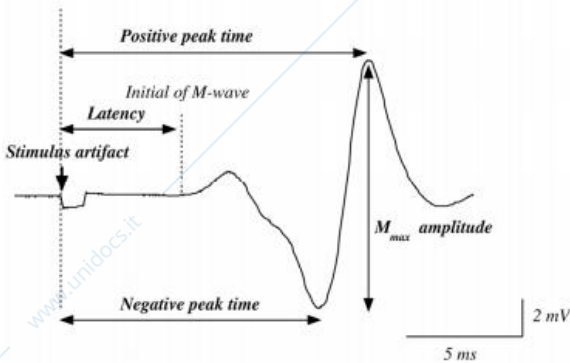


## MISURE EMG:

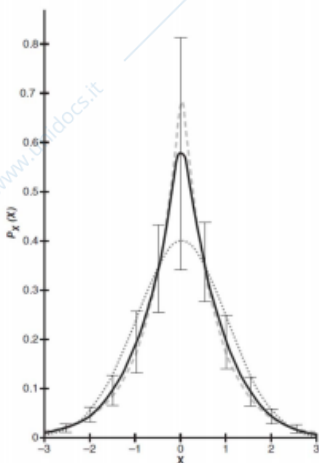
### Ampiezza:

- L'ampiezza del segnale EMG è usata per misurare l'impulso neuronale che arriva al muscolo
- Nel caso di potenziale motore-evocato come il CMAP, l'ampiezza della forma d'onda del P-P è proporzionale al numero di unità motrici attivate mediante la stimolazione elettrica del nervo periferico



### Natura del segnale EMG:

- Consideriamo un lungo segmento di dati EMG generati durante una contrazione statica (isometrica)
- È possibile creare un istogramma di ampiezza, composto da una gamma totale di valori (positivi e negativi) divisi in intervalli uguali (*bins*),
- Se la lunghezza del segmento di dati viene aumentata e la dimensione del bin sufficientemente ridotta, l'istogramma inizia ad assomigliare a una funzione continua
- La funzione continua rappresenta quindi la distribuzione di probabilità dell'ampiezza del segnale



- In generale si assume che la distribuzione di probabilità dell'ampiezza del segnale EMG ha un

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

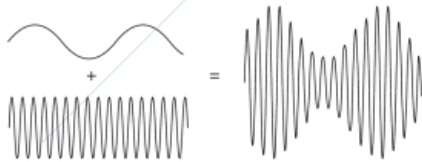
andamento Gaussiano di forma:  
andamento Gaussiano di forma: che rappresenta il segnale

dove "mi" è la media e "sigma" la deviazione standard di x, che rappresenta il segnale

- La distribuzione di probabilità dell'ampiezza del segnale EMG dipende dalla forza della contrazione, avvicinandosi a una forma più gaussiana quando l'intensità della contrazione si avvicina al 70% della massima contrazione volontaria

Rilevamento involuppo lineare:

- Consideriamo un segnale di informazione che deve essere trasmessa:  $S(t)=m\cos(Wmt)$ , dove  $m$  è l'ampiezza e  $Wm$  la frequenza angolare
- Il segnale che contiene le informazioni di solito ha sia una bassa ampiezza che una bassa frequenza
- La trasmissione del segnale informativo richiede quindi un segnale portante che ha maggior ampiezza e frequenza :  $A(t)=A_c \cos(Wct)$ , dove  $A_c$  è l'ampiezza non modulata e  $Wc$  la frequenza portante



