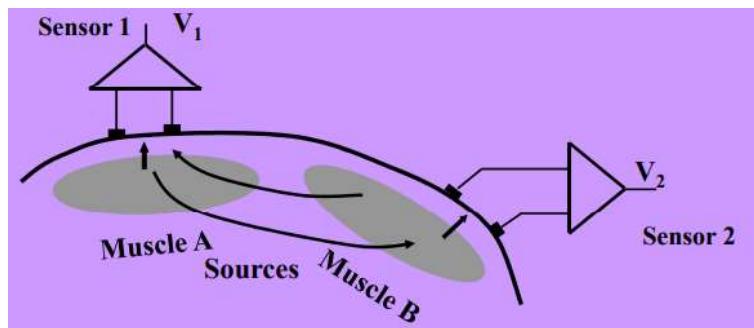
Se abbiamo a che fare con una matrice rettangolare, avremmo un numero di equazioni maggiore del numero di incognite e non ci sarà possibile invertire il sistema. Si può cercare la definizione di una soluzione più debole, ossia cercare una soluzione per cui si minimizzi lo scarto quadratico medio.

Nel caso del metodo neurale si cercano i pesi di combinazione lineare cercando di ricostruire le miscele, utilizzando delle sorgenti che sono scelte in modo da massimizzare la loro scorrelazione. I coefficienti possono essere scelti in modo da stimare dei segnali y che siano proporzionali alle due sorgenti.



Un'applicazione importante è quella della decomposizione del segnale EMG, che si basano sulla decomposizione in componenti principali piuttosto che indipendenti; quindi, si basano sull'ipotesi statistica della scorrelazione. Un'alternativa a questi algoritmi sono quelli che identificano forme d'onda diverse che riconoscono dove quelle forme d'onda sono presenti nel segnale EMG registrato.

Supponendo di avere due sorgenti, dove ciascuna sorgente identifica l'attività di un muscolo, e diversi sensori che prelevano segnali dal volume di controllo; quindi, prelevano sia dal muscolo target che dal muscolo di crosstalk:



Si fanno due passaggi:

- Sbiancamento, ossia la decorrelazione delle miscele, il quale passa attraverso la tecnica del PCA.
- Stima della matrice di rotazione (stima della matrice di mixing dalle miscele sbiancate)

Si potrebbero identificare nello sbiancamento solo alcune componenti principali, in primo luogo perché abbiamo un numero maggiore di miscele rispetto alle sorgenti (ad esempio abbiamo tre miscele perché abbiamo tre sensori). Le componenti principali saranno quelle relative alle sorgenti, mentre l'altra componente ci fornirà informazione sul rumore.

$$\mathbf{W} \mathbf{A} \mathbf{A}^T \mathbf{W}^T = \mathbf{I}_n$$

$\mathbf{WA} = \mathbf{U}$ matrice unitaria

$$\text{Osservazioni sbiancate } \mathbf{z}(t) = \mathbf{Wx}(t) = \mathbf{Us}(t) + \mathbf{Wn}(t)$$

$$\hat{\mathbf{R}}_{zz} \approx \mathbf{W} \hat{\mathbf{R}}_{xx} \mathbf{A}^T \mathbf{W}^T + \sigma^2 \mathbf{I}_n = (1 + \sigma^2) \mathbf{I}_n$$

- stima di σ^2 : media degli $m-n$ più piccoli autovalori di $\hat{\mathbf{R}}_{xx}$

- dati gli n più grandi autovalori $\lambda_1, \dots, \lambda_n$ e i corrispondenti autovettori $\mathbf{h}_1, \dots, \mathbf{h}_n$ di $\hat{\mathbf{R}}_{xx}$, \mathbf{W} si ottiene come

$$\mathbf{W} = \left[(\lambda_1 - \hat{\sigma}^2)^{-\frac{1}{2}} \mathbf{h}_1, \dots, (\lambda_n - \hat{\sigma}^2)^{-\frac{1}{2}} \mathbf{h}_n \right]^T$$

Possiamo ottenere la matrice di mixing A dalla matrice W, ma serve la stima di U, ossia della matrice di rotazione n dimensionale.

$$\mathbf{A} = \mathbf{W}^T \mathbf{U}$$

Ottenuta W, la determinazione di A richiede la stima di U (matrice di rotazione n dimensionale)

Matrici di covarianza di z(t) per ritardi (lags) diversi da zero

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{R}}_{zz}(\tau) &= \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \mathbf{z}[t] \mathbf{z}[t+\tau]^T \\ \hat{\mathbf{R}}_{zz}(\tau) &\approx \mathbf{U} \hat{\mathbf{R}}_{xx}(\tau) \mathbf{U}^T \quad \tau \neq 0 \end{aligned}$$

Si ipotizza che il rumore $n(t)$ sia spazialmente e temporalmente indipendente, ovvero se andassi a considerare il rumore da diversi elettrodi questo sarebbe scorrelato e se andassi a considerare il rumore in diversi istanti di tempo il rumore sarebbe nuovamente scorrelato.

$$x(t) = As(t) + n(t)$$

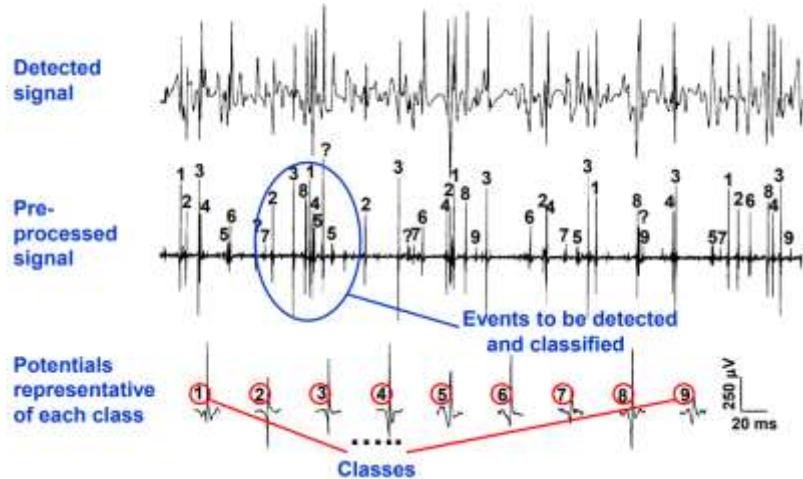
$$R_x(0) = E[x(t)x^*(t)] = AR_x(0)A^T + \sigma^2 I$$

$$R_x(\tau) = E[x(t+\tau)x^*(t)] = AR_x(\tau)A^T \quad \text{con } \tau \neq 0$$

Posso diagonalizzare la mia matrice s anche per ritardi diversi da zero. Bisognerebbe considerare diversi ritardi τ per cercare la matrice U che permette di diagonalizzare al meglio tutte le matrici di autocorrelazione delle sorgenti. Non ci sarà una matrice unica, quindi ci sono diverse tecniche che cercano di determinare la matrice migliore; un possibile criterio per la determinazione della matrice U consiste nel minimizzare la somma dei quadrati degli elementi fuori dalla diagonale principale delle matrici $U^T \hat{\mathbf{R}}_{zz}(\tau) U$.

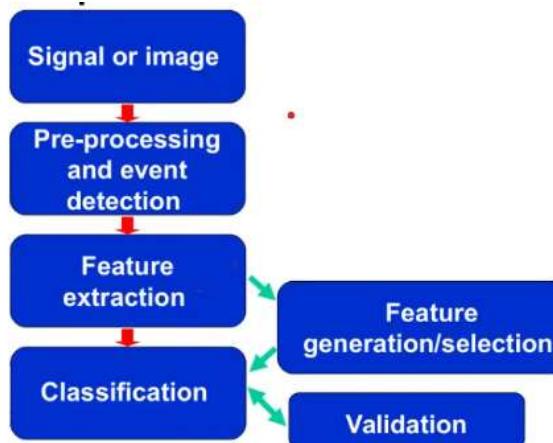
Il problema della classificazione può essere descritto come quello di identificazione di una mappa, ossia una funzione matematica che va a indicare una relazione tra un insieme di caratteristiche (features) e un output desiderato. La x è un insieme di caratteristiche estratte dal sistema in esame; ad esempio, se volessimo studiare un muscolo lo faremmo con diversi sensori, i quali estraggono dell'informazione x che utilizziamo per estrarre informazione y. Sia gli input che gli output possono essere continui piuttosto che discreti. La classificazione viene utilizzata per molte applicazioni, come la stima di diverse forme d'onda da un segnale e raggrupparli in diversi gruppi, oppure identificare un movimento tramite i segnali EMG che è il problema tipico delle protesi, oppure discriminare tra persone sane e patologiche, oppure ancora la stima della forza dove si va a identificare una mappa tra indici elettromiografici e la forza generata, come si può identificare la fatica tramite gli indici elettromiografici.

Nell'ambito della classificazione si utilizzano diversi termini che focalizzano l'attenzione su un tipo di problema, come il pattern recognition, ossia l'identificazione di un pattern in una specifica classe. L'idea è quella di identificare alcuni oggetti di interesse, estrarre degli indici che caratterizzano questo pattern e associare questi pattern ad una classe.



In questo esempio si vede un segnale EMG intramuscolare, con MUAP con alta selettività temporale, e ciascun picco può essere associato all'attività di una diversa unità motoria. Si cerca di risolvere la sovrapposizione di più picchi. Una tecnica sviluppata si basa su preprocessing che trasforma questo segnale in un segnale ancora più selettivo con l'implementazione di un filtro passa-alto che pone a zero le basse frequenze; in questo modo, tramite una soglia, vengono identificati diversi spari e, tramite gli indici che possono essere vari, questi pattern possono essere raggruppati in forme d'onda che si assomigliano tra di loro, in modo da costituire una classe, e questo permette di identificare le diverse classi. Un altro esempio tipico è il tracciato ECG, dove tanti spari del cuore sono raccolti e si identificano in questo modo gli spari anomali rispetto agli spari che hanno la stessa forma, considerati come battiti normali.

Quali sono gli step fondamentali? Gli step sono stati suddivisi in questo modo

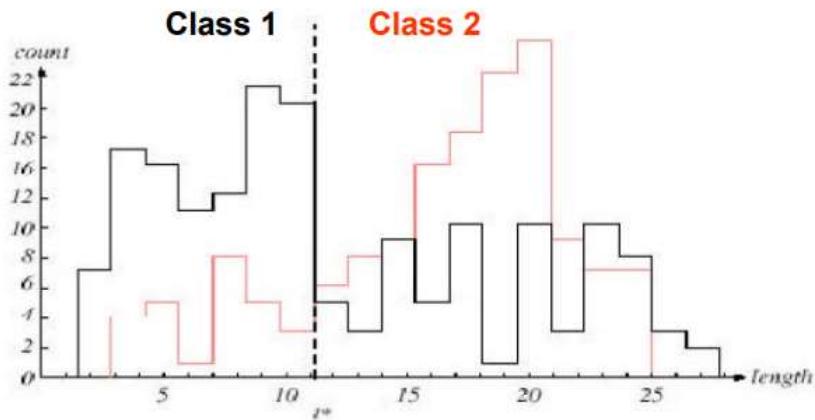


Dopo aver estratto il segnale o l'immagine e aver fatto del preprocessing, dobbiamo estrarre delle caratteristiche dal nostro segnale, ossia le features. Queste caratteristiche possono essere caratteristiche di ampiezza, di frequenza, il rapporto delle potenze, e poi questi indici permettono di ottenere la classificazione. Gli indici estratti possono essere processati, ad esempio combinandoli per generare altri indici e questa tecnica si chiama "feature generation" e si sviluppa tramite il metodo della PCA/ICA. Questo permette di avere delle features che non sono ridondanti. Si può fare anche una selezione, perché alcune features potrebbero portare più danno che altro, quindi la selezione delle features più importanti permette di alleggerire la parte computazionale e prendiamo solo le features realmente necessarie. Una volta fatta la classificazione, possiamo validare il metodo attraverso diverse tecniche.

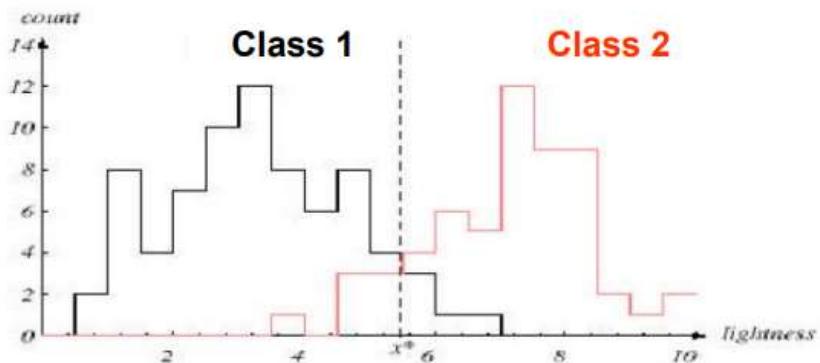
Nella detezione di un potenziale d'azione intramuscolare corrotto da rumore, i dati vengono filtrati inizialmente e i pattern ottenuti che verranno classificati vengono isolati. Non abbiamo a priori una conoscenza sul numero di classi e non sappiamo la classe di appartenenza delle varie forme d'onda; quindi, potremmo parlare di classificazione non supervisionata. Un altro esempio riguarda l'EMG uterino dove possono essere caratterizzate diverse attività; possiamo avere dei tracciati di allenamento dove i medici hanno separato i diversi burst e li hanno classificati, e questo può essere utile per allenare il metodo automatico. Possiamo determinare in questo modo il rumore di fondo, possiamo vedere quali caratteristiche possono discriminarlo mentre per i movimenti del feto posso aspettarmi delle forme d'onda più lente.

Sulla detection possono essere applicati diversi metodi:

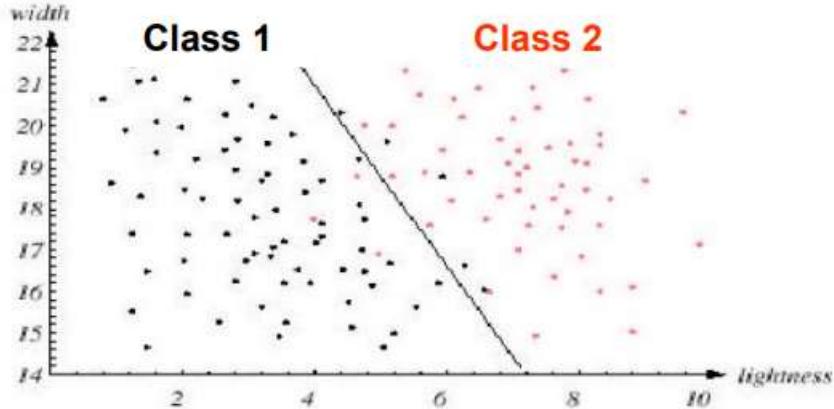
- Applicazione di una soglia, sia essa assoluta o relativa;
- Un filtro derivativo, in modo da evidenziare gli spari;
- Matched filter, ossia un filtro che ha come risposta all'impulso una forma d'onda che è quella di interesse;
- La trasformata continua Wavelet, con una madre Wavelet che assomigli ad un MUAP;
- Metodi probabilistici.



Vediamo un esempio grafico di una descrizione di un set di patterns identificati tramite un indice, il quale discrimina i pattern in due classi. Possiamo osservare che le due classi si sovrappongono.



Selezionando un'altra feature, notiamo che questa ha nuovamente una sovrapposizione. Sfruttando le due features, vediamo che tutti gli appartenenti della classe 1 sono alla sinistra del classificatore lineare e tutti gli appartenenti alla classe 2 sono alla destra del classificatore.



In questo modo possiamo osservare che le nostre classi sono abbastanza separate; se avessimo tre classi, con un certo grado di capacità di discriminazione, con un piano riusciremmo a dividere bene le tre classi. Possiamo prendere un numero superiore di features e avere N piani di identificazione.

La cosa importante è ottenere tante features discriminanti e saper estrarre tante features, il quale permette di risolvere un problema complicato. Le features possono essere:

- Caratteristiche morfologiche, come ampiezza picco-picco, range del segnale, il numero di zero crossing etc;
- I coefficienti di Fourier;
- Modelli lineari che interpolano i nostri dati, come il modello autoregressivo, il modello a media mobile oppure il modello ARMA;
- La trasformata Wavelet etc.

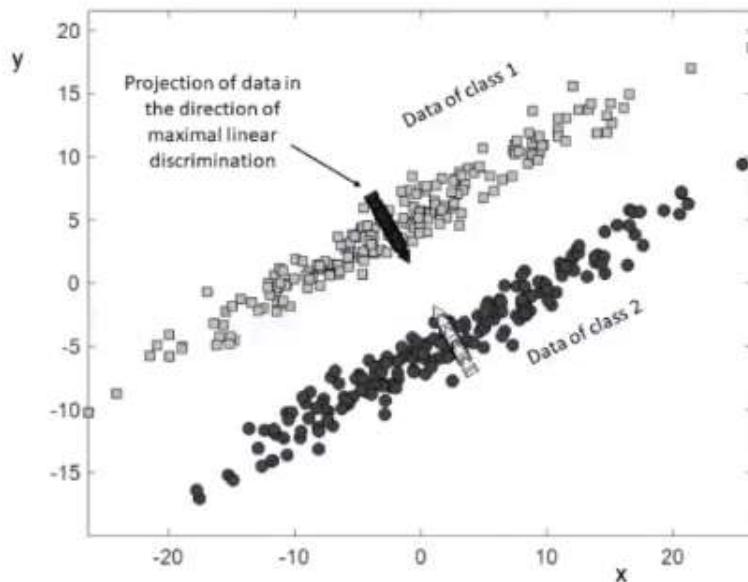
Una volta estratte tutte queste features (che possono essere anche un centinaio) sarebbe utile ridurne la dimensione, per diversi motivi: uno dei motivi può essere quello di rendere più semplice il classificatore anche se si può pensare che un classificatore più complicato, che tiene conto di diverse features, sia più accurato nella classificazione, il che è vero, ma questo rende il classificatore stesso un classificatore instabile. Bisogna considerare il problema della classificazione anche come un problema probabilistico, nel senso che si vuole identificare il determinismo dei dati, ma i dati non sono puri perché corrotti da rumore di fondo. Il classificatore deve essere abbastanza complicato in modo da inseguire tutti gli aspetti deterministici che vogliamo tirare fuori, ma non deve essere eccessivamente complicato tanto da risultare instabile. Avere un classificatore che si adatta al rumore specifico dei dati oltre che alle sue caratteristiche restituisce delle performance molto basse da parte del classificatore; si parla di overfitting quando il fitting del dato sperimentale va oltre la stima di aspetti deterministici e va ad inseguire anche il rumore, perdendo la capacità di generalizzare. La generalizzazione è un aspetto importante dei classificatori ed indica la capacità del classificatore di fare una stima ragionevole su dati che non ha mai visto, ad esempio su dati di test.