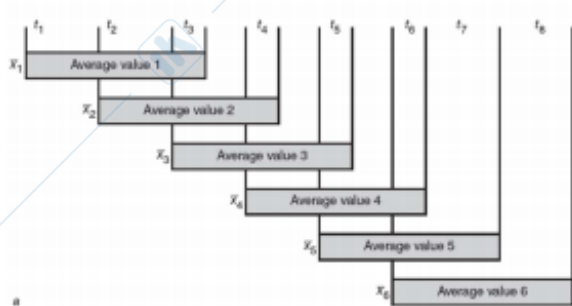
- Il segnale informativo e il segnale portante vengono combinati per dare un segnale modulato :  $A(t)= A_c \cos(Wct) (1+m \cos(Wm t))$
- L'ampiezza del segnale informativo ( $m$ ) aumenta e diminuisce (ossia modula) l'ampiezza del segnale portante ( $A_c$ ) quando le forme d'onda sono combinate
- Il termine involuppo viene utilizzato per descrivere il contorno della forma d'onda risultante
- Una volta ricevuto il segnale  $A(t)$  il segnale portante deve essere demodulato in modo che il segnale informazione possa essere recuperato dalla sovrapposizione dei segnali
- Esistono vari modi per rilevare le informazioni dalla sovrapposizione dei segnali
- Poiché questo è un segnale modulato in ampiezza, deve essere rilevata l'ampiezza del segnale informazione
- La tecnica di demodulazione dell'ampiezza più diffusa è il *linear envelop detection* (rilevamento lineare dell'involuppo), che consiste in due step:
  1. *Full-wave rectification* (rettifica dell'onda intera), che prende il valore assoluto del segnale grezzo
  2. *Filtro passa-basso*, che rimuove il componente ad alta frequenza del segnale portante, lasciando dietro la forma d'onda che varia lentamente, associata all'involuppo, che rappresenta il contenuto informativo del segnale ( media mobile dei filtri LP)

La demodulazione può essere implementata come circuito hardware o tramite software come parte del segnale offline in lavorazione.

Media mobile:

- La media mobile viene applicata ai dati usando una finestra mobile

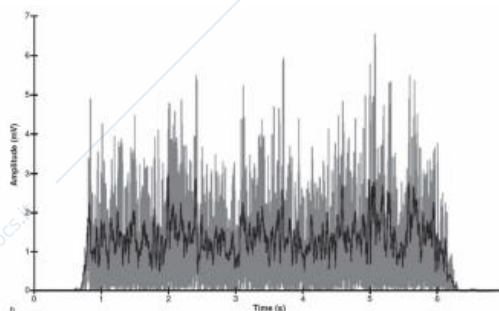
- Consideriamo una finestra mobile a 3 punti; i valori  $y$  da  $t_1$  a  $t_3$  sono sommati, e il risultato viene diviso per 3 per creare il primo valore medio ( $x_1$ )



- I calcoli vengono fatti nello stesso modo per ogni punto del flusso di dati
- Poiché la finestra mobile si estende di due punti in avanti rispetto al punto corrente, il processo deve essere arrestato due punti prima della fine del flusso di dati ( $N-2$ )
- Pertanto il segnale livellato (o filtrato) ha due punti dati in meno rispetto al segnale grezzo e la base dei tempi è diversa
- Il grado di livellamento aumenta con la lunghezza della finestra mobile, ma la lunghezza del segnale filtrato diminuisce di una quantità equivalente alla lunghezza della finestra mobile
- L'entità del cambiamento sull'asse dei tempi dipende sia dalla lunghezza della finestra (numero di punti dati) sia frequenza di campionamento

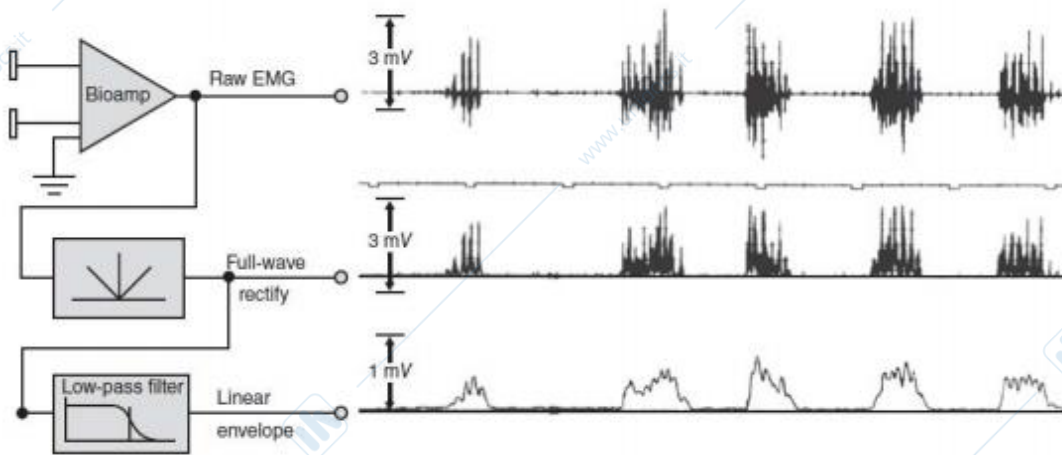
$$s(\tau) = \frac{1}{k} \sum_{j=n-k}^{n+(k-1)} x(j)$$

- La formula per implementare la media mobile è:
- Dove  $k$  è il numero di punti utilizzati nella finestra per smussare i dati (fattore di livellamento),  $x(j)$  è il valore dei dati non elaborati in un determinato momento e  $s(t)$  è il punto dati livellato nel nuovo asse dei tempi
- Una media mobile è stata applicata al valore assoluto dell'EMG di superficie di un bicipite brachiale, generato durante la contrazione isometrica volontaria massima (MVC) dei flessori
- La media mobile può essere vista come un filtro digitale passa-basso
- La frequenza di taglio ( $f_t$ ) diminuisce all'aumentare della lunghezza della finestra
- MA è semplice e facile da applicare, ma ha una risposta in frequenza molto scarsa e viene raramente usato



### Rilevamento involuppo lineare:

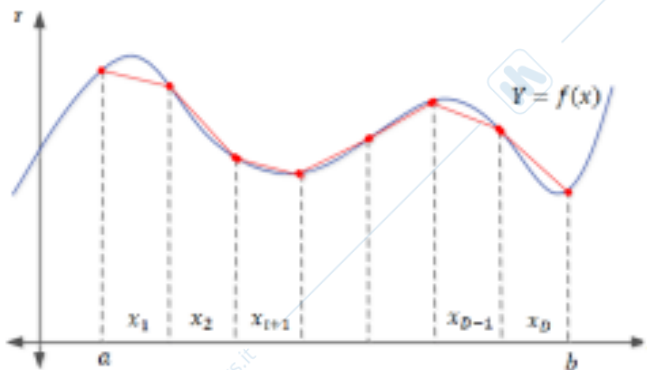
- L'attività elettromiografica viene trattata come un segnale di rumore modulato in ampiezza nel quale l'informazione è contenuta nell'involuppo del segnale (il rumore è un segnale portante modulato in ampiezza)
- Si presume che la modulazione in ampiezza rappresenti i cambiamenti nell'attivazione dell'unità motore (MU) durante la gradazione della forza muscolare
- Il rilevamento dell'involuppo EMG segue i passaggi precedentemente indicati per la demodulazione del segnale:
  1. Full-wave rectification comporta l'assunzione del valore assoluto di ciascun punto dell'EMG, il segnale ha una polarità positiva
  2. Filtro passa-basso con cut off pari a 20-30 Hz



### Misura dell'involuppo lineare EMG:

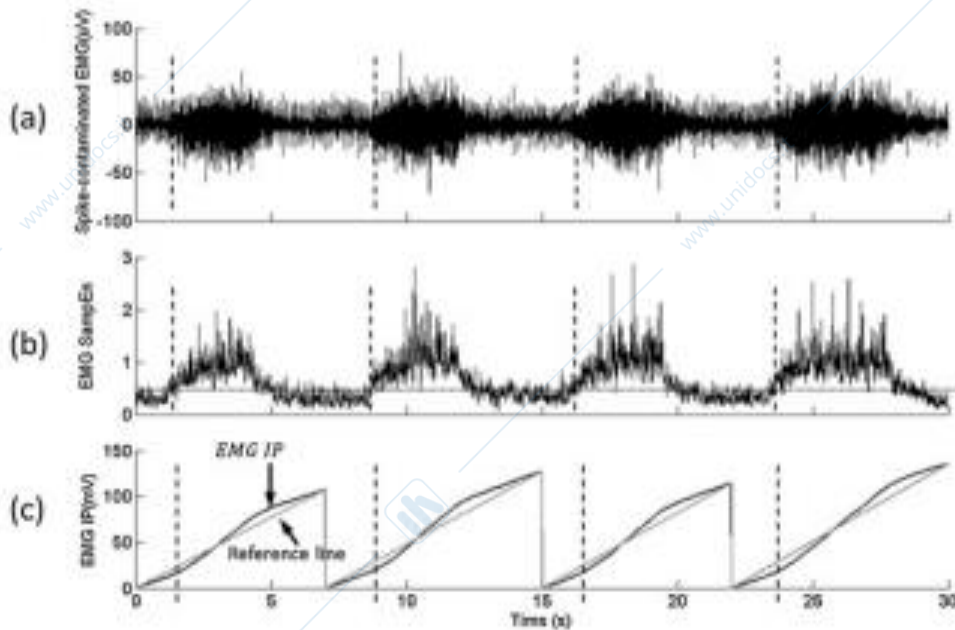
- La forma d'onda EMG che cambia lentamente, associata al rilevamento dell'involuppo lineare viene estratta più facilmente tramite: area, pendenza, onset (insorgenza) e caratteristiche della forma del profilo dell'attività muscolare
- Ogni misura rivela informazioni specifiche su come il muscolo è controllato durante le contrazioni statiche e dinamiche