Un metodo lineare di feature generation è la linear discriminant analysis (LDA), il quale permette di discriminare bene i dati in diverse classi andando a massimizzare il rapporto fra due esigenze, ossia il fatto di avere una grande variabilità tra classi diverse e una minima variabilità all'interno della classe.

$$J(w) = \frac{w^T S_b w}{w^T S_w w}$$

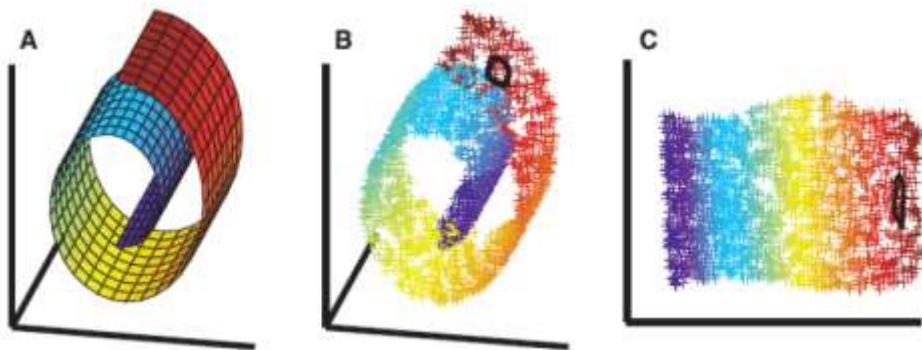
Al numeratore troviamo la matrice di scattering, ovvero di distribuzione di dati, between-class e al denominatore la matrice di scattering within-class. Questo metodo si basa sulla conoscenza delle classi, perciò si prendono i dati appartenenti ad una certa classe, ne si fa la matrice di covarianza e si vanno a pesare le varie matrici. La matrice di scattering between-class si ottiene calcolando la matrice di covarianza tramite la media di ciascuna classe. Ciascun gruppo di dati viene rappresentato solo dal valor medio e poi valuto la matrice di covarianza, considerando solo i valori medi. Andiamo a cercare delle direzioni lungo le quali proiettare i dati e tali direzioni permettono di avere la massima discriminazione tra diverse classi e la minima varianza all'interno della classe.

Example of application of Linear Discriminant Analysis



Sono state generate due distribuzioni di dati (probabilmente distribuzione gaussiana) e si è ricercata la direzione della distribuzione di dati. Qual è la direzione che mi permette di separare meglio i dati? Si sceglie una direzione di proiezione su cui si proiettano i dati e si ottiene questa figura, dove i dati proiettati sono completamente separati.

Se considero una situazione nella quale i dati sono distribuiti come in una spirale, come faccio a separarli? Non riesco a separarli bene con un piano. Una tecnica lineare con dei dati distribuiti a spirale non va bene, ma teniamo conto che c'è una caratteristica interessante di questi dati: si è partiti da tre features ma tutti i dati sono distribuiti su una superficie che è bidimensionale; quindi, mi basta considerare solo due features, da scegliere in modo ottimizzato, per caratterizzare bene questi dati. Questo posso farlo anche senza conoscere la classe.



Questa è una tecnica che prevede che i nostri dati siano caratterizzati da un numero di features molto grande; quindi, non si possono visualizzare tutti i vettori. Qual è la dimensione minima che mi permette di visualizzare questi dati? Questi dati si trovano su una superficie di dimensione minore della dimensione del loro vettore. Proiettare, nel giusto modo, i nostri dati è importante. Subentrano tecniche non lineari, tutte con un denominatore comune, ovvero l'esplorazione del vicinato, ossia si cercano rappresentazioni con dimensione minore, identificando una mappa non lineare, esplorando un intorno e si approssima la mappa non lineare con un'approssimazione lineare. Si prende un punto, si considerano i suoi vicini, e si mappa il punto in una mappa a dimensione minore considerando i suoi vicini. Una distanza importante nei problemi non lineari è la distanza geodetica: partendo dal cerchio nero, che si trova tra i dati rossi, e volendo arrivare ai dati blu, possiamo notare che la distanza euclidea è piccola, ma la distanza geodetica è molto più rapido.

La feature selection consiste nella selezione delle feature migliori. Le features possono essere estratte con tanti metodi; una volta estratte tante caratteristiche si può fare del postprocessing, che può generare nuove features. Perché dobbiamo selezionare le features? Per evitare di avere un modello troppo complesso che incorra nell'overfitting. La feature selection permette di focalizzare l'attenzione su certi indicatori. Si hanno diverse tecniche per selezionare le features, come le tecniche statistiche. Le tecniche statistiche si basano su dei test di ipotesi che valutano se l'indice è statisticamente diverso tra le due classi; nel test di ipotesi si fa un'ipotesi nulla, ossia che le variazioni che si hanno tra le diverse classi siano dovute al caso, oppure si fa un'ipotesi alternativa, ossia che le variazioni che si hanno mostrano un significato statistico; quindi, l'indice che esclude l'ipotesi nulla può essere utilizzato per discriminare i patterns tra le due classi. Questo metodo tratta ciascun indice separatamente dagli altri; sarebbe utile capire, invece, se due indici risultino ridondanti. Nella selezione dei vari indici, conviene prendere l'indice più discriminante tra le due classi e, successivamente, prendere un altro indice utilizzato per discriminare i casi più difficili, ossia un indice che non è ridondante con il precedente ma che aggiunga dell'informazione aggiuntiva. Si identifica una figura di merito

$$Merit_Y = \frac{m\bar{r}_{ef}}{\sqrt{m + m(m-1)\bar{r}_{ff}}}$$

Il merito diminuisce quando una features è irrilevante oppure aumenta quando è ridondante. Stimato l'indice di merito, possono essere messe le features in ordine e prendere le prime.

Un'altra tecnica interessante è la "Receiver Operating Characteristic Curve" (ROC), nella quale si vanno a mettere su un grafico due indicatori importanti: la sensitività e la specificità. La sensitività (detta anche True Positive Rate) identifica i pazienti positivi dai sani

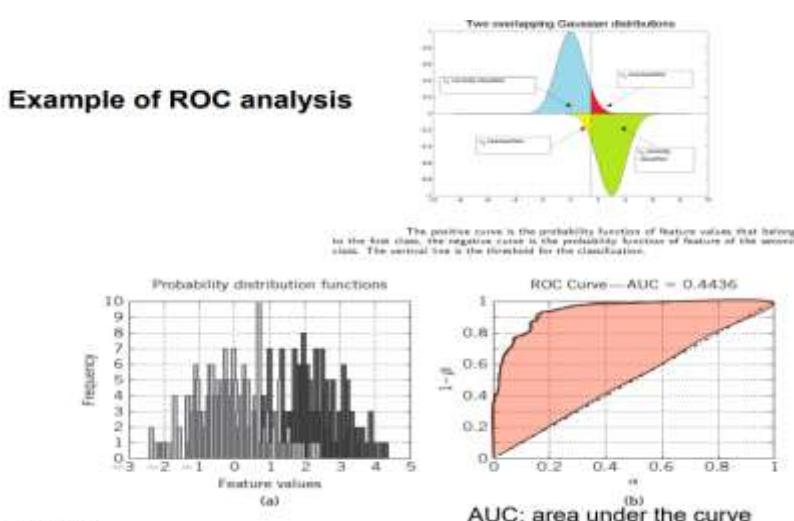
$$TPR = \frac{TP}{TP + FN}$$

Quindi identifica il rapporto tra i veri positivi e tutti i risultati positivi (veri positivi sommati ai falsi negativi). La specificità (oppure True Negative Rate) identifica i pazienti sani da tutti i risultati negativi

$$TNR = \frac{TN}{FP + TN}$$

Una volta che si hanno questi indici di merito, che sono indici che possono essere calcolati facilmente, si può valutare quanto un certo indicatore riesca a discriminare bene le due classi, mettendo in ordine il classificatore. Si disegna un grafico che mette sull'ascissa 1 – *sensibilità* e sulle ordinate la specificità. Supponendo di avere un indice che abbia una distribuzione gaussiana nel caso dei positivi e un'altra distribuzione gaussiana nel caso dei negativi, si può notare che si avranno degli errori di classificazione dovuti da un range di valori. In funzione della specificità e della sensibilità riesco a tracciare il grafico della ROC, dove avrò un'area sottesa che mi dirà quanto quella caratteristica sarà in grado di discriminare le due classi.

Example of ROC analysis



Quando un indice discrimina meglio, ha una curva ROC con area sottesa alla curva maggiore, ovvero presenta un ginocchio. In funzione dell'applicazione l'errore potrebbe avere un valore diverso.

Un altro metodo è noto come metodo Wrapped; l'idea è quella di adottare inizialmente tutte le features e poi toglierne una. La feature tolta, se incide poco sulla classificazione dei dati, può essere eliminata. Si procede così, fino all'ultima feature, e si ha così una curva che indica le performance di ciascuna feature; in questo modo si può decidere quante features si possono utilizzare nel classificatore. La diminuzione di performance dovrebbe essere legata al fenomeno dell'overfitting. L'opposto è la selezione, ovvero si parte con classificatori con una singola feature e se ne valutano le performance, e via via se ne aggiungono finché non si ha, nuovamente, una situazione di overfitting. Si selezionano alcune features e se ne escludono altre; queste due tecniche potrebbero non essere ottimali, perché valutano le features da includere o da escludere una alla volta, mentre potrebbero esserci delle features che, combinate tra di loro, permetterebbero delle performance superiori. Questi sono metodi che permettono di avere un buon classificatore con un costo computazionale basso.

Nella classificazione un ruolo importante è ricoperto dalla definizione della distanza: per capire se degli indici devono stare da una parte o dall'altra di una superficie di separazione, bisogna definire una distanza. La distanza può essere euclidea, geodetica e così via. Le proprietà della distanza sono le seguenti:

$$d(x, x) = 0$$

$$d(x, y) = d(y, x) > 0 \text{ per } y \neq x \rightarrow \text{proprietà di simmetria}$$

$$d(x, y) + d(y, z) > d(x, z) \rightarrow \text{distanza triangolare}$$

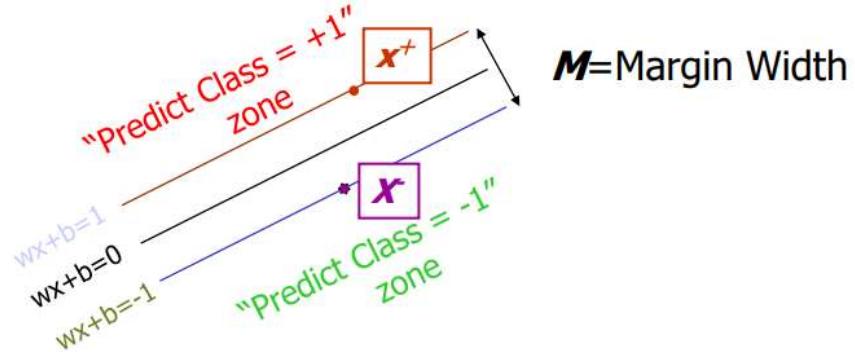
Oltre quella euclidea, ci sono diversi tipi di distanze, le quali rispettano tutte le proprietà qui sopra citate.

Esistono due tipi di classificazione: la classificazione non supervisionata, come il clustering che prevede di determinare dei cluster, appunto, di pattern affini, e la classificazione supervisionata dove un set di training, di cui si conosce già la classificazione, può essere utilizzato per stimare il database; in genere si separa il set in training set, in un test set e in un validation set.

Una tecnica nei metodi supervisionati, di cui si conosce già la classe dei pattern, è quello di costruire un prototipo e raggruppare in una classe tutti i punti che hanno la distanza minore rispetto alla distanza da tutti gli altri prototipi. Questo approccio si chiama "approccio della minima distanza"; è un metodo che non generalizza molto bene. Una tecnica che funziona meglio è chiamata "tecnica della verosomiglianza", ossia una tecnica statistica dove si identificano delle distribuzioni dei vari punti e queste distribuzioni potrebbero avere delle variazioni differenti e questo permette di ottenere risultati migliori. In fase di test, nel momento in cui ho un nuovo pattern, questo viene identificato con le vecchie distribuzioni e viene inserito nel raggruppamento più simile.

Altre tecniche sono basate sull'"Instance based learning" che sono metodi che si adattano e imparano in base ai nuovi pattern rappresentati. Ci sono dei metodi noti come "metodi pigri" mentre altri metodi sono "metodi avidi". Il "metodo pigro" dedica poco tempo all'allenamento del metodo, ma ha un tempo grande nella fase di test; un esempio è la K nearest neighbors. Altri metodi sono più intensi nell'elaborazione e per la formazione della classificazione, mentre il test è molto rapido; un esempio è la radial basis functions (RBF) dove le funzioni misurano la distanza tra un dato e il centro di questa funzione, dove tale funzione andrà ad elaborare tale distanza. Tutta questa combinazione forma una funzione che esegue la classificazione.

Supponiamo di voler fare una classificazione binaria; questa tecnica è molto efficiente perché ha una soluzione analitica e riesce a separare due classi in modo molto rapido. Supponendo di avere una nuvola di punti, abbiamo molte rette che separano le due distribuzioni. Quale retta scegliamo? L'idea è quella di definire un margine della retta che separa due nuvole di punti, in modo da massimizzare la distanza.



Posso definire questi punti, noti come vettori di supporto, perché sono i pattern più vicini. La nostra retta sarà tipo

$$wx + b = 0$$

Si impone che questa retta sia a metà strada tra i due pattern e suppongo che $wx + b = 1 \rightarrow x^+$ e $wx + b = -1 \rightarrow x^-$. Da queste due equazioni, facendo una differenza, riesco a togliere la costante, ottenendo

$$w \cdot (x^+ - x^-) = 2$$

Per misurare il margine

$$M = \frac{(x^+ - x^-) \cdot w}{|w|} = \frac{2}{|w|}$$

Linear SVM Mathematically

- Goal: 1) Correctly classify all training data

$$\begin{aligned} w\mathbf{x}_i + b &\geq 1 & \text{if } y_i = +1 \\ w\mathbf{x}_i + b &\leq -1 & \text{if } y_i = -1 \\ y_i(w\mathbf{x}_i + b) &\geq 1 & \text{for all } i \end{aligned} \quad \boxed{\quad}$$

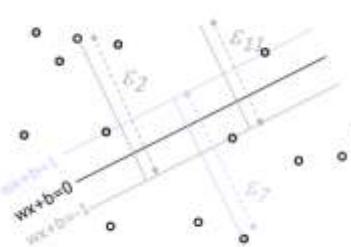
$$2) \text{ Maximize the Margin} \quad M = \frac{2}{|w|}$$

$$\text{same as minimize} \quad \frac{1}{2} w^T w$$

- We can formulate a Quadratic Optimization Problem and solve for w and b

$$\begin{array}{l} \text{Minimize} \quad \Phi(w) = \frac{1}{2} w^T w \\ \text{subject to} \quad y_i(w\mathbf{x}_i + b) \geq 1 \quad \forall i \end{array}$$

Massimizzare il margine significa minimizzare la norma di w . Questo è un problema di ottimizzazione quadratica, che permette di ottenere w . Questo problema può essere risolto analiticamente, tramite il metodo di Lagrange; è una tecnica di ottimizzazione. L'ottimizzazione permette di identificare i parametri per ottimizzare un funzionale. Tramite questa tecnica si ottiene una funzione di classificazione che sarà maggiore di zero per la classe 1 e minore di zero per la classe 2. Come mi comporto quando la distribuzione dei dati è affetta da rumore? L'idea è quella di definire un margine soft, ovvero prevedere che alcuni dati possano essere sbagliati, che si possa determinare una linea di separazione che classifica bene quasi tutto tranne alcuni dati che sono sbagliati. Gli errori indicano la distanza tra il dato bianco e la linea di separazione che identifica i dati bianchi.



What should our quadratic optimization criterion be?

Minimize

$$\frac{1}{2} \mathbf{w} \cdot \mathbf{w} + C \sum_{k=1}^R \xi_k$$

Si impone che gli errori siano positivi e si tollera che il prodotto della funzione non sia maggiore di 1 ma

$$y_i(\mathbf{w}^T \mathbf{x}_i + b) \geq 1 - \xi_i \text{ con } \xi_i \geq 0 \text{ per ogni } i$$

Ci sono dei casi che non sono linearmente separabili, come in una situazione in cui i dati sono mischiati tra di loro. Se prendessi i valori e ne calcolassi il quadrato, con una feature in più, riesco a separare linearmente i miei dati.

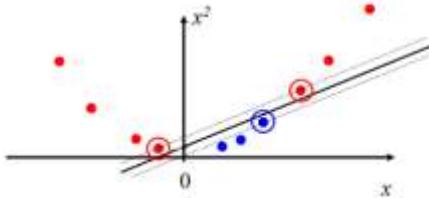
- Datasets that are linearly separable with some noise work out great:



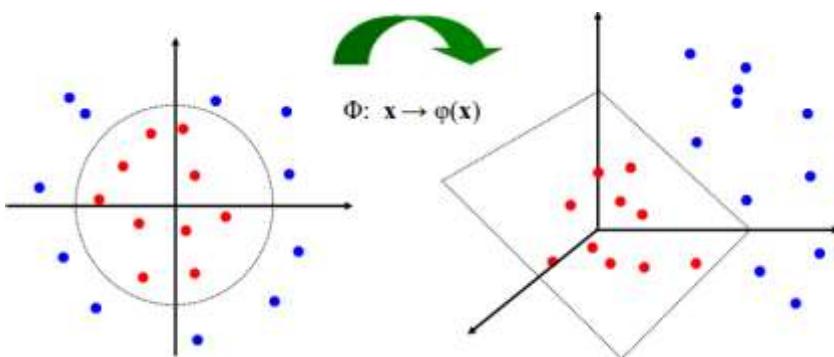
- But what are we going to do if the dataset is just too hard?



- How about... mapping data to a higher-dimensional space:



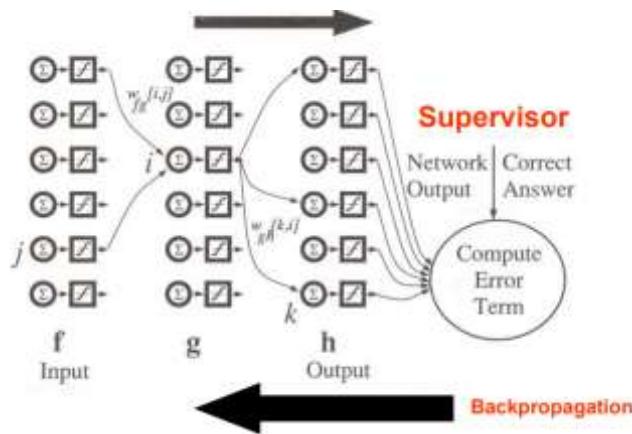
Adottare delle tecniche lineari è molto utile perché permette di ottenere delle soluzioni analitiche. Basandosi su questa idea, sono state sviluppate tecniche in cui si utilizza un kernel non lineare che mappa le nostre feature in un spazio di feature di dimensione maggiore e in tale spazio si spera di trovare un iper-piano che separi bene le diverse classi.



Questo metodo va sotto il nome di "kernel trick" perché si adottano dei kernel che possano essere una generalizzazione del prodotto scalare, ottenendo dei kernel positivi con certe proprietà in modo da sostituire il prodotto scalare che si aveva nella definizione originaria della funzione di ottimizzazione. Il vero trucco del kernel è quello di passare su piani di dimensione infinita lavorando su piano di dimensione finita.

Un'altra tecnica interessante è quella delle reti neurali. Si cerca di replicare quello che fa una rete neurale biologica, ovvero integrare tanti input e fornire un output a diversi neuroni. Si ha una situazione di convergenza, in cui si svolge una sommazione degli stimoli che arrivano dai neuroni presinaptici e il neurone postsinaptico somma tutto quello che arriva e, sulla base della somma, se viene superata una certa soglia si creerà un potenziale d'azione che arriverà a tutti gli altri neuroni. La rete neurale ha tanti input, tanti pesi sinaptici, si ha una sommazione, può esserci anche un bias, come una corrente diretta sul soma, e sulla base di questa somma si ha un'uscita in cui si ha una funzione di attivazione. Si possono avere diverse tipologie della rete neurale, come tipologie con dei feedback, topologie con neuroni connessi con layer nascosti e così via. L'uscita della rete neurale può essere una classe, quindi posso avere un'uscita binaria, due uscite binarie e così via. Un altro fattore su cui si lavora sono i pesi sinaptici, che vengono ottimizzati per ottenere una rete neurale che lavori come vogliamo.

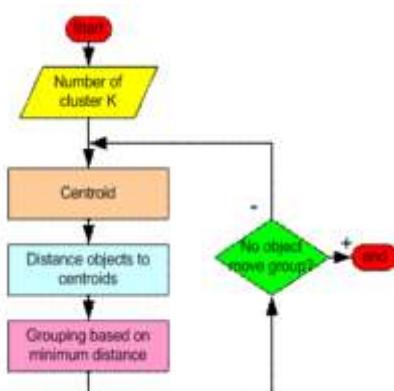
La backpropagation è una tecnica dove si fa propagare dall'ingresso all'uscita i pattern, si valuta l'errore commesso e si cambiano i pesi prima dell'uscita e man mano si valutano i pesi dei layer precedenti.



Applicazione interessante è quella della brain computer interface, dove si cerca di elaborare dei dati dal cervello per identificare il pensiero dell'utente, come identificare delle risposte binarie. Anche in questo caso l'idea è quella di estrarre degli indici dal segnale EEG e andarli a classificare per identificare le risposte.

Per il clustering ci sono diverse idee, come la teoria di Hebbian, che si basa sulla plasticità sinaptica, dove si vanno a replicare delle osservazioni fisiologiche che indicano il rinforzo della connessione tra due neuroni in funzione del fatto che sparino sempre insieme, quindi se un neurone presinaptico e postsinaptico sparano sempre insieme la connessione viene rafforzata, tenendo conto anche dell'errore e della perdita di memoria. Un'altra tecnica interessante è quella del learning competitivo, in cui si hanno delle connessioni tra diversi neuroni, dove alcune connessioni sono eccitatorie e altre inibitorie, dove ciascun neurone cerca di eccitarsi al massimo rispetto a tutti gli altri. Lasciando allenare la rete sottoponendo tanti input diversi, alcuni neuroni guadagnano una grande eccitazione e imparano bene a riconoscere degli input simili tra di loro, che permettono di eccitare quel singolo neurone. Questo fa in modo di clusterizzare i dati.

Altra tecnica è il k-means, dove si identificano k cluster dai dati a disposizione.



Ci sono diverse tecniche introdotte per l'estrazione di informazione avanzata da segnale EMG. Due tecniche di estrazioni sono:

- La stima delle regioni di un muscolo che sono attive durante la contrazione muscolare, dal segnale EMG di superficie con acquisizione high density (tanti canali)
- Anatomia muscolare tramite segnale EMG di superficie

Il primo lavoro è quello di identificare quali siano le sorgenti del segnale EMG che viene prelevato; questo è un problema inverso perché va nella direzione opposta rispetto al problema tradizionale. Se nel problema diretto partiamo dalle sorgenti per arrivare ad ottenere il segnale EMG, nel problema inverso si partira dal segnale EMG per arrivare alle sorgenti. Si assume che si conosca la geometria del volume conduttore, le varie proprietà di conducibilità, conosciamo la sorgente e sappiamo qual è l'evoluzione temporale di tale sorgente. Da queste informazioni possiamo simulare il segnale elettromiografico. La soluzione di un problema inverso va in direzione opposta; quindi, vogliamo ottenere una stima di tali sorgenti facendo delle assunzioni sul volume conduttore. Un problema inverso è un problema che va in direzione opposta alla causalità; conosciamo l'effetto, conosciamo l'osservazione e vogliamo risalire alla sorgente.

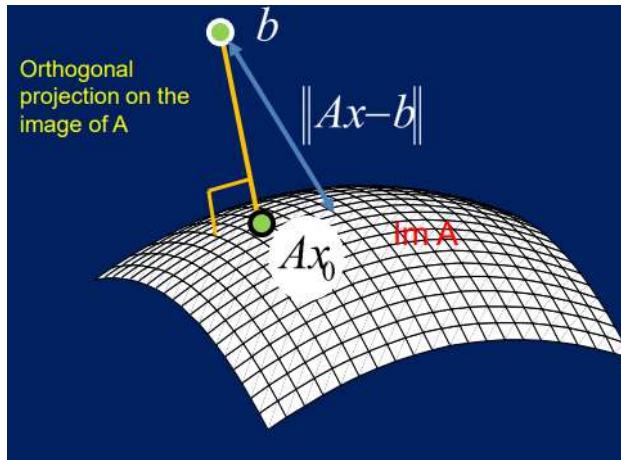
Iniziamo ad avere un modello matematico che ci permette di interpretare il fenomeno, per cui l'idea è quella di avere un segnale elettromiografico che può essere visto come un segnale sviluppato nello spazio e nel tempo

$$s(x, t) = \sum A_n f_n(x, t - \tau_n)$$

Questo segnale è costituito da diversi MUAP, che devono essere sommati tra di loro tenendo conto che alcuni MUAP potrebbero subire un ritardo incognito, nel senso che se anche avessimo una conoscenza precisa di ogni forma d'onda di ciascun MUAP non potremmo sommarli tutti insieme, ma sommandoli andandoli a traslare nella quantità giusta nel tempo per il MUAP corrispondente. In ciascuna posizione potremmo avere diverse unità motorie, ciascuna con una diversa dimensione, quindi, è plausibile avere delle ampiezze differenti per ciascuna onda. Le incognite sono le ampiezze delle forme d'onda e i tempi in cui le forme d'onda appaiono. Il problema può essere riscritto in forma lineare

$$Ax = b$$

Dove avremmo diverse ampiezze, che sono delle incognite, e diversi tempi di ritardo. I tempi di ritardo vengono considerati mettendo le forme d'onda nelle colonne di una matrice, con ritardi diversi. Viene sviluppata per colonna per far in modo che la prima ampiezza (ossia la prima forma d'onda) venga sempre moltiplicata per la prima colonna. Si è discretizzato il problema, dove abbiamo un termine noto che è legato alle misure fatte; questo termine noto sarà caratteristico di ciascuna posizione dell'elettrodo. Si possono collezionare queste informazioni all'interno di un problema unico. Avendo scritto il problema lineare in forma algebrica, provando a risolverlo, si scopre che A non può essere invertita perché è una matrice rettangolare. Le misure ottenute non sono nell'immagine di A, dove l'immagine è l'insieme di tutti i vettori che posso ottenere moltiplicando la matrice per ciascun vettore; quindi, ad esempio, considerando tutti i vettori x possibili, moltiplicandoli per A, otteniamo tutta la collezione dei vettori in uscita. In generale, il nostro segnale EMG non appartiene all'immagine di A per i seguenti motivi: in primo luogo, è costituito dall'insieme di circa cinquecento unità motorie e nella nostra analisi possiamo considerarne di meno, in secondo luogo il rumore presente nel segnale non è previsto nel nostro modello, dove sono simulati di MUAP puliti. Bisogna cercare un problema associato che includa delle soluzioni che non soddisfano l'equazione precedente.



Operiamo lo scarto quadratico medio facendo in modo che $Ax \cong b$, ossia che siano molto vicine tra di loro. Questa non è l'unica scelta possibile; possiamo prendere una norma L1, piuttosto che una norma L infinito. Ci sono un'infinità di scelte, ma si sceglie la distanza quadratica perché è la più semplice ed è legata allo spazio di Hilbert il quale include il prodotto scalare. In tale spazio vale il teorema delle proiezioni, rappresentato nell'immagine.

$$\min_x \|Ax - b\|^2$$

So che il valore di x che garantisce di minimizzare lo scarto quadratico medio è il valore che impone che b sia ortogonale all'immagine di A . Tutte le possibili scelte di x hanno una distanza maggiore rispetto a quella scelta come proiezione ortogonale. Come si fa la proiezione ortogonale sull'immagine di A ?

$$A^T A x = A^T b$$

Dovendo fare la proiezione ortogonale del vettore $y = Ax - b$; se y è ortogonale all'immagine di A , allora

$$\langle y, Au \rangle = 0 \quad \forall u \rightarrow \langle A^T y, u \rangle = 0 \rightarrow y \in \text{Ker} A^T \rightarrow A^T y = A^T (Ax - b) = 0$$

Questo è come dire che y appartenga al nucleo di A trasposta, dove il nucleo è l'insieme degli autovalori che risultano 0. La matrice $A^T A$ è quadrata; quindi, otteniamo la dimensione del vettore x , e la matrice quadrata può essere tipicamente invertita.

$$x = (A^T A)^{-1} A^T b$$

Questo è un risultato interessante, perché ci permette di risolvere qualsiasi scarto quadratico tramite passaggio matriciale. Questa soluzione, però, non è quella che ci interessa, perché tipicamente i problemi inversi sono problemi instabili; svolgendo questa soluzione potrei ottenere un segnale con poca informazione perché il volume conduttore ha fatto in modo di smussare e mediare insieme tanti contributi. Questo tipo di soluzione, tipicamente, porta ad una soluzione ottima che prevede tante cancellazioni di fase. Non si riesce a tirare fuori il determinismo perché è tutto sovrapposto al rumore che invece è enfatizzato; dovremmo impostare delle condizioni che riflettono delle conoscenze a priori che si hanno del problema. Altro problema importante è che la soluzione possa essere negativa; una soluzione negativa non può esserci perché posso solo attivare un'unità motoria oppure posso non attivarla; quindi, posso avere come soluzioni zero o valori positivi. Per questo, devo impostare una tecnica per risolvere questo problema tramite la conoscenza che ho del problema.

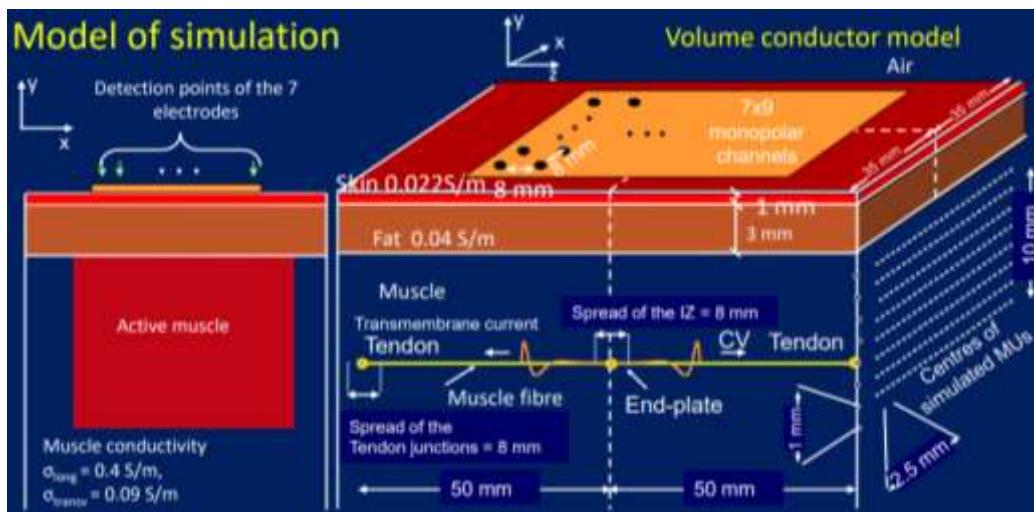
Il fatto che la soluzione non sia regolare e prevede il contributo di troppi termini può essere risolto con un metodo di regolarizzazione, il quale metodo più famoso è stato introdotto da Tichonov, che prevede di risolvere il problema di ottimizzazione non solo intervenendo sui dati ma anche andando a ridurre l'energia di questa soluzione. In funzione della scelta del parametro di regolarizzazione, posso pesare maggiormente un contributo oppure un altro. Questo problema può essere riscritto come problema di minimizzazione dello scarto quadratico medio su un sistema lineare un po' più grande di quello di prima

$$\|Ax - b\|^2 + \alpha \|x\|^2 = \left\| \begin{bmatrix} A \\ \sqrt{\alpha} I \end{bmatrix} x - \begin{bmatrix} b \\ 0 \end{bmatrix} \right\|^2 \rightarrow (A^T A + \alpha I)x = A^T b$$

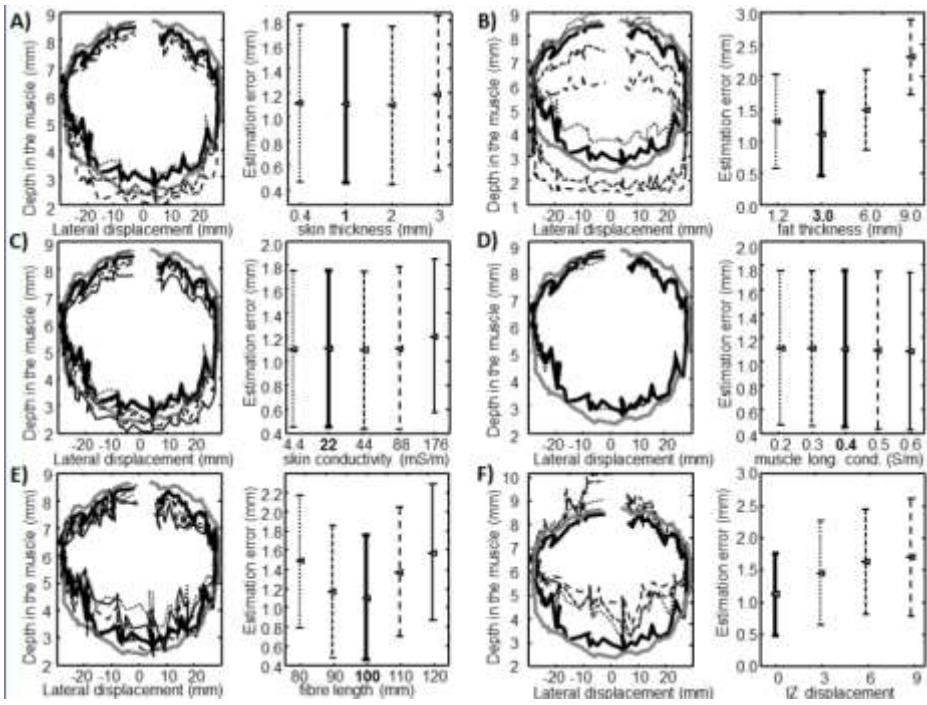
Il problema è stato invertito e possiamo interpretare in vari modi questa soluzione; supponendo di avere una matrice quadrata che ha un alto numero di condizionamento, ossia il rapporto tra l'autovalore massimo e l'autovalore minimo. Avere un alto numero di condizionamento significa avere un rapporto tra autovalori molto grande. Che cosa capita se si hanno matrici con alto numero di condizionamento? Il numero di condizionamento può andare anche ad infinito, il che significa che la matrice risulta non invertibile. Tipicamente, gli autovettori associati ad autovalori piccoli sono molto oscillanti, quindi il peso di questi autovalori vengono pesati tantissimo. Il problema viene risolto sommando alla diagonale della nostra matrice il valore α , per cui i nostri autovalori verranno sommati al valore α ; in questo modo gli autovalori grandi non risentono dell'aggiunta di questo valore mentre gli autovalori piccoli vengono saturati con l'aggiunta di questo valore. Tutti gli autovettori saranno filtrati via; questo metodo, nel dominio di Fourier, funge da filtro passabasso.