Area :



- La rilevazione lineare dell'involuppo dell'EMG è una forma d'onda a bassa frequenza che forma un'area aperta
- La curva può essere matematicamente integrata usando un semplice algoritmo per l'integrazione trapezoidale per ottenere l'area sotto la curva
- Si misura la quantità di attività del muscolo ( o energia del segnale) in un determinato lasso di tempo, tale misura è definita integrale EMG (IEMG)
- Le unità per IEMG sono riportate come (mV)x(s)

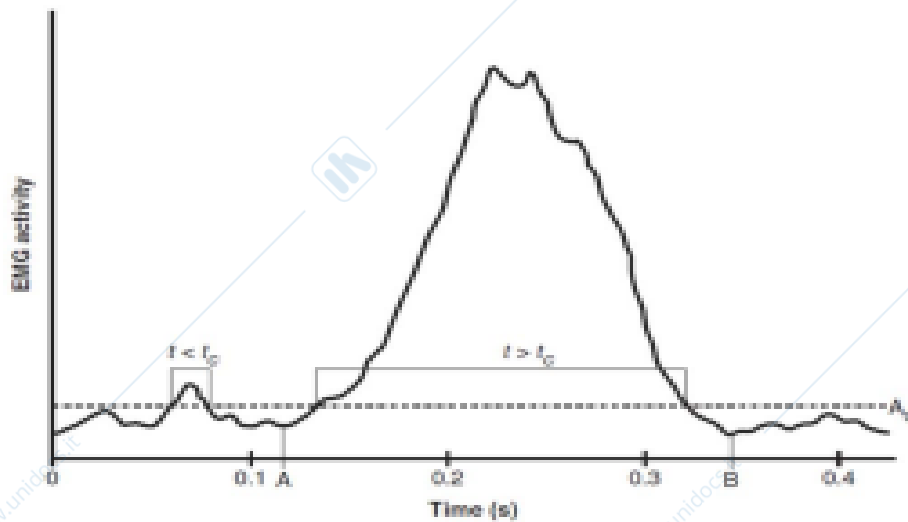
#### Pendenza:



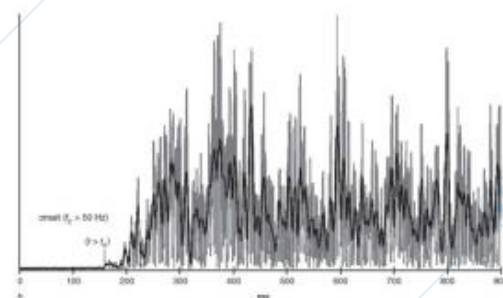
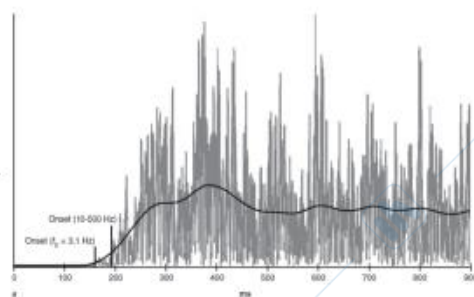
- Se le caratteristiche muscolari rimangono le stesse, alterazioni nella pendenza dell'involuppo lineare dell'EMG possono essere usate per inferire cambiamenti sul controllo neuromuscolare
- Durante la fase ascendente dell'attività, ci sono numerosi picchi e valli rilevati dall'EMG durante l'involuppo lineare, il che rende difficile seguire una linea
- La natura stocastica del segnale EMG renderà anche le stime, da prova a prova, variabili
- Il rilevamento dell'involuppo lineare riduce la varianza del segnale EMG, ma è necessario prestare attenzione quando si diminuisce il valore di cut-off per stabilizzare la misura della pendenza, poiché gli effetti principali possono essere filtrati dallo studio