Imponendo che la soluzione non abbia una grande energia, possiamo avere dei valori negativi che dal punto di vista fisico non possono esistere. Un metodo per imporre che la soluzione sia tutta positiva è stato introdotto da Landweber, il quale suggerisce di partire da una soluzione iniziale (che è quella del metodo di Tichonov) e si impone che tutti i valori negativi siano posti a zero; in questo modo si inizia un ciclo iterativo, dove si prende quella soluzione e la si proietta nella direzione del gradiente del problema di ottimizzazione. Un problema di ottimizzazione può essere visto come trovare il punto minimo di una superficie con un certo contorno. In questo caso, abbiamo un problema quadratico, dove si ha una paraboloida di cui vogliamo trovare il minimo e possiamo andare in direzione opposta rispetto al gradiente. Sono stati ideati diversi metodi e uno di quelli più efficienti è appunto l'andare a cercare il gradiente della superficie analizzata.

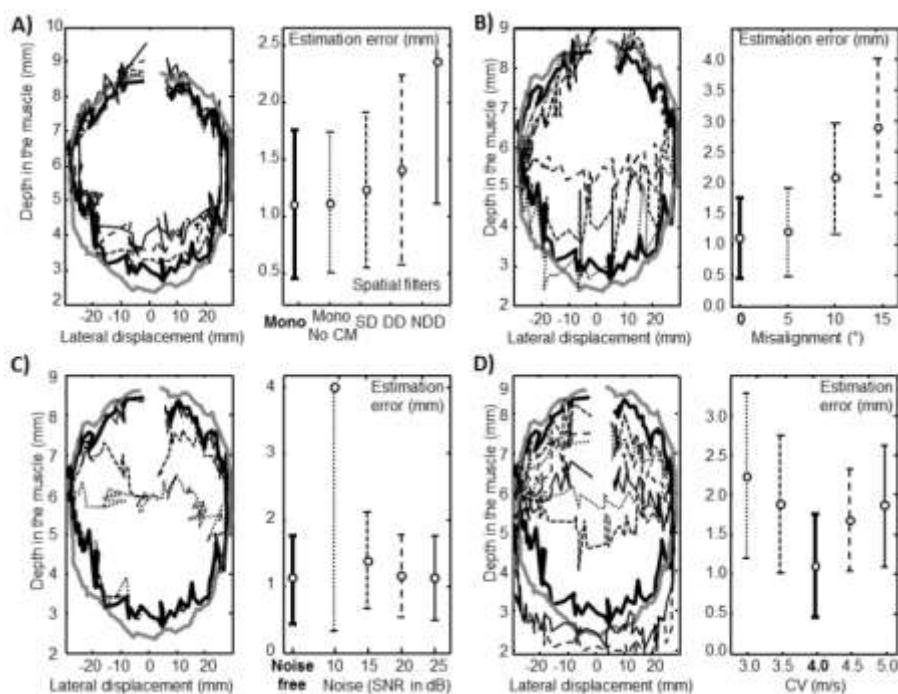
Bisogna decidere cosa fare di questo metodo perché è un metodo che dovrebbe dirmi quali sono le regioni attive nel muscolo, dove potrò considerare un numero limitato di funzioni d'onda che rappresentano regioni abbastanza grandi del mio muscolo. Tale metodo può essere applicato con una certa difficoltà con dati sperimentali ma si può fare una validazione in simulazione.



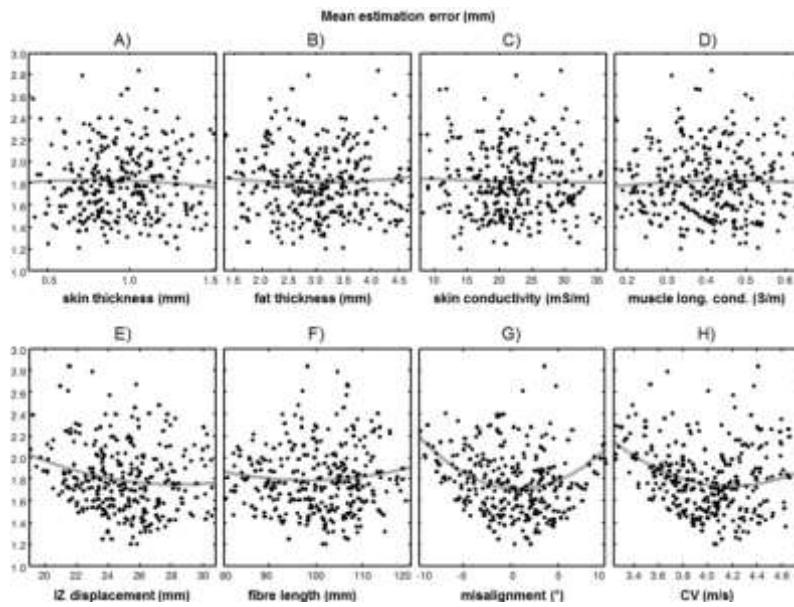
Sono stati simulati dei dati sperimentali, relativi a contrazioni muscolari con diverso livello di forza e diverse anatomicie. Si aveva un'anatomia di default che è stata modificata anche per simulare la sensibilità a diversi parametri. Si ha una matrice di elettrodi (in particolare 64 elettrodi) con una distanza interelettrodica di 8 mm. Per testare il metodo, visto che bisognava capire se questo metodo riuscisse a riconoscere la profondità delle zone attive e la trasversalità di queste zone rispetto alla matrice di elettrodi posta sulla cute, si sono simulate diverse zone attive all'interno del muscolo.



Posso cercare di riassumere la bontà della stima facendo un grafico del baricentro in funzione della profondità, della posizione trasversale della regione attiva. Questa cosa posso farla per diversi volumi conduttori per stimare la sensibilità a diversi parametri; questo si fa perché poi devo fare confronti con dati sperimentali e questi dati li ho senza conoscere il volume conduttore, la velocità di conduzione e così via. Sono stati considerati diversi parametri: in alto partiamo con diversi spessori della pelle (spessore cute e spessore grasso), poi è stata valutata la conducibilità della pelle e del muscolo e infine è stata valutata la lunghezza della fibra e la posizione della zona di innervazione. Questi grafici indicano l'errore medio su tante epoche simulate, quindi possiamo capire che lo spessore della pelle non ha una grande influenza, lo spessore del grasso anche, nonostante presenti dei errori maggiori. Faccio un errore maggiore perché vado a considerare uno spessore di 9 mm per ricostruire il segnale con dei dati simulati con uno spessore di 3 mm. La conducibilità della pelle e del muscolo non hanno una grande influenza. La lunghezza delle fibre muscolari ha una grande influenza perché se sbagliassi a misurare la lunghezza delle fibre farei degli errori grossolani, stessa cosa se commettessi un errore riguardo la zona di innervazione.



Utilizzando dei filtri spaziali più selettivi commetterò più errori perché il monopolare mi permette di avere un volume di prelievo molto più grande, guardare meglio in profondità e quindi di poter fare delle stime migliori rispetto a filtri più selettivi, che vanno via via a focalizzarsi su quello che succede in superficie. Se disponessi male la mia matrice, vedrei che inizio a fare degli errori abbastanza grossolani. Se fosse presente del rumore di fondo, sui monopolari un rapporto pari a circa 20 dB è abbastanza plausibile. Se la velocità di conduzione media cambiasse progressivamente, allora si andrà incontro a degli errori abbastanza grossolani. Il disallineamento è molto importante quando mettiamo tanti elettrodi allineati alle fibre, ma se li poniamo tutti in direzione trasversale il fatto che ci sia qualche errore non è di grande importanza. Per quanto riguarda la stima della velocità di conduzione, ci sono degli algoritmi abbastanza rapidi per andarla a stimare quindi si potrebbe stimare la velocità di conduzione e scalarla in modo di mapparlo per adattarlo alle simulazioni.



In questo grafico sono riportate 300 simulazioni, dove è stato valutato il modello simulato a seguito dei cambiamenti dei parametri.

Si può ragionare sulle possibili applicazioni future, come sapere quali sono le porzioni di muscolo attive, che è una cosa che potrebbe aprire tantissime applicazioni. Il problema delle applicazioni sta nella risoluzione con cui riusciamo a fare le nostre stime. Si possono fare delle diagnosi locali, muscolari, piuttosto che guidare una riabilitazione.

Un altro metodo interessante, soprattutto per la velocità con cui si fa il processing, permette di studiare alcune caratteristiche dell'anatomia del muscolo. Questo metodo affronta lo studio delle proprietà tramite un modello matematico di interpretazione e cercare di fissare i dati sperimentali nel modello, sfruttando una tecnica classica di elaborazione di immagini. Prima si avevano dei singoli canali per un singolo muscolo, le schiere di elettrodi hanno permesso di capire l'importanza della zona di innervazione, andando ad esplorare diverse zone del muscolo tramite la posizione di una schiera di elettrodi. Con l'utilizzo di una griglia di elettrodi si poteva avere una sorta di filmato che poteva essere elaborato. Una delle tecniche sviluppate si basava sull'optical flow, dove si fa l'ipotesi che due frame siano identici a meno di una traslazione, che in una certa misura vale per il segnale EMG perché effettivamente si ha una propagazione del potenziale d'azione che si sposta lungo le fibre muscolari.

$$I(x + dx, y + dy, t + dt) = I(x, y, t)$$

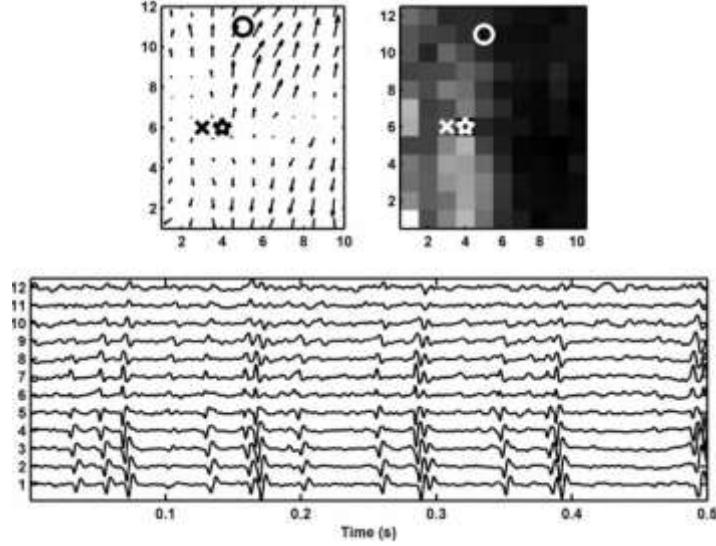
Partendo da questa equazione, si fa uno sviluppo in serie di Taylor per cui

$$I(x + dx, y + dy, t + dt) = I(x, y, t) + I_x dx + I_y dy + I_t dt + O(\partial^2)$$

Dividendo per dt si ottiene

$$-I_t = I_x u + I_y v$$

I risultati ottenuti sono interessanti, potendo osservare anche le frecce che indicavano l'immagine che si spostava lungo una certa direzione.



Questo algoritmo è stato adottato non tanto per studiare il flusso, quindi la velocità di propagazione, ma per identificare le zone di innervazione. Bisogna tenere in conto che dalla zona di innervazione si ha una generazione di potenziale, quindi il modello utilizzato non vale, perché nelle zone di innervazione si ha lo sviluppo di un nuovo contributo nel tempo, per cui la sola traslazione temporale non bastava. Si è cercato di sviluppare un metodo alternativo che contenesse non solo il termine di flusso ma anche il termine di generazione.

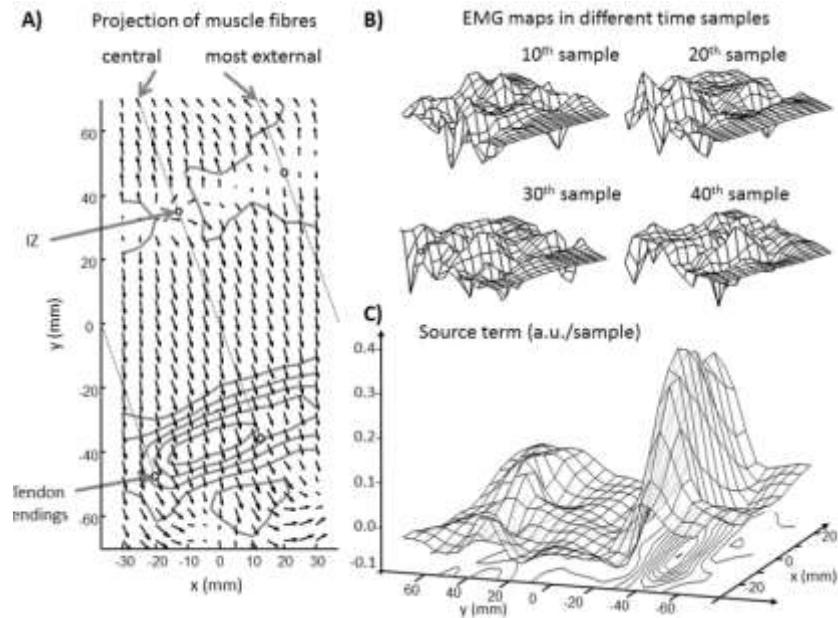
$$\frac{\partial I(x, y, t)}{\partial t} + \vec{v}(x, y) \cdot \nabla I(x, y, t) = F(x, y)$$

Alcune tecniche sono state ottimizzate per risolvere il problema e stabilizzare il metodo di soluzione per fare stime ragionevoli del flusso. Avendo un'incognita in più, due frame non bastavano; possono esserci delle soluzioni spurie, ad esempio

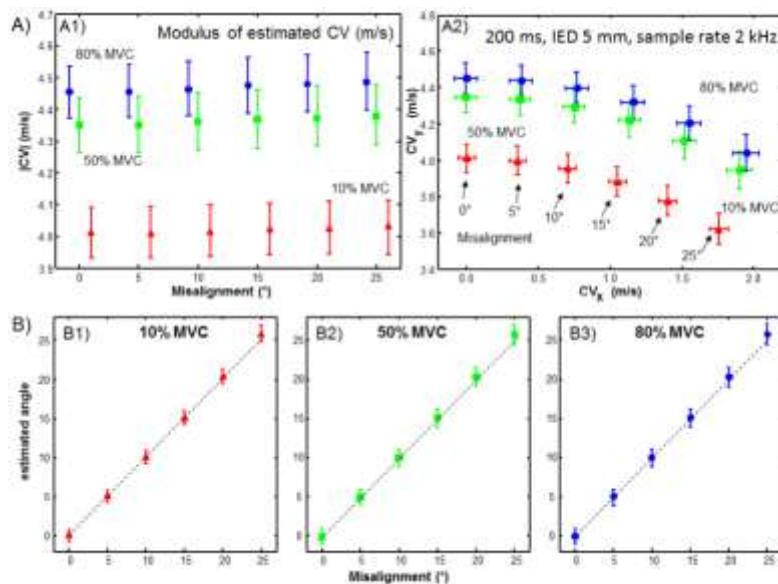
$$F = \frac{\partial I}{\partial t}, \vec{v} = 0$$

Ossia il flusso è pari a zero e il termine di estinzione è pari alla derivata temporale dell'immagine. Per risolvere il problema ho bisogno di più di due immagini. L'idea è quella di imporre che il termine di generazione di estinzione e il termine di flusso siano costanti per più di due immagini. Mettendo più immagini, faccio una media dell'informazione maggiore, ma non posso imporre che il flusso sia sempre costante, perché i termini di generazione potrebbero essere diversi, quando si genera un MUAP ci sarà un termine di generazione mentre quando si estingue al tendine ci sarà un termine di estinzione e mediare insieme tutte queste cose potrebbe essere un problema per un numero di campioni molto elevato. Scrivendo il modello di ottimizzazione, si vanno a considerare tutte le possibili coppie di frame e per ciascun accoppiamento ho una stima di derivata, andando a creare tanti scarti quadratici medi e andandoli a sommare vado a stimare la minimizzazione della somma dello scarto quadratico medio.

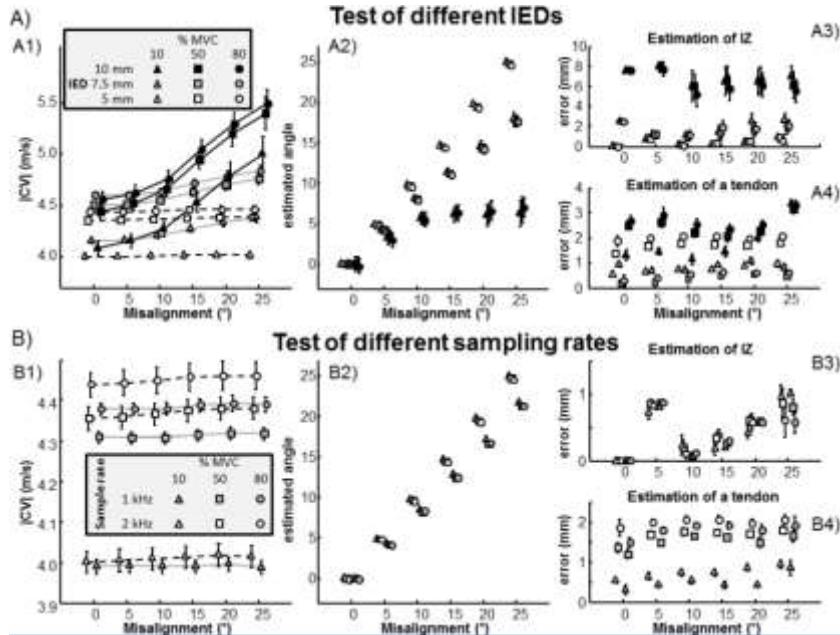
Come si fa a stimare in ogni sezione il flusso e il termine di sorgente? Ci sono delle tecniche classiche, come quella di Lukas-Kanade che hanno supposto che lo stesso flusso potesse valere in un intorno di ciascun punto, il che ha permesso di stabilizzare la soluzione. Tanti punti nell'intorno della posizione di interesse venivano considerati e si imponeva che il flusso fosse stabile in quell'intorno.



Tramite un esempio di simulazione, dove c'erano tanti elettrodi con una distanza interelettrodica di 5 mm e con matrice non parallela alle fibre muscolari, si può vedere che le diverse mappe fornivano informazioni poco chiare a livello del segnale ma informazioni molto chiare riguardo la direzione delle fibre. Si può vedere bene dove si trova la zona di innervazione e la posizione del tendine, dove si verifica l'estinzione del potenziale. Da queste idee si è cercato di validare il metodo, tramite delle simulazioni via via più complicate.



Tramite tante simulazioni con diversi livelli di forza, si poteva stimare l'angolo della matrice in funzione del disallineamento, seguendo diversi livelli di forza. Il modulo della velocità di conduzione, considerando la direzionalità delle fibre, rimaneva abbastanza costante per ogni livello di forza applicato. Questo è un modo per validare la stima della direzione delle fibre muscolari e quindi anche la stima della velocità di conduzione. Successivamente, si è andati a vedere se, andando a considerare il termine di generazione, si riuscisse a stimare la posizione del tendine, mentre per la zona di innervazione si è andata a stimare considerando la velocità di conduzione. Interpolando bene il dato sperimentale, non si fanno delle stime sbagliate di velocità di conduzione al di sopra di un tendine o al di sopra di una zona di innervazione proprio perché viene identificata la regione, dove si ha tra i termini anche un termine di generazione, che può segnalare se un potenziale si genera, propaga oppure si estingue.



Anche in questo caso è stato condotto un test di sensitività; si è assunto di applicare il metodo in diverse condizioni, con diverse distanze interelettrodiche, diverse frequenze di campionamento per capire quanto sia stabile questo modello nelle diverse condizioni. Con distanze interelettrodiche più grandi, l'algoritmo ha problemi a seguire la direzione delle fibre. Ciascun elettrodo ha un volume di prelievo abbastanza piccolo, quindi avere distanze interelettrodiche di 1 cm si rischiava di vedere dei potenziali abbastanza diversi, per cui le stime venivano sbagliate. Anche sottocampionando il segnale, si iniziavano a fare degli errori abbastanza importanti; questo perché nella stima della derivata temporale avere una frequenza di campionamento alta è molto importante e poter monitorare dei piccoli spostamenti è fondamentale. Altri problemi si hanno quando si considerano delle situazioni anatomiche particolari: quando si ha uno spessore di grasso molto importante è difficile studiare queste propagazioni perché il segnale viene più smussato. L'algoritmo si comporta comunque bene anche per strati di grasso abbastanza importanti. Un'altra cosa che poteva creare problemi era considerare delle fibre corte, dove la propagazione poteva risultare buona ma veniva schiacciata. Le performance decrescono un po', considerando fibre sempre più corte, ma l'algoritmo si presenta sempre stabile.

Questo metodo anche risulta molto interessante per diverse applicazioni; con il monopolare si ha una visione isotropa, mentre con un singolo differenziale si ha una direzione privilegiata, dove si ha più difficoltà a identificare la zona di innervazione. Tante applicazioni possono essere applicate: permette di investigare bene l'anatomia di un muscolo, la posizione del tendine, la velocità di conduzione che segue la direzione delle fibre, ma anche utile per il controllo di protesi. Un metodo di questo tipo può essere utile per andare a stimare in modo automatico informazioni spettrali dagli elettrodi ottimali, ovvero anziché perdere tempo a identificare la posizione ottimale della matrice di elettrodi, si posiziona la matrice a caso e questo metodo permette di localizzare la posizione delle fibre, identificando la zona di innervazione e il tendine, stimando in questo modo bene gli indici spettrali anche in condizioni dinamiche. Questo metodo, che è un metodo molto semplice dal punto di vista computazionale, può essere lanciato in real-time pur avendo un'implementazione in Matlab.

Un altro metodo è stato utilizzato per la riduzione del crosstalk di segnale elettromiografico tramite l'utilizzo di un filtro ottimo. Quando lavoriamo con il segnale EMG, possiamo trovarci in diversi sistemi di acquisizione: possiamo avere tantissimi elettrodi monopolar (specialmente utilizzati in clinica e fisioterapia) oppure possiamo considerare pochi elettrodi di prelievo, il quale sistema non garantisce di acquisire buoni segnali monopolar; quindi, si può optare di utilizzare dei metodi più conservativi.

Spesso sono interessato a studiare un muscolo particolare (che chiameremo muscolo target) ma tramite sistemi di prelievo di superficie rischiamo di registrare un segnale che è un mix tra il segnale del muscolo target e il segnale del muscolo di crosstalk. Il crosstalk è, quindi, un segnale prelevato al di sopra del muscolo indagato ma che proviene da un altro muscolo. Ci sono esempi di letteratura in cui lo studio di diverse proprietà muscolari è stato limitato per

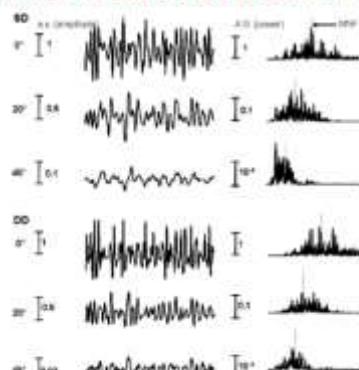
la presenza di crosstalk. Il problema è che non riusciamo a quantificare bene il crosstalk, per cui è un problema fantasma che non riusciamo a capire quanto possa influire sul lavoro specifico. Alcuni lavori hanno permesso di quantificare il crosstalk; in uno studio si è valutato il crosstalk considerando diversi filtri spaziali messi in diverse posizioni, con diverse distanze trasversali rispetto al muscolo di interesse.

Medical Engineering & Physics 31 (2009) 374–383

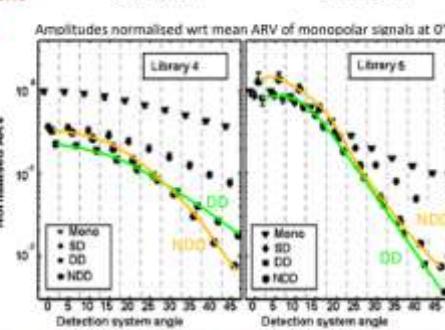
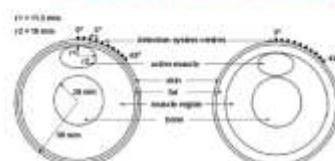
Effect of spatial filtering on crosstalk reduction in surface EMG recordings

Luca Mesin^{a,*}, Stuart Smith^b, Suzanne Hugo^b,
Suretha Viljoen^b, Tania Hannekom^b

Different spatial filters were considered at different transversal distances from the active muscle



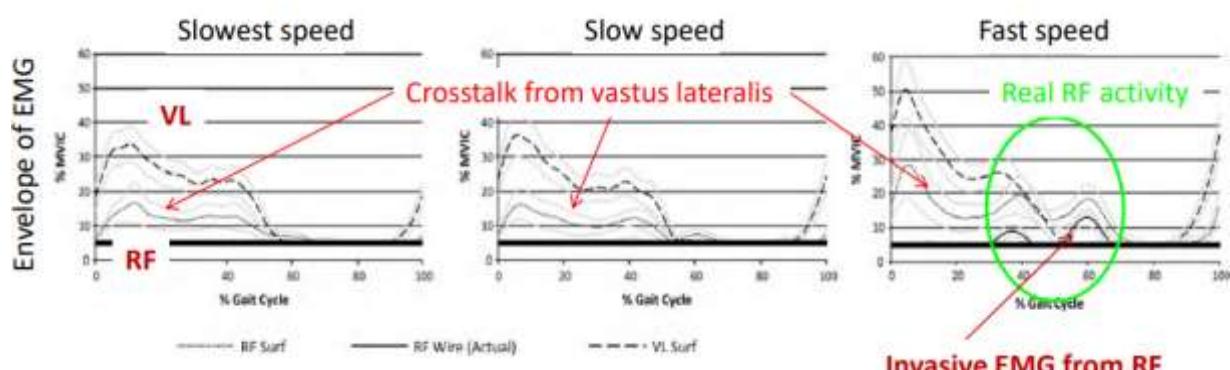
Different anatomies and conductivities were simulated



Anatomy and physical parameters selected for the simulations have important effects on the selectivity of different filters

Si è andati a posizionare degli elettrodi in diverse posizioni, allontanandosi piano piano dal muscolo di interesse. Un segnale prelevato dall'elettrodo messo distante poteva essere considerato come segnale di crosstalk. Andando a vedere come decade il potenziale, allontanandosi dal centro del muscolo target, possiamo valutare come un certo sistema di prelievo sia in grado di ridurre il crosstalk. Si è simulato dei segnali interferenti, con diversi livelli di forza, e si è andati a caratterizzare il decadimento dell'ampiezza del segnale del muscolo target. Ci sono alcuni sistemi di prelievo che non fanno niente per contrastare il crosstalk, mentre altri sistemi più selettivi, come il doppio differenziale o il laplaciano, che sono ottimali per contrastare il crosstalk. Con diverse anatomie, si sono ottenute una maggiore o minore selettività da parte del doppio differenziale rispetto al laplaciano. Questo lavoro ha permesso di andare contro una letteratura scientifica che stava inseguendo il filtro ottimale spaziale che potesse essere utilizzato con qualsiasi anatomia; il risultato di questo studio mostra la selettività del filtro; quindi, per avere un filtro ottimale bisogna adattarlo al paziente in studio.

Un altro lavoro ha indagato, tramite un mix di tecniche invasive e non invasive, l'attività di diversi muscoli e in particolare si è studiato il retto femorale. Con l'EMG si andava a vedere l'ampiezza del potenziale durante l'analisi del cammino. Quello che è saltato fuori è che il retto femorale fosse attivo soltanto in certi momenti particolari e solo con certe velocità di cammino, quando invece, durante tutto il resto del tempo, rimaneva spento.



Al di sopra del retto femorale, anche con velocità del cammino molto lente e anche in istanti di tempo nel quale il retto femorale non era mai acceso, si vedevano dei potenziali elettromiografici, provenienti dal vasto laterale che arrivavano al di sopra della cute, sovrapposti al segnale del retto femorale. Il crosstalk può generare un'interpretazione sbagliata per quanto riguarda l'analisi del cammino.

Un altro studio riguardante la blind source separation, dove si cerca di separare due muscoli molto vicini, i quali generano crosstalk. Si vede come, al di sopra di ciascun muscolo, si possa vedere sempre dell'attività elettrica, sia essa propria del muscolo o di crosstalk. Un altro metodo introdotto per identificare il crosstalk riguarda la stimolazione elettrica, dove si cerca di stimolare solamente un muscolo e poi si va ad osservare il potenziale sugli altri muscoli. Questo lavoro è stata criticata perché la stimolazione di un solo muscolo può portare all'eccitazione di altri muscoli. Si mostra chiaramente che l'effetto di estinzione è un effetto di campo lungo mentre l'effetto di propagazione è un effetto di campo corto, proprio del muscolo target. Allontanandosi dalla sorgente, la forma d'onda cambia profondamente e uno degli aspetti più significativi è relativo al fatto che la parte propagante decade molto rapidamente.

Le indicazioni fornite dalla letteratura sono queste:

- Il crosstalk dipende dall'anatomia, soprattutto da uno spessore maggiore di grasso si ha un maggiore crosstalk;
- Il crosstalk dipende molto dalla posizione degli elettrodi;
- Non è possibile rimuoverlo con dei filtri nel tempo, perché con un filtro passa alto, per esempio, si potrebbero rimuovere delle componenti molto smussate, ma la parte che sopravvive quando osservo un potenziale propagare sono le componenti di fine fibra, le quali sono molto brevi e sono componenti di alta frequenza;
- Può essere ridotto tramite filtri spaziali selettivi, con l'accorgimento che il filtro spaziale selettivo riduce il volume di prelievo. Inoltre, la selettività dei filtri spaziali dipende dall'anatomia del muscolo; quindi, non esiste un filtro spaziale globale;
- Il crosstalk non è quantificabile. Si è pensato di quantificarlo tramite crosscorrelazione, ma in realtà questa tecnica non funziona perché come ipotesi preliminare si ha che il segnale di crosstalk non cambi forma quando viene prelevato al di sopra del muscolo target;
- Ci possono essere delle tecniche avanzate per rimuovere il crosstalk, ma sono tecniche onerose dal punto di vista computazionale. Nessuna di queste tecniche ha preso un'applicazione clinica.

Bisogna cercare di ridurre il crosstalk senza ridurre il contributo del muscolo target. Ad esempio, accorciando sempre di più la distanza interelettrodica, otterremo un filtro sempre più selettivo. Se, al limite, la distanza interelettrodica la prendessimo uguale a zero, avremmo raccolto un segnale che di crosstalk non ha nulla ma il segnale risulterà piatto. Dovendosi adattare al segnale e volendo aumentare il segnale target, riducendo il segnale di crosstalk, si è pensato ad un filtro ottimale

$$SCR = 10 \log_{10} \frac{\left\| \sum_{i=1}^M w_i S_i(t) \right\|_2^2}{\left\| \sum_{i=1}^M w_i C_i(t) \right\|_2^2}$$

I pesi devono essere scelti in modo da rendere ottimo il nostro filtro. Tale combinazione lineare deve essere in grado di massimizzare l'energia del segnale e minimizzare l'energia del crosstalk. Il crosstalk si può prelevare contraendo il muscolo di crosstalk e facendo rilassare il muscolo target. Raccogliendo in momenti diversi i due contributi, possiamo utilizzare gli stessi pesi e fare in modo di massimizzare questo funzionale, chiamato Signal/Crosstalk Ratio (SRC). Massimizzare questa funzione significa massimizzare il logaritmo; questa norma al quadrato può essere riscritta.

$$J(\vec{w}) = \frac{\left\| \sum_{i=1}^M w_i S_i(t) \right\|_2^2}{\left\| \sum_{i=1}^M w_i C_i(t) \right\|_2^2} = \frac{\vec{w}^T \vec{S}^T \vec{S} \vec{w}}{\vec{w}^T \vec{C}^T \vec{C} \vec{w}} = \frac{\vec{w}^T R_S \vec{w}}{\vec{w}^T R_C \vec{w}}$$

Come facciamo a massimizzare il funzionale? Il funzionale va a mappare il vettore dei pesi in uno scalare, che è positivo. Teniamo in conto che il funzionale non dipende da scalamenti di w , per cui si può normalizzare il problema in qualche modo. Si può massimizzare il numeratore e imporre che il denominatore sia uguale ad 1. Questo è un problema molto simile nella teoria del LDA e si risolve allo stesso modo, introducendo una Lagrangiana.

$$L_P = \frac{1}{2} \cdot \vec{w}^T R_S \vec{w} + \frac{1}{2} \lambda (1 - \vec{w}^T R_C \vec{w})$$

Applicando il metodo, si ottiene il metodo degli autovalori generalizzato

$$R_S \vec{w} = \lambda R_C \vec{w} \rightarrow R_C^{-1} R_S \vec{w} = \lambda \vec{w}$$

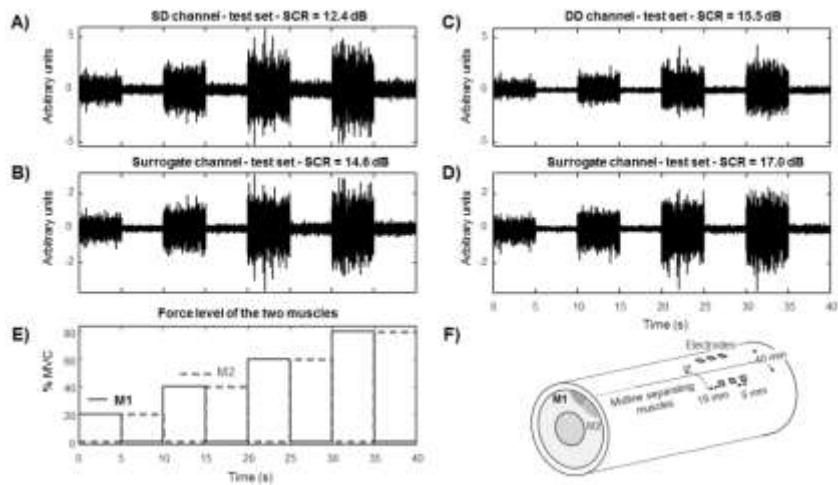
Questo presenta una matrice non simmetrica, allora si effettua un cambio di variabile $\vec{v} = R_S^{1/2} \vec{w}$

$$R_S^{1/2} R_C^{-1} R_S^{1/2} \vec{v} = \lambda \vec{v}$$

In questo modo si ottiene una matrice ortogonale, diventa quindi un problema simmetrico con matrice positiva. Andando a mettersi nella direzione degli autovettori si ottiene un valore del funzionale che è quello dell'autovalore

$$J(\vec{w}_k) = \frac{\vec{w}_k^T R_S \vec{w}_k}{\vec{w}_k^T R_C \vec{w}_k} = \lambda_k$$

Basta prendere l'autovalore massimo per avere la direzione ottimale che garantisce che il funzionale sia massimo. Questo permette di ottenere la direzione del vettore che è il vettore dei pesi del filtro ottimo, che è un filtro ottimo adattato alla situazione che garantisce di aumentare al massimo il contributo del muscolo target e minimizzare il contributo del muscolo di crosstalk. Per quantificare la bontà di questo metodo, si è simulato il contributo di due muscoli molto vicini, generando dei potenziali e generano dei segnali interferenti. Si osserva l'effetto di un protocollo di questo tipo nella figura seguente.