#### Onset (inizio/insorgenza):

- La procedura corretta per la determinazione dell'onset dell'EMG rimane oggetto di indagine attiva
- L'ispezione manuale del segnale EMG sullo schermo del pc è l'unico modo in cui lo sperimentatore può avere la certezza del 100% che ogni insorgenza sia stata determinata correttamente
- Questo processo tuttavia richiede tempo
- Inoltre c'è la percezione errata che la determinazione manuale dell'insorgenza sia inaffidabile e soggettiva
- La determinazione manuale richiede esperienza, ma l'accordo tra esperti è che può essere ritenuta abbastanza affidabile l'investigazione automatizzata fatta tramite computer, mezzo che riduce drasticamente i tempi



- Il *metodo a doppia soglia* è il miglior algoritmo informatico testato e validato
- Implica il calcolo della deviazione standard dell'attività EMG in assenza di contrazioni muscolari
- Il primo criterio di soglia è l'ampiezza dell'EMG che deve superare un valore che rappresenta l'intervallo di confidenza al 95% ( $\mu + \sigma - 1,96$ ) per l'attività di base
- L'intervallo di confidenza può essere esteso al 99% (il valore diventa  $\mu + \sigma - 2,58$ ) o superiore, se il livello di attività di base è significativo
- Una volta che l'ampiezza supera l'intervallo di confidenza al 95% deve rimanere al di sopra della soglia per un periodo di tempo  $t_c$
- La durata esatta può variare da 10 a 50 ms in base al livello di attività di base
- La seconda soglia riduce al minimo il rilevamento errato delle partenze irregolari della linea di base, che spesso si verificano prima della contrazione muscolare
- Il metodo della doppia soglia è implementato come una finestra mobile punto-per-punto la cui lunghezza è determinata dal periodo di tempo critico  $t_c$



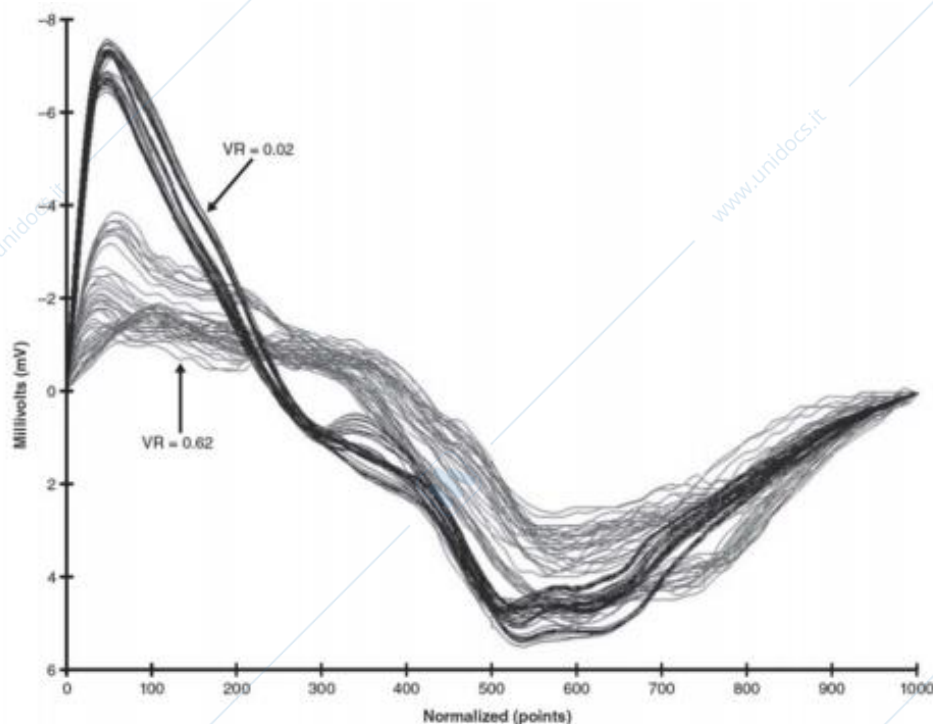
- Per la determinazione dell'insorgenza automatizzata (tramite computer) la frequenza di taglio del passa-basso dovrebbe essere impostata a 50 Hz in modo che l'involuppo lineare rilevato sia più vicino temporalmente agli eventi del segnale passa-banda sottostante
- Si potrebbe pensare di usare un valore più piccolo per la frequenza di taglio del passa-basso per diminuire la varianza dell'involuppo, che può ridurre il numero di partenze irregolari

Pendenza :