Il motivo per cui questo filtro è ottimo è dato anche dal fatto che vengono rilevati anche segnali ritardati; quindi, il filtro ottimo ottenuto è di tipo spaziale-temporale.

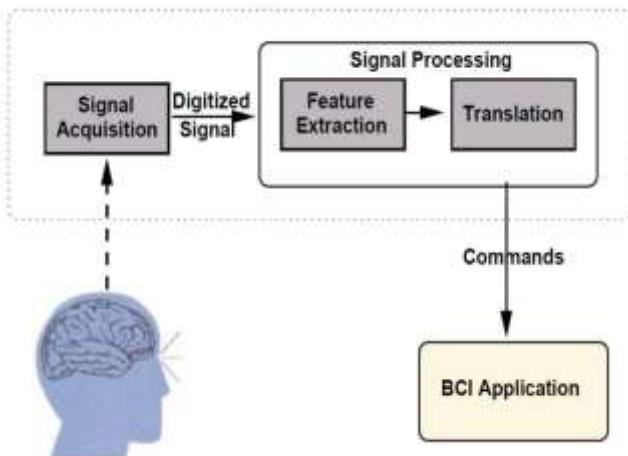
Son state fatte simulazioni in cui è stata considerata la velocità di conduzione, dove è stato attivato il muscolo affatto da crosstalk; togliendo il crosstalk con il filtro spazio-temporale si osserva che l'errore nella stima della velocità di conduzione è stata ridotta di molto. Il crosstalk ha anche un effetto sull'ampiezza del segnale EMG.

Un test preliminare è stato fatto su segnali acquisiti in acquisizioni particolari, su avambraccio in condizioni isometriche su soggetti a cui si richiedeva di fare pressione nelle tre direzioni; si è potuto testare l'effetto del crosstalk di un muscolo su un altro e di come il filtro sia stato utile per ridurre l'effetto del crosstalk.

La brain-computer interface (BCI) è una via di comunicazione diretta tra il cervello e un dispositivo esterno, spesso utilizzato per assistere o riparare funzioni cognitive o motosensoriali. La prima applicazione è stata sviluppata

nell'ambito delle neuroprotesi con lo scopo di recuperare l'udito, la vista e il movimento. La BCI è un sistema di comunicazione che non dipende dal sistema cervello e sistema nervoso periferico o dai muscoli. Come ogni sistema di comunicazione, si basa su dati di input, dati di output e da un algoritmo di traduzione che converte i dati da una forma all'altra.

Il principio della BCI si basa sul recuperare vie di comunicazione interrotte o danneggiate tra cervello e muscoli; in soggetti sani, l'area motoria primaria manda comandi di movimento ai muscoli attraverso il midollo spinale, ma in soggetti paralizzati questa via di comunicazione è interrotta. Per ovviare questo problema, viene impiegato un computer in grado di tradurre l'attività dell'area motoria primaria in comandi comprensibili per il controllo muscolare.



Nella BCI invasiva, il chip viene impiantato direttamente a livello sottocutaneo; questo permette la produzione di segnali di ottima qualità ma lasciano cicatrici sul tessuto in cui è stato impiantato il chip. Il tessuto danneggiato potrebbe generare un segnale più debole e alla fine compromettere il funzionamento del sistema.

Molto famoso è il BrainGate, il quale è un sistema impiantabile realizzato da Cyberkinetics per aiutare chi ha perso il controllo del movimento, specialmente degli arti inferiori, come i pazienti affetti da SLA o da frattura della spina dorsale. Questo chip viene impiantato sulla parte superficiale della corteccia in corrispondenza della corteccia motoria, ossia l'area che controlla i movimenti; ciò che viene registrato dal cervello come segnale EEG viene poi tradotto in comandi per il computer, i quali hanno lo scopo di muovere cursori, muovere bracci robotici e così via.

Esiste un tipo di BCI detta parzialmente invasiva, la quale misura l'attività elettrica del cervello prelevandola al di sotto del cranio. Gli elettrodi sono assemblati in un sottile strato di plastica che viene posto al di sotto della dura madre. Questo impianto viene utilizzato per prelevare il segnale elettrocorticale (ECoG) ed è stato sperimentato la prima volta nel 2004. L'elettrocorticografia è una modalità promettente per la BCI per i seguenti motivi:

- Permette un'alta risoluzione spaziale
- Permette un buon rapporto segnale-rumore
- Ha un ampio range di frequenze
- Permette un alto livello di controllo con il minimo allenamento

In questo modo, si abbattono le difficoltà tecniche, i rischi clinici e si ha una stabilità a lungo termine per quanto riguarda il prelievo e l'elaborazione del segnale rispetto alla BCI intracorticale.

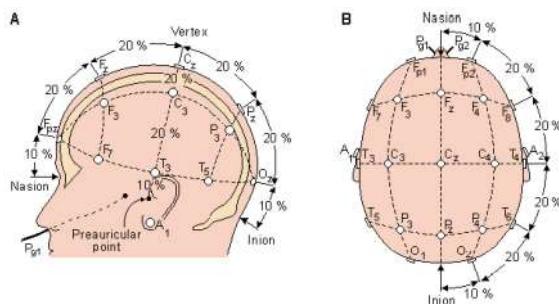
Le BCI non invasive consistono in diverse tipologie, le quali si basano su segnali diversi che possono riflettere l'attività elettrica, magnetica e così via. Sono delle soluzioni più facili da indossare ma la risoluzione del segnale è peggiore. Essendo meno selettivi, il processing da fare sul segnale risulta essere più complicato. La magnetoencefalografia (MEG) è una tecnica che richiede dei sensori molto sofisticati perché bisogna registrare segnali magneticci; quindi, bisogna lavorare a bassissime temperature e per questo sono dispositivi difficilmente portabili. Una risonanza magnetica funzionale va a studiare l'emodinamica, quindi un effetto determinato dall'attività dei neuroni; i neuroni si attivano e di conseguenza cambia l'emodinamica. Si instaura un certo ritardo,

come nel caso dei sensori NIRS, dove si va a studiare il metabolismo dei neuroni. Un caschetto per l'EEG è una soluzione molto più semplice da portare, da usare e di basso costo.

Le applicazioni sono varie, dal neurofeedback per il controllo della ADHD a tecniche che vanno a migliorare le performance alle BCI che possono essere utilizzate anche per scopo ludico. Interfacciarsi con il cervello sarebbe la soluzione primaria, se fosse semplice farlo, però le tecniche per prelevare informazioni dal cervello di una persona sono tecniche molto complicate.

International 10-20 system

(The "10" and "20" refer to the fact that the actual distances between adjacent electrodes are either 10% or 20% of the total front-back or right-left distance of the skull)



Letter for region

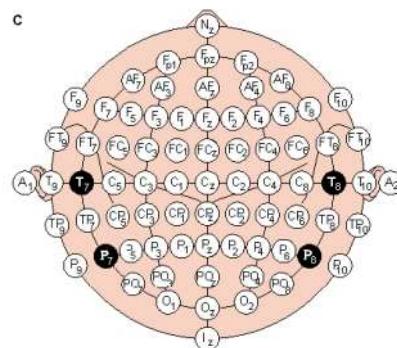
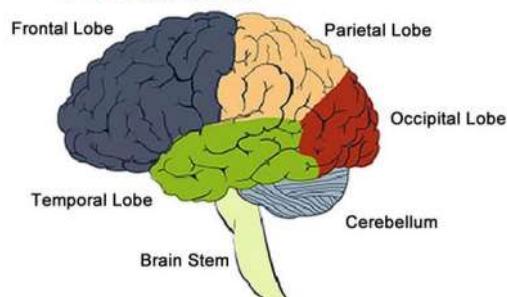
F - Frontal Lobe

T - Temporal Lobe

C - Center

P - Parietal Lobe

O - Occipital Lobe



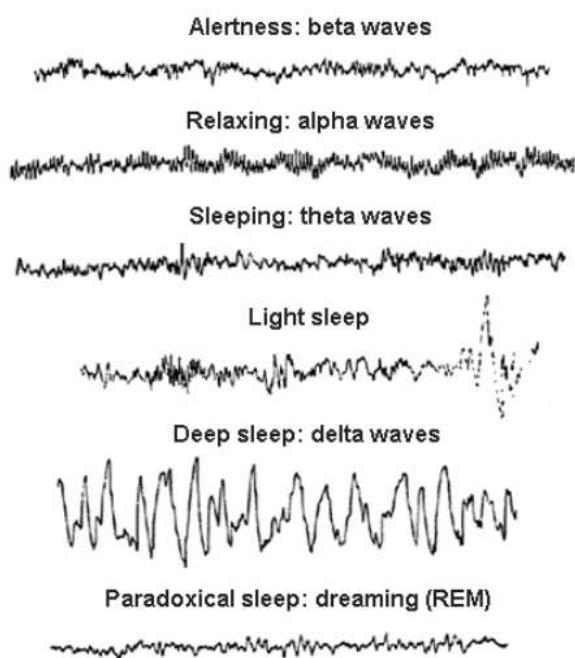
È stato sviluppato uno standard internazionale, chiamato 10-20 perché si ha un 10% di distanza tra nasion e il primo elettrodo ed inion e l'elettrodo più vicino, per poi continuare tra i vari elettrodi con una distanza pari al 20%. Sono stati assegnati dei nomi ai vari elettrodi, evidenziati con dei numeri che risultano dispari alla parte sinistra e pari alla parte destra e poi ci sono le lettere che indicano la disposizione degli elettrodi sui vari lobi.

Generally grouped by frequency (amplitudes are about 100 μ V max)

Type	Frequency	Location	Use
Delta	<4 Hz	everywhere	occur during sleep, coma
Theta	4-7 Hz	temporal and parietal	correlated with emotional stress (frustration & disappointment)
Alpha	8-12 Hz	occipital and parietal	reduce amplitude with sensory stimulation or mental imagery
Beta	12-36 Hz	parietal and frontal	can increase amplitude during intense mental activity
Mu	9-11 Hz	frontal (motor cortex)	diminishes with movement or intention of movement
Lambda	sharp, jagged	occipital	correlated with visual attention
Vertex sharp waves			higher incidence in patients with epilepsy or encephalopathy

Il segnale EEG ha dei contenuti informativi molto bassi rispetto alla ricchezza informativa del cervello; ci sono dei ritmi le cui frequenze arrivano al massimo a 30 Hz, poi ci sono le onde γ che possono superare i 30 Hz ma è un segnale che tipicamente viene prelevato con l'elettrocorticografia (ECOG). Il ritmo α è il primo ad essere stato studiato, con un range di frequenze che va dagli 8 Hz ai 12 Hz, mentre a frequenze più basse ci sono le onde δ e le onde θ ; questi ritmi, che sono rilevanti nel sonno profondo, possono essere anche sintomo di una condizione patologica ad una certa età. Il ritmo α è stato un ritmo molto studiato, il quale indica che una regione del cervello può essere in condizione di riposo necessaria per l'attività. Le onde β sono legate ad attività mentale intensa, evidente soprattutto nella zona parietale e frontale. Il ritmo μ è centrato all'interno della banda dell'onda α ma in una regione centrale, specificamente dove si trova la corteccia motoria; si è osservato che diminuisce con il movimento o con l'intenzione del movimento.

EEG in the States of Vigilance



Rispetto al segnale EMG dove, posizionando correttamente gli elettrodi bene e utilizzando prelievi high density, si possono osservare le attività delle singole unità motorie, con il segnale EEG questa cosa non è possibile; si osservano delle oscillazioni quando milioni di neuroni decidono di sparare tutte insieme. L'ampiezza del segnale EEG è molto piccola, all'incirca paragonabile al μV che è l'ampiezza anche del rumore di fondo.



FIGURE 1.22. Normal 10-Hz alpha rhythm "blocked" by eye opening and returning on eye closure. Note the faster frequency immediately on eye closure ("squeak").

In questo tracciato si osserva il comportamento del segnale durante l'apertura e la chiusura degli occhi. La pupilla si alza leggermente durante la chiusura dell'occhio e si nota che il cristallino ha un potenziale maggiore rispetto alla retina, per cui si osserva una variazione importante da parte degli elettrodi posizionati nella parte frontale. Questi potenziali lenti sono proprio legati all'apertura e alla chiusura degli occhi. Quando viene chiuso l'occhio, in particolare, si attiva il ritmo α ed è osservabile soprattutto nella regione occipitale.

Artifacts in EEG

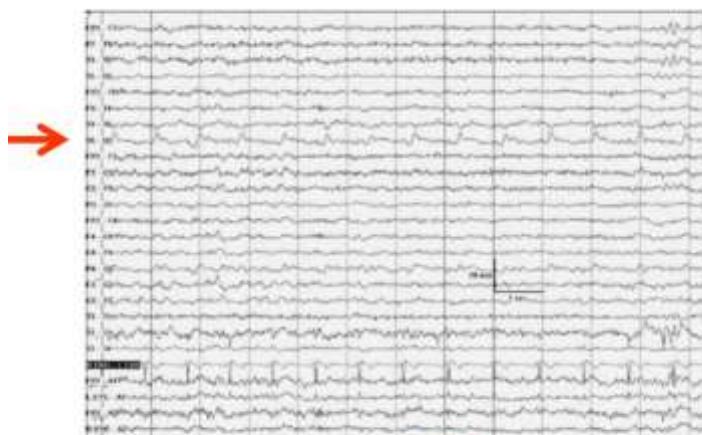


FIGURE 1.6. Pulse artifact mimicking PLEDs at the T6 derivation. Note the 1:1 relationship to the EKG and field limited to a single electrode.
PLED - periodic lateralized epileptiform discharges

In questo tracciato si evidenzia un artefatto da pulsazione. Questo può accadere perché può capitare che al di sotto di un elettrodo di prelievo ci sia un'arteriola che pulsa (segnale ECG) e questa pulsazione può stabilizzare un po' l'elettrodo, facendo in modo di far comparire le oscillazioni sul tracciato.

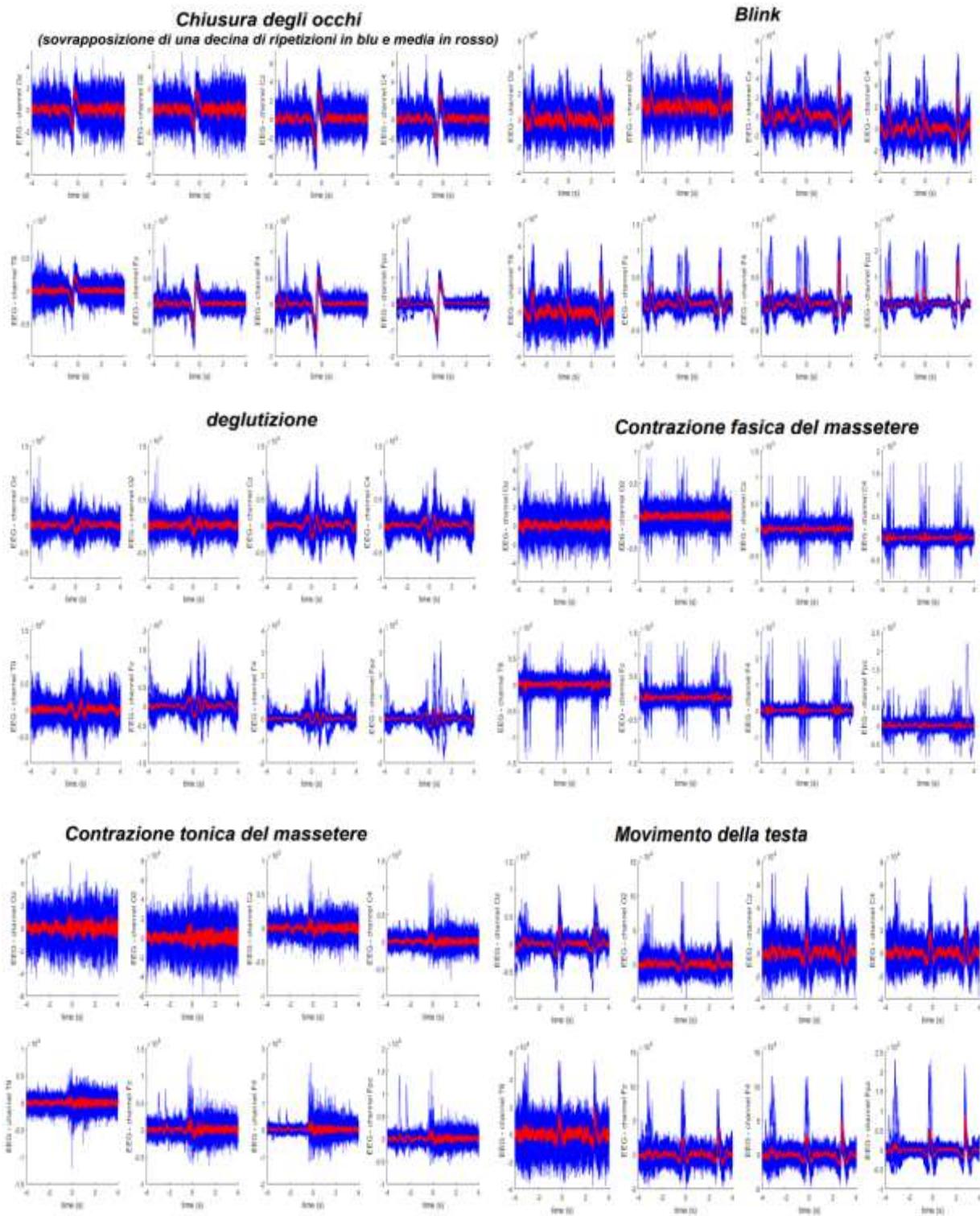


FIGURE 1.7. Eye movement monitors demonstrating the *in-phase* cerebral origin of the diffusely slow background in this awake patient, and the *out-of-phase* movement of the eye blink artifacts during seconds 3 and 8.

The eye functions as an electrical dipole with a relative positivity of the cornea compared to the retina. The potential created is a DC potential of higher amplitude (mV) than the amplitude produced by the brain (μ V). This artifact is produced in the electrodes around the eye (FP1/2) during vertical eye movements.

Il movimento degli occhi, sia il blinking che il muoverli a destra e a sinistra, è rilevabile nel tracciato e viene considerato un artefatto.

Quando si contraggono i muscoli, l'effetto può essere visto dal tracciato EEG; questo avviene specialmente quando vengono coinvolti grandi muscoli.



Il segnale EEG contiene diverse caratteristiche che possono essere estratte e l'utente può imparare a gestire anche delle caratteristiche. Una delle possibilità è quella di evocare dei potenziali tramite uno stimolo esterno e tale potenziale può essere enfatizzato o meno a seconda di come si comporta il soggetto. Un potenziale che è stato studiato è stato lo "Slow cortical potentials" (SCP), un potenziale molto lento attivabile dall'utente, chiedendogli appunto di aumentarlo o diminuirlo. Sono state sviluppate delle interfacce a cui si richiedeva all'utente di tirar su delle frecce lungo una colonna e l'utente, con questo feedback, riusciva a capire cosa pensare per poter sollevare quelle frecce. Questo è utile nel momento della comunicazione, perché l'utente, quando vuole rispondere sì o no, sa che deve applicare il potenziale in un certo modo come quando sposta le frecce lungo la colonna.

Un'altra tecnica si basa sul controllo dei ritmi EEG, i quali ritmi variano in base all'attività del cervello; sono misurabili con maggior facilità in diverse posizioni e con diversi sensori, che riescono a misurare meglio questi ritmi sfruttando il fatto che l'utente possa concentrarsi su diverse attività, si è potuto sviluppare una BCI. Un esempio è anche quello di andare a studiare il ritmo μ , il quale dipende dall'attività motoria, dall'intenzione motoria e viene chiamato infatti ritmo sensorimotorio. Questo ritmo può essere prelevato sulla corteccia motoria e viene soppresso quando il paziente esegue un movimento oppure immagina di fare un movimento; questa caratteristica può essere utilizzata per andare a controllare la BCI, comunicando una risposta binaria oppure azionando una risposta che permette il movimento.

Un approccio profondamente diverso è quello di andare a lavorare sulle risposte evocate. Una risposta evocata utilizzata frequentemente è la P300, che è uno stimolo con risposta ampia. Si chiama P300 perché è un picco che avviene attorno ai 300 ms di ritardo dal momento in cui viene fornito lo stimolo. Un esempio è lo speller P300; supponiamo che l'utente stia pensando ad una lettera (ad esempio la lettera V) e bisogna capire a che lettera stia pensando. Sullo schermo si vedono scorrere le varie lettere e quando viene selezionata la lettera "V" il soggetto ha una reazione, visibile dal segnale EEG, per cui si intravede un picco distinguibile dal rumore di fondo. Per cercare di rendere lo speller più veloce anziché scansionare una lettera alla volta, si cerca di fare una scansione di diverse righe e diverse colonne, per cui viene illuminata la colonna e la riga corrispondente alla posizione della lettera e si intravede una reazione nel tracciato EEG. In questo modo si riesce a trasmettere un'informazione abbastanza ricca.

Alcuni studi hanno evidenziato che se uno stimolo è sicuro, allora la risposta è molto piccola, se invece lo stimolo è imprevedibile la risposta è molto importante. Bisogna cercare di stimolare in modo opportuno il soggetto. Bisogna individuare anche il numero minimo di trials da applicare per avere un livello di accuratezza soddisfacente. Con un controllo bidimensionale potremmo avere la possibilità di svolgere diversi task rispetto al metodo della P300, ma questo in modo molto lento. Il vantaggio del P300 è quello di poter comunicare in modo istantaneo con il mondo esterno.

Un'altra tecnica per sviluppare una risposta è tramite stimoli visivi, come, ad esempio, con l'utilizzo di una scacchiera. Si può cercare lo stimolo in corrispondenza di certi ritardi oppure si può far oscillare lo schema. Questi potenziali evocati visivi vengono prelevati in regione occipitale, dove ci sono i neuroni che processano le immagini visive. Una tecnica utilizzata è quella dello "Steady State Visual Evoked Potentials" (SSVEP), dove viene fatto oscillare uno schermo e nel punto in cui il soggetto è concentrato si può osservare un picco in corrispondenza del ritmo con cui oscilla lo stimolo. Questo stimolo visivo fa in modo di accendere e spegnere dei neuroni in sincrono con le oscillazioni dello stimolo. L'idea potrebbe essere quella di mantenere lo sguardo fisso in un certo punto e spostare l'attenzione a destra o a sinistra; in questo modo il soggetto può concentrare l'attenzione su una porzione di schermo o su un'altra e questo potrebbe permettere di fornire una risposta binaria. Se il soggetto fosse in grado di spostare lo sguardo, in funzione del punto in cui sta guardando potrebbero insorgere dei picchi a frequenze diverse.

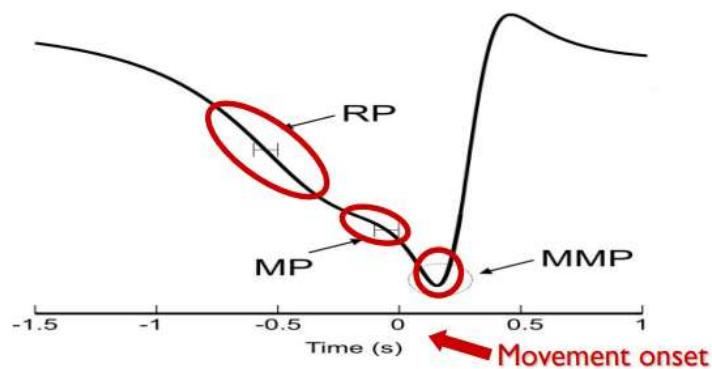
Le BCI possono avere diverse applicazioni, ad esempio applicazioni relative alla comunicazione oppure supporto al movimento e al controllo di una stanza o di un braccio robotico; sono state sviluppate anche delle interfacce cervello-macchina per controllare un sistema che sintetizzasse musica in real-time. Possono essere soddisfatte esigenze ludiche e non ludiche.

Un'applicazione interessante è quella di utilizzare la BCI pensando ad una password per aprire una certa porta. Questa è un'applicazione della BCI a un problema biometrico, quindi anziché avere una chiave per aprire una porta, serve una password che deve essere pensata.

Dal punto di vista neuromuscolare, ci si focalizza sull'impiego delle BCI per il controllo del movimento. I parametri che permettono un movimento complesso sono: il numero di gradi di libertà, la modulazione della forza, la velocità e l'accelerazione del corpo in movimento. Una tecnica interessante è quella di studiare la "movement related cortical potentials" (MRCP). Alcune tecniche delle BCI non dovevano utilizzare la risposta alla domanda, ma casomai cercare di aumentare alcuni parametri, come il ritmo α , ad esempio. L'idea iniziale è stata quella di utilizzare diverse tecniche di classificazione, mentre ora si sta facendo largo l'idea che servano tecniche adattate al segnale EEG che abbiano delle classificazioni più adattate alla situazione. La necessità è comunque quella di estrarre informazione dal nostro segnale; quindi, bisogna sfruttare tecniche che valutino il segnale nel tempo, tecniche che valutino i

segnali in domini trasformati (Wavelet, TFR eccetera). Bisogna fissare i nostri dati con dei modelli, ad esempio andando a prevedere il campione futuro facendo una combinazione lineare dei precedenti campioni; se questo processo venisse ripetuto più volte, otterrei un modello lineare. I pesi della combinazione lineare possono essere utilizzati come delle features per il nostro classificatore perché possono dare dell'informazione in più.

Uno dei metodi che va più di moda ultimamente è il deep learning, la quale si basa su reti neurali con tanti strati nascosti. In questo modo, sono stati sviluppati dei classificatori molto efficienti e sono riusciti a battere l'uomo in alcuni task importanti. Ci sono dei database con tante immagini, con tante fotografie di tanti oggetti e bisognava riconoscere l'immagine. Queste tecniche prevedono un database di allenamento molto importante; in applicazioni cliniche, si dovrebbe dare in pasto all'algoritmo un sacco di dati diversi per far in modo che l'algoritmo sia in grado di fare una diagnosi.



È stato descritto in letteratura il "movement-related potentials" (MRPs), il quale è stato ottenuto dopo aver fatto una media su un centinaio di ripetizioni, ma prevede alcune piccole oscillazioni che determinano diversi momenti in cui viene pianificato o controllato un movimento. Una prima parte del potenziale è chiamato "Readiness potential" (RP) che è in relazione con la pianificazione del movimento, poi una seconda parte che è il "Motor potential" (MP) in relazione all'esecuzione del movimento, ossia i segnali propagano lungo le fibre muscolari, e l'ultima parte che è "Movement-monitoring potential" (MMP) in relazione al controllo e alla precisione del movimento stesso. Queste piccole oscillazioni cambiano in funzione di diverse proprietà del movimento? Se così fosse, si potrebbero controllare delle BCI con tanti gradi di libertà. L'importanza di studiare il movimento immaginato è relativa al fatto che le BCI sono sistemi che possono aiutare persone che non hanno alcuna possibilità di movimento e quindi il movimento, appunto, possono solo immaginarlo.

Le BCI possono essere sistemi di comunicazione importanti per alcuni pazienti che altrimenti non avrebbero modo di comunicare, forniscono un modo per il controllo di protesi. Sono aumentate le performance nel riconoscimento dei vari task sulla base di single trials, senza bisogno di mediare diversi segnali; da un lato la performance deve essere molto elevata ma anche la velocità di risposta. C'è un effetto importante di allenamento da parte del soggetto; spesso nei laboratori di ricerca si fanno esperimenti senza richiedere alcun allenamento.

Vediamo un metodo che permette di separare le componenti propaganti e non propaganti di un segnale EMG registrato. Le componenti non propaganti sono sempre state demonizzate perché inserivano delle componenti che non davano informazioni interessanti per quanto riguarda il segnale in studio, per cui si è fatto in modo di scegliere dei filtri spaziali piuttosto che delle tecniche per ridurre questo contributo. In uno studio si è realizzato un metodo che permettesse di separare le componenti propaganti da quelle non propaganti, osservando che nella separazione il segnale propagante ottenuto conteneva tutta l'informazione necessaria. In uno studio seguente, ci si è focalizzati sul contenuto informativo delle componenti non propaganti.

Qual è l'idea che sta dietro questo metodo? Facciamo un modello interpretativo del segnale EMG

$$\begin{cases} v_1(t) = A_1 * v_p(t) + B_1 * v_{np}(t) \\ v_2(t) = A_2 * v_p(t - \tau) + B_2 * v_{np}(t) \end{cases}$$

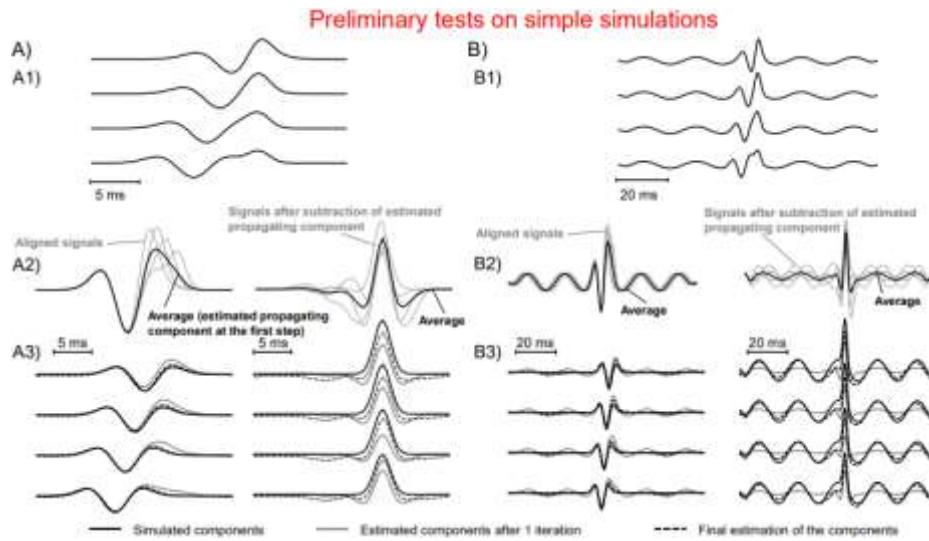
Si ha una componente propagante, diversa per i due canali considerati, e una componente non propagante, identica per entrambi i canali. La convoluzione presente permette di cambiare forma sia alle componenti propaganti che non propaganti, ma bisogna fare attenzione al fatto che se si applicasse un filtro generico queste forme potrebbero essere totalmente stravolte; perciò, si fa la supposizione che il filtro utilizzato abbia pochi coefficienti. Nella trattazione, consideriamo questo modello in una forma semplificata, facendo l'ipotesi che i due segnali EMG possano essere rappresentati come la somma di due componenti eventualmente solo riscalate in ampiezza. Per estrarre queste componenti, i metodi finora proposti si basavano su filtri spaziali, con due problemi: si concentravano su un singolo MUAP e sono tecniche instabili, perché si basano su delle differenze.

L'idea di questo metodo si basa su somme, medie, perché rendono il sistema stabile; un'altra idea era quella di applicare questo metodo a segnali interferenti. Come faccio a stimare le componenti tramite somme? Si hanno degli algoritmi in grado di stimare la velocità di conduzione; quindi, posso allineare il segnale nella direzione opposta di τ e dopo aver allineato i segnali ne faccio una media.

$$\hat{v}_p = \frac{v_1(t) + v_2(t + \tau)}{2} = \frac{A_1 v_p(t) + B_1 v_{np}(t) + A_2 v_p(t) + B_2 v_{np}(t + \tau)}{2} \\ = \frac{A_1 + A_2}{2} v_p(t) + \frac{B_1 v_{np}(t) + B_2 v_{np}(t + \tau)}{2}$$

Conoscendo il ritardo τ , posso riallineare il segnale e in questo modo ottengo una stima soltanto di contenuti non propaganti. Le stime che faccio, che dovrebbero contenere solo la parte non propagante, le medio. Quello che ottengo è una parte non propagante enfatizzata e una parte propagante traslata e sommata in modo asincrono, in modo che la sua ampiezza si riduca. Maggiore è il numero di canali, maggiore è l'effetto di riduzione dell'ampiezza del segnale.

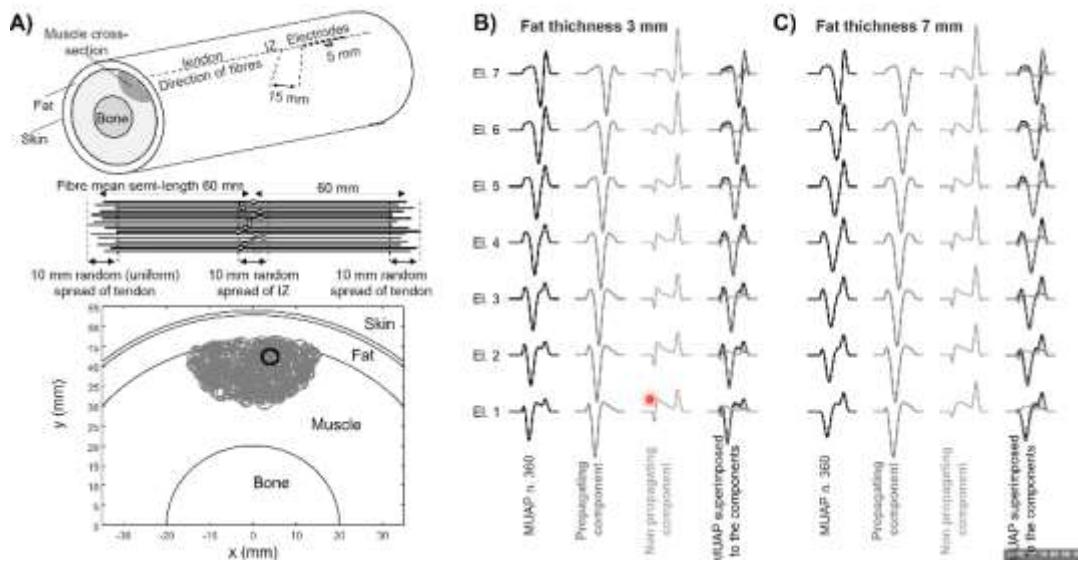
Le parti propaganti e non propaganti vengono stimate in un'iterazione; una volta sottratte le componenti, anche la stima della velocità di conduzione viene più precisa. Andando a ripetere il metodo più volte, si riesce a stimare meglio le componenti. In queste simulazioni sono rappresentate in nero le componenti simulate e in grigio quelle stimate e in tratteggiato ci sono le stime dopo un po' di iterazioni.



I miglioramenti si notano meglio quando abbiamo un segnale di modo comune che viene sommato ai segnali. Applicando il metodo una prima volta si fa una prima stima, con una bella fetta del rumore di fondo, mentre iterando più volte il metodo si vede che si è riusciti a rimuovere le oscillazioni di fondo.

Ora testiamo il metodo in una condizione più complicata, dove il segnale cambia di forma lungo i diversi canali, con parti propaganti e non propaganti che dipendono dalle posizioni delle sorgenti. Serve avere una stima della parte propagante e non propagante dalle simulazioni; si sono simulati degli SFAP relativi a potenziali di singola fibra con fibre infinite, per cui la zona di innervazione e il tendine erano infinitamente lontani. La propagazione distorta è stata finestrata, in modo che fosse a zero prima che il segnale fosse generato e prima che il segnale si fosse estinto.