- Il *rapporto di varianza* (VR) è stato sviluppato per quantificare la somiglianza tra la forma d'onda dell'involuppo lineare dell'EMG rilevato in più prove
- VR si applica facilmente a qualsiasi forma d'onda dell'involuppo lineare EMG ed è un ottimo modo per documentare la variabilità intraindividuale
- A differenza del caso con il coefficiente di correlazione, un valore inferiore (cioè varianza minore) è migliore
- La quantità di variabilità intraindividuale che può essere tollerata dipende dalla natura dello studio
- I dati EMG definiti dall'intervallo tra il primo punto della forma d'onda ( $t_1, y_1$ ) e l'ultimo punto ( $t_n, y_n$ ), per ogni singolo soggetto devono essere interpolati nello stesso numero di punti dati (T)
- La formula per calcolare la VR è:

$$VR = \frac{\sum_{t=1}^T \sum_{n=1}^N (y_{t,n} - \bar{y}_t)^2}{T(N-1)} \bigg/ \frac{\sum_{t=1}^T \sum_{n=1}^N (y_{t,n} - \bar{y})^2}{TN-1}$$

- Per calcolare  $y_t$  (segnato) è necessario calcolare la media delle forme d'onda EMG punto per punto in tutte le prove (N) all'interno di ciascun soggetto, per produrre una singola forma d'onda EMG che ha T punti di lunghezza
- Poiché la media viene calcolata utilizzando i punti dati per  $y_t$  (segnato), il risultato è un singolo valore  $y$  (segnato) che rappresenta l'intera forma d'onda



MISURAZIONE BANDA PASSANTE EMG: - valore medio rettificato ARV

-valore quadratico medio RMS

Valore medio rettificato ARV:

- ARV è un indicatore lineare, poiché viene calcolato utilizzando solo il valore assoluto di ciascun dato EMG in un intervallo specifico (0,T)
- Poiché l'intervallo specifico si verifica in un determinato periodo di tempo, viene spesso indicato come una finestra di dati

$$ARV = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^T |EMG(t_i)|$$

- ARV è definito come : \_\_\_\_\_ con EMG (ti)=valore assoluto di un EMG nella finestra di dati
- L'unità di misura è mV o "mu"V. Il calcolo di ARV è simile a quello per l'integrazione e viene spesso confuso con IEMG, specialmente quando viene calcolato sulla forma d'onda EMG rilevata dall'involuppo lineare

Root-means-square RMS:

- Il valore radice quadrata media (RMS) è un indicatore non lineare basato su una legge quadratica
- Non è necessario rettificare il segnale EMG per calcolarlo

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{i=1}^T EMG^2(t_i)}$$

- La formula dell'RMS è: \_\_\_\_\_ dove EMG^2 è il valore al quadrato di ciascun dato di EMG all'interno della finestra di dati
- L'ampiezza RMS è collegata alla potenza del segnale
- L'ampiezza RMS del segnale EMG è considerata un misuratore ARV migliore per monitorare i cambiamenti nell'attività muscolare, perché non è influenzato dalla cancellazione

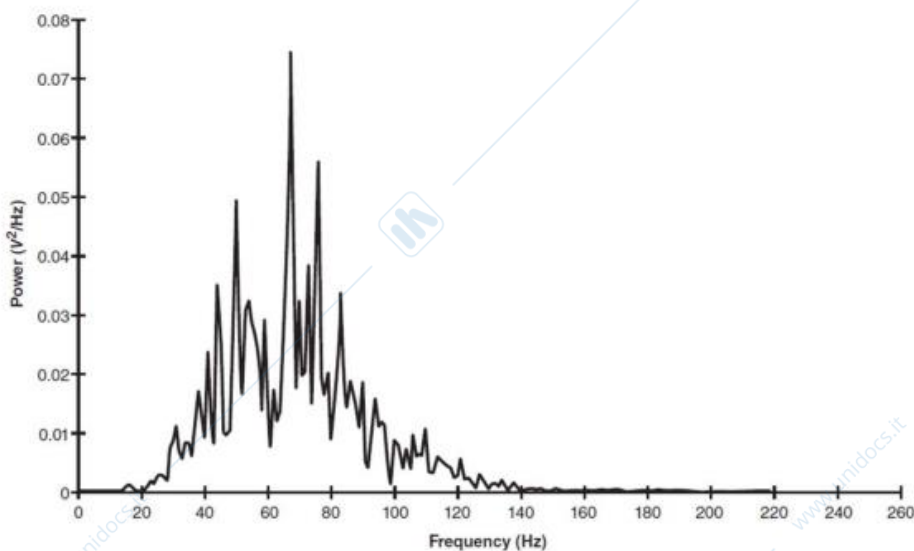
Cross-talk:

- Il Cross-Talk può essere definito come attività elettrica da muscoli adiacenti o distanti (o entrambi) registrati dagli elettrodi sul muscolo di interesse primario
- Il massimo della funzione di correlazione incrociata viene utilizzato per determinare la quantità di segnale in comune tra due elettrodi
- Il valore Rxy è il coefficiente dell'entità della correlazione incrociata al momento del ritardo (tau), Rxy^2 è il segnale comune o potenza comune tra due elettrodi
- La funzione di correlazione incrociata non è il modo migliore per valutare il cross-talk perché non è in grado di separare gli effetti della sincronia dell'unità motoria, o della pulsione comune, dall'attività muscolare condotta dal volume

Spettro di frequenza:

- L'analisi spettrale rivela esattamente quali frequenze sono state utilizzate per costruire il segnale osservato e l'entità dei coefficienti indica il contributo relativo di ciascuna frequenza alla forma d'onda complessiva
- Ciò viene realizzato tramite la rappresentazione grafica del valore del coefficiente su ciascuna frequenza particolare per ottenere uno spettro di frequenza
- Il metodo più veloce è il metodo *computazionale* indicato come *Fast Fourier Transform* (FFT). La FFT è veloce perché il numero di operazioni richieste per calcolare gli spettri di frequenza può essere notevolmente ridotto se il segmento di dati (N) utilizzato per l'analisi è limitato a una potenza di 2

- Se il segmento di dati non è una potenza di 2 abbastanza grande si usa il metodo *zero-padding* per passare alla potenza successiva (zero-padding significa aggiungere una stringa di zeri al segmento di dati, non importa dove viene aggiunta)
- Il secondo metodo è la *trasformata discreta di Fourier* (TDF) che può essere utilizzata quando la lunghezza del segnale non è una potenza di 2, ma a spese del tempo di calcolo
- La trasformata di Fourier tratta il segmento di dati come la realizzazione di un segnale periodico. Cioè il periodo  $T$  è la lunghezza del segmento di dati
- Limitando la lunghezza del segmento di dati a una potenza di 2 la FFT sta forzando il le sue armoniche per adattarsi al periodo  $T$  prescritto dalla lunghezza del segmento di dati
- Il problema è che il segmento di dati prescelto conterrà periodi di forma d'onda parziale. Se la FFT viene eseguita in questo periodo parziale, gli spettri conterranno componenti di falsa frequenza (perdita di frequenza dovuta alle finestre= *frequency leakage*)
- La perdita di frequenza può essere minimizzata dall'applicazione di una funzione di ponderazione della finestra (*window weighting function*) al segmento di dati prima che venga eseguita la FFT
- Esistono diverse funzioni di ponderazione, le finestre di Hamming e Hanning sono due esempi. Ogni finestra ha le sue caratteristiche prestazionali sulla frequenza degli spettri



In figura è riportato lo spettro di densità di potenza dell'EMG superficiale dei bicipiti. È stata calcolata la funzione PSD su una banda passata (10-500 Hz); il passaggio alto di 10 Hz si vede grazie all'assenza di potenza del segnale sotto questo punto.

Il problema è che piccole quantità di rumore nella rappresentazione del segnale provocano grandi errori nelle stime spettrali. Esistono diversi modi per ridurre la variabilità nelle stime:

- Un metodo è quello di dividere i dati in un numero di segmenti, calcolare lo spettro di potenza per ciascun segmento e poi prendere la media delle varie stime (metodo di Bartlett). Il limite principale è che le registrazioni EMG non hanno di solito una durata sufficiente per consentire alla finestra di dati di essere divisa in un numero di segmenti senza scendere a compromessi per quanto riguarda la risoluzione. Il problema di base in questo caso è l'inizio dell'affaticamento muscolare e della stazionarietà del segnale.
- Il metodo più usato nella pratica è quello del periodogramma di Welch: la finestra dei dati è divisa in segmenti separati e la stima spettrale è calcolata dalle onde che si sovrappongono ai segmenti

adiacenti con una percentuale specifica, in genere 50%; le stime spettrali di potenza aggiuntive vengono quindi mediate. Ad esempio, se la finestra utilizzata per l'analisi è divisa in 3 segmenti di dati e lo spettro di potenza viene calcolato con una sovrapposizione del 50%, sono disponibili 5 stime dello spettro di potenza per la media. La divisione della finestra in segmenti di dati più piccoli può comportare una diminuzione della frequenza di risoluzione, ma il metodo di Welch consente un certo grado di media data la brevità delle finestre generalmente utilizzate nella pratica.