Advanced simulation model

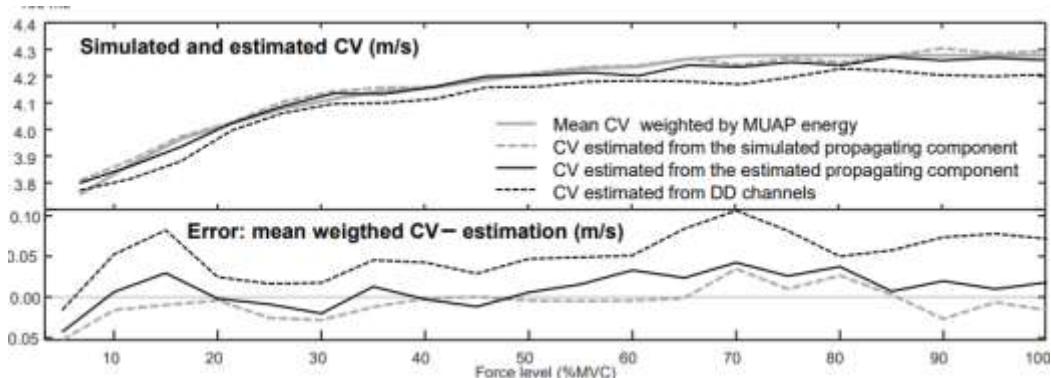


Abbiamo un segnale interferente dove si è estratta la parte propagante e la parte non propagante. Di queste due componenti si è fatta la PSD. Andando a stimare la componente propagante e andando a calcolare la velocità di conduzione su tale componente otteniamo una stima più simile alla velocità di conduzione che si è simulata. Qual è la velocità di conduzione giusta? Ogni unità motoria ha la sua velocità di conduzione; stimare la velocità di conduzione media non è ragionevole perché MUAP più grandi daranno un contributo EMG più grande e unità motorie più superficiali sono più vicine ai nostri elettrodi per cui peseranno di più nella stima della velocità di conduzione. Facendo alcuni ragionamenti e testando quest'ipotesi sulle simulazioni, si è dedotto che le velocità di conduzione stimata è pari a

$$CV_{REF} = \frac{\sum_{n=1}^{N_{MU}} MS_n CV_n}{\sum_{n=1}^{N_{MU}} MS_n}$$

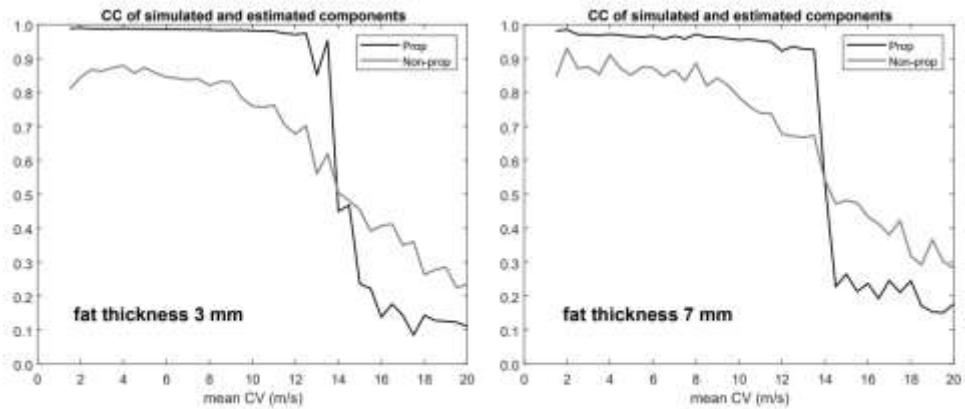
che è una media pesata delle singole unità motorie dove i pesi sono in relazione con l'energia del MUAP (spectral matching). Minimizzare lo scarto quadratico medio può avere dei vantaggi e degli svantaggi: quando si fa il quadrato di un errore si riducono molto le ampiezze piccole e si enfatizzano le ampiezze grandi. Il motivo per cui è stato introdotto è per cercare di non subire il bias delle componenti non propaganti, ma ci si focalizza su un volume di prelievo molto piccolo. Nel momento in cui si applica lo spectral matching si enfatizzano i MUAP grandi e si azzerano quelli piccoli; se l'ampiezza di un MUAP fosse la metà di quella di un altro, nel momento in cui ne si fa il quadrato l'ampiezza del primo sarà 1/4 di quella del secondo MUAP. Fare un quadrato permette di costruire uno stimatore che dipende tanto dagli outlier e che trascura le componenti piccole. Bisogna capire se questa stima è quella che vogliamo inseguire, ossia avere una velocità di conduzione focalizzata sui contributi grandi.

Seguendo la velocità di conduzione di riferimento, se andassimo a considerare diversi segnali generati con diversi livelli di forza con passi del 5% dell'MVC, si va a calcolare la velocità di conduzione di riferimento.



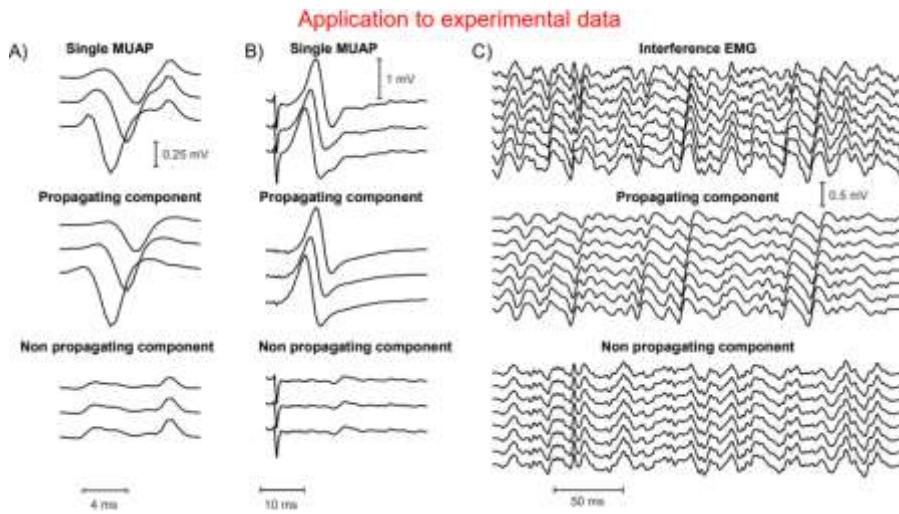
Ottengo le stime in grigio, le quali sono molto vicine a quelle che potrei ottenere andando a stimare la velocità di conduzione con il metodo spectral matching dai segnali simulati relativi soltanto alla componente propagante.

Un altro elemento interessante è capire se questo metodo riesce a stimare bene le due componenti; sono stati mostrati degli esempi specifici dove la parte propagante è stata stimata con una buona accuratezza, con una correlazione pari al 98.9%, mentre la parte non propagante è risultata essere peggiore, con una correlazione pari all'incirca all'88%.

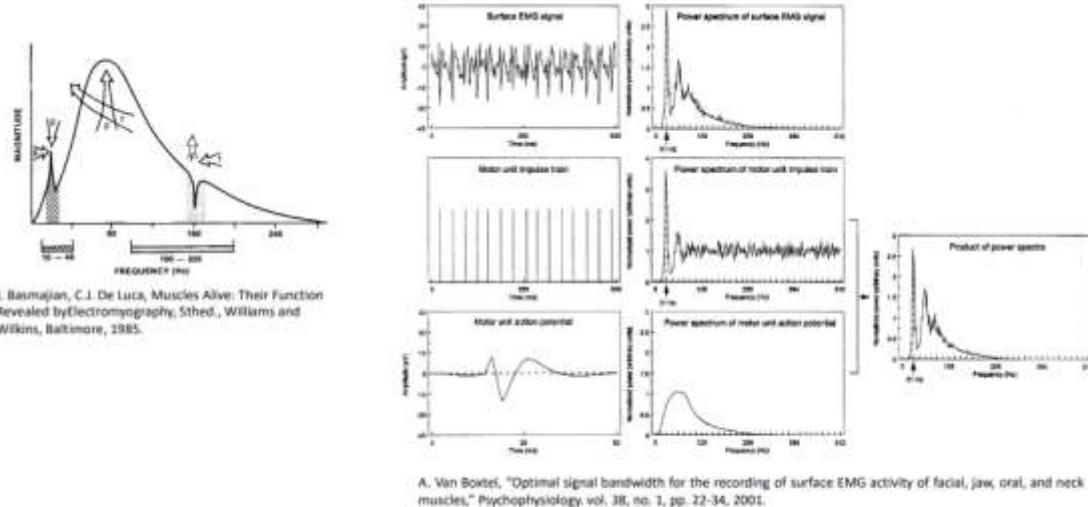


Correlation coefficients of simulated and estimated components by processing an interference EMG obtained by considering CV distributions with different means (parameters of the simulations: 4 electrodes, IED 5 mm, force level 50% MVC, SNR of 25 dB, epoch duration of 1 s, fat layer thickness of either 3 or 7 mm in the left and right panel, respectively).

Certamente il metodo si basa sulla possibilità di disaccoppiare le due componenti nel momento in cui le traslo; quindi, nel momento in cui allineo la parte propagante voglio che la parte non propagante sia ben separata. Mi aspetto che, se avessi una velocità di conduzione molto alta, le componenti propaganti siano poco ritardate e la stima risulterà peggio. Potrei ridurre la distanza interelettrodi. Stimando la bontà della stima delle due componenti in funzione della variazione della velocità di conduzione media, è stato mostrato che per le velocità di conduzione tipiche (si aggirano intorno ai 4 m/s) il metodo funziona molto bene, ma anche per velocità di conduzione più alte, considerando che questo metodo inizia a crollare per velocità di conduzione pari a $14 \frac{m}{s}$.



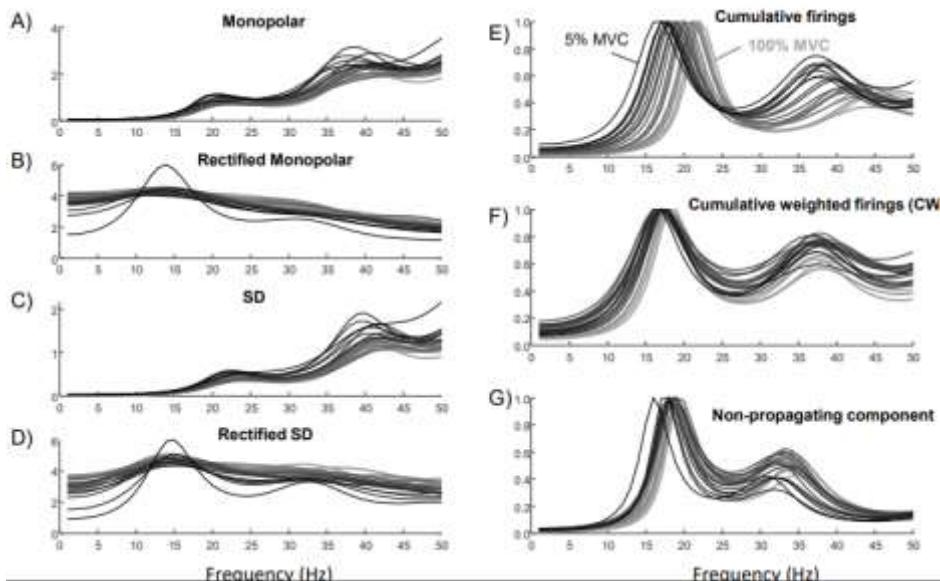
Un altro studio si focalizza sul ruolo delle componenti non propaganti, in particolare se avessero qualche caratteristica importante che doveva essere considerata oppure no. La letteratura indica che la porzione di bassa frequenza della PSD fornisce informazioni riguardo la frequenza di sparo delle unità motorie.



Una delle indicazioni fornite da un libro molto conosciuto nell'ambito, "Muscles Alive" di Basmajian e De Luca, ci suggerisce che lo spettro del segnale EMG potesse offrire delle informazioni sia sulla forma d'onda media dell'unità motoria sia sul firing pattern. All'aumentare della forza, aumentava la componente a più alta frequenza e diminuiva il picco a bassa frequenza, quindi con la fatica il picco di media-alta frequenza si spostava verso le basse frequenze. Questo risultato è stato studiato in simulazione piuttosto che su dati sperimentali; uno dei lavori che hanno contribuito maggiormente riguarda un segnale EMG decomposto, dove si conoscono gli istanti in cui i MUAP erano presenti, si è potuto calcolare lo spettro del segnale EMG completo, lo spettro degli spari delle MUAP e lo spettro della singola unità motoria. Si nota che la PSD del MUAP ha dei contributi di medio-alta frequenza, mentre la PSD degli istanti di sparo ha un picco molto marcato in corrispondenza della frequenza media di sparo. Andando a fare la moltiplicazione di queste trasformate, si ottiene la PSD del segnale.

Si era notato che il picco di bassa frequenza fosse presente solo per livelli di forza bassi, mentre con l'aumento della forza il picco tendeva a scomparire. Per cercare di enfatizzare questi picchi di bassa frequenza, è stato introdotto il segnale EMG rettificato, ma queste tecniche sono criticata perché il valore assoluto di questo segnale EMG è un operatore non lineare che può avere degli effetti su questo picco di bassa frequenza.

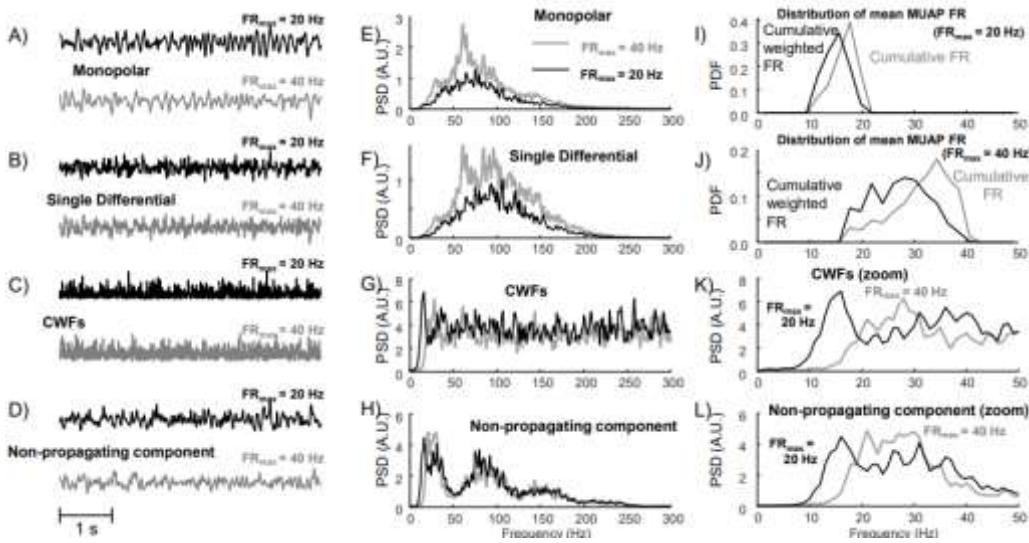
C'era il sospetto che le componenti non propaganti potessero riflettere l'attività dei firing pattern delle diverse unità motorie perché sono soprattutto costituiti dai componenti di fine fibra.



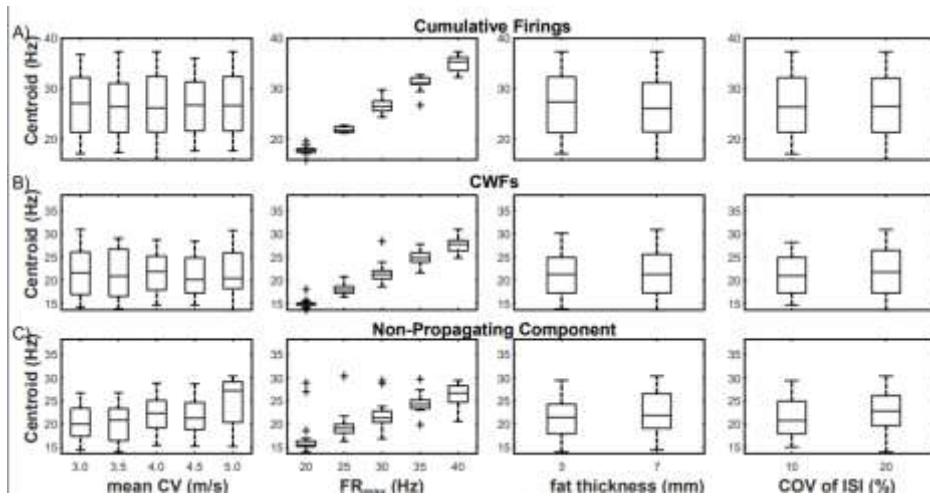
Andando a fare delle simulazioni, si osservava che il segnale monopolare aveva dei picchi in bassa frequenza, attorno alle frequenze di sparo delle unità motorie simulate per bassi livelli di forza. Il segnale rettificato aveva dei

comportamenti strani. Il singolo differenziale era più selettivo rispetto al doppio differenziale e per quanto riguarda il valore rettificato si osservavano alcuni picchi ma non erano evidenti. Considerando, invece, i firing pattern cumulati, si vedeva un picco in tutti i casi e tale picco si spostava verso destra aumentando il livello di forza. Non possiamo sperare di ricostruire un'informazione del genere perché posizionando gli elettrodi possiamo osservare solo alcune unità motorie e possiamo osservare meglio unità motorie più vicine e unità motorie grandi. Considerando gli spari sommati ma pesati, tenendo conto dell'energia delle diverse unità motorie, si vedevano degli spike nella PSD in bassa frequenza che in qualche modo riflettevano le variazioni della frequenza di sparo. Anche nelle componenti non propaganti si osserva un comportamento simile, con un picco che si sposta con una variazione di forza.

In una simulazione, con forza pari all'80% di modo che tutte le unità motorie sparino, si osservano le PSD; si fissa un valore massimo di firing rate, pari a 20 Hz e 40 Hz.



Simulando tanti muscoli diversi, tanti soggetti diversi, forze diverse, si può osservare che il picco si sposta; stessa cosa si può osservare sulle componenti non propaganti.



Si può cercare di capire in che misura questa informazione della PSD possa essere utile per discriminare diversi casi, diverse contrazioni; si sono simulate diverse situazioni, come diverse CV, diversi spessori del grasso, diversi coefficienti di variazione del tempo degli spari ma questi non hanno influito molto sulla posizione del picco in bassa frequenza, quando invece il centroide del picco traslava in funzione di una diversa distribuzione del firing rate.