#### Misure ottenute dal PSD:

- Le funzioni PSD di diversi gruppi muscolari condividono tutte la stessa forma di base, che è generalmente correlata alla forma dei MUAP sottostanti
- La principale differenza tra i diversi gruppi muscolari è la larghezza di banda del segnale, che è relazionata alla fisiologia del muscolo
- Queste proprietà includono la percentuale di MVC su cui vengono reclutate le unità motorie, il tasso massimo di attivazione, dimensioni dell'unità motore, lunghezze delle fibre muscolari, etc.
- Le registrazioni di superficie hanno una larghezza di banda ridotta rispetto all'EMG interno, a causa del filtraggio passo-basso del tessuto
- La funzione PSD del segnale EMG può essere caratterizzata da due parametri: *frequenza di potenza media* (MNF) e *frequenza di potenza mediana* (MDF).

$$TP = \sum_{k=0}^{\frac{N}{2}-1} PSD(k)$$

Prima è necessario calcolare la *potenza totale* (TP):

frequenze, N è la durata del periodo EMG. TP è considerato solo sulle frequenze positive della funzione PSD.

dove k è l'indice per le

#### MNF:

$$MNF = \frac{1}{TP} \sum_{k=0}^{\frac{N}{2}-1} (f(k) \cdot PSD(k))$$

la potenza alla quale si verifica la potenza media viene quindi calcolata :

#### MDF:

la frequenza alla quale si verifica la potenza mediana è definita come la frequenza che divide lo spettro di

$$0.5 = \frac{1}{TP} \sum_{k=0}^{MDF} PSD(k)$$

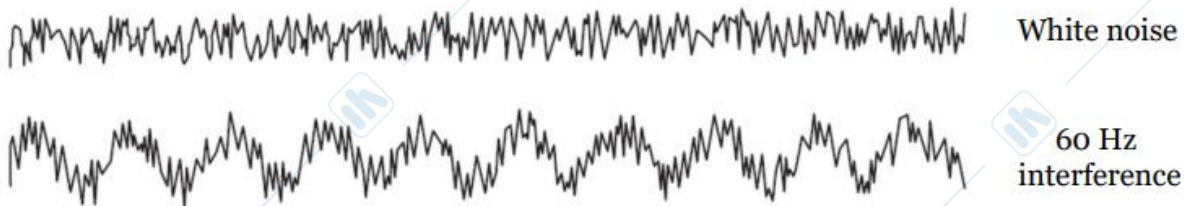
potenza in due parti di uguale potenza e può essere ottenuta con la formula:

Queste misure sono generalmente riportate insieme perché si ritiene che forniscano sia sovrapposizione che informazioni diverse rispetto al comportamento dell'unità motrice. È stato dimostrato che MNF e MDF sono sensibili alle caratteristiche delle fibre muscolari come la velocità di conduzione. È anche possibile che queste misure riflettano l'attivazione dell'unità motrice come reclutamento di unità motorie e codifica dei tassi.

#### Contaminazione da rumore:

- Includere sempre una finestra di dati minima di 500 ms prima e dopo la contrazione muscolare per documentare l'entità dell'attività di base

- La contaminazione da rumore è più evidente nell'attività di base quando il muscolo è a riposo
- La contaminazione da rumore viene quindi sovrapposta all'attività di base e proviene da due fonti di base: *rumore intrinseco*, *interferenza*.



#### Media del segnale:

- Il rumore intrinseco non può essere ridotto di schermatura o con una messa a terra accurata come viene fatto con le interferenze
- La media del segnale è il modo più semplice per migliorare la qualità del segnale, se questo è contaminato da rumore gaussiano

#### Contaminazione da ECG:

- La forma più problematica di contaminazione per gli EMG di superficie ottenuti da registrazioni fatte sui muscoli attorno al busto, è quella dovuta all'attività elettrica del cuore (attività elettrocardiografica ECG)
- Fortunatamente l'impatto della contaminazione dell'ECG diminuisce all'aumentare dell'intensità della contrazione muscolare
- L'ECG costituisce un decimo della potenza totale del segnale durante un MVC del 20%
- Vi è quindi una drastica riduzione al centesimo della potenza totale del segnale per MVC del 100%.

1