

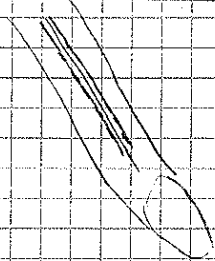
IL SEGNALE EMG

Segnale dei motoneuroni che finisce alle unità motorie.

Le fibre muscolari collegate allo stesso motoneurone si chiamano UNITÀ MOTORIE e si contraggono contemporaneamente.

Il segnale emg è la raccolta dei potenziali che viaggiano sulle fibre muscolari ^{la contrazione} causando

- tecnica di superficie: elettrodi sulla pelle
- prelievo invasivo ad ago → permette di superare la barriera cutanea → rapporto SNR alto



elettrodi invasivi: cavetto conduttore dal diametro di pochi μm
ricoperto da uno strato isolante di teflon → è schermato dall'ambiente esterno.
→ con lo strato scoperto dal teflon è un elettrodo

lo mette all'interno di un ago cannula → immerso nel muscolo ed estraggo l'ago cannula

→ ago - cannula: $60 \mu\text{m}$ - a stanno molti elettrodi nello stesso ago

per evitare di stirare/ferire anche l'elettrodo, si fa un'incisione in punta

→ sono molto fragili da usare. l'unico caso è che devono essere steruati



⇒ variare la distanza in cui gratta via il teflon: dai capi perché senso si costruiscono

per sfidarsi alla fine l'ago: o lo punto si spezza o strappa le fibre

Ogni unità motoria è diversa dall'altra, n° diverso, tipi diversi (metabolismo aerobico ^{→ ossido riduzione del gluc} / fibre rosse / fibre bianche)
met. anaerobico → scindono il glucosio senza ossigeno → essi

↳ fibre bianche: più grosse, + forti e + veloci
il punto d'immersione è diverso ⇒ si generano potenziali diversi

↳ schematizzati come sistemi LTI con risposte all'impulso diverse

Il segnale generato è dato dalla somma di singoli potenziali diversi e casuali →

→ il segnale emg è un processo casuale

Sistema di prelievo → filtro il segnale + rumore ⇒ in uscita: segnale emg.

guinzone neuromuscolare = punto in cui l'assone immerva il muscolo

↳ il potenziale si propaga lungo la fibra nei due versi (con polarità invertita)

se gli elettrodi sono vicini al guinzone, il potenziale che misura non è ottenuto

La distanza interelettrodica influenza il segnale → volume di prelievo

I tessuti sono una specie di isolante (soprattutto il grasso) → introducono un f.d.t. come anche gli elettrodi → caratteristiche di variabilità

Non è possibile fare emg di superficie di muscoli profondi → i tessuti in mezzo fanno tutto possibile → fino a qualche centimetro di profondità

Segnale di interferenza = tanti potenziali che si sommano → somma spazio-temporale dei potenziali d'azione delle u.m.

il problema è che il n° e il tipo di u.m. attive dipende dalla forza → è un meccanismo sconosciuto del sistema nervoso centrale. Inoltre ogni persona usa strategie diverse → intelligenza motoria.

P: il n° di u.m. attive è funzione della forza e del volume di prelievo

Lo spettro del segnale emg dipende da R → sistema di prelievo (cf d.t. che dipende dalla distanza ^{intelligenza})

→ il SNC può scegliere di sincronizzare le u.m. ⇒ $q = n^\circ$ di MUAP correlati

↳ le u.m. si attivano a tempistiche diverse: movimenti d'alta, bassa (smooth)

per fare movimenti di potenza, si sincronizzano le u.m.
↳ non è piatto

emg → processo casuale stocastico gaussiano coerente con contrazione volontaria (isometrica o forza costante)

⇒ solo se la contrazione è isometrica o forza costante il processo è stazionario.

↳ se varia la forza variano le u.m. reclutate
↳ se varia la lunghezza varia il volume di prelievo

I muscoli possono essere stimolati elettricamente → non volontario

potenziali d'azione attivano con tempistiche uguali per tutti → in questo caso il segnale misurato

è un segnale deterministico, periodico (ad ogni impulso di stimolazione misuro uno stesso segnale ed identico)

↳ scopo diagnostico per valutare es. distrofie muscolari o anche terapeutico es. per paraplegia (stimolando un asse, i potenziali vanno al muscolo che innerva il piede ⇒ può camminare)

MANIFESTAZIONI ELETTRICHE DI FATICA MUSCOLARE LOCALIZZATA

- dopo un po' di forza (ad es.) ha un crollo verticale → punto di vista meccanico
- il sistema neuro-muscolare cambia le prestazioni immediatamente (per far scendere meno)
- ↳ fenomeno di fatica che inizia subito e arriva ad un certo punto di failure point meccanico

FATICA MUSCOLARE: ci sono queste tre componenti

- quella a carico del muscolo: quando non si riescono a smaltire i prodotti di scarto
↳ fatica muscolare localizzata
- fatica centrale (SNC) → si modifica al superarsi di un fenomeno ripetuto
↳ non è a carico del muscolo, ma del sistema nervoso centrale
- esaurimento della giunzione neuromuscolare (molto raro) → non c'è + neurotrasmettitore (patologie neurodegenerative o distrofie muscolari)

↳ stimolando elettricamente dall'esterno si elimina la componente del SNC

H⁺ + lattato
→ acido lattico
↓
a uomo che si recupera

Il potenziale d'azione di una u.m. varia di valore di molti effetti/parametri del muscolo

- detto trasduttore: non cambia nel tempo
- zona di depolarizzazione delle fibre muscolari: non cambia (isometrico)
- velocità di conduzione delle fibre muscolari → diminuisce non meno che il muscolo si affatica
 - se il SNC varia il reclutamento, cambia il n° di fibre e quindi la velocità di conduzione
 - nel muscolo si producono sostanze di scarto: ioni H⁺ e lattato che hanno ad occupare gli spazi interstiziali → diffondono nel sangue. Ma in caso di contrazione il flusso ematico è molto ridotto (pressione elevata), perciò gli ioni H⁺ vanno e ristano il pH molto basso crea un campo elettrico dello stesso segno presente che rallenta la propagazione del potenziale d'azione → diminuisce la velocità di conduzione

Dove è posizionato la giunzione neuromuscolare influisce sull'EMG

23-09-2017

Il grasso è un fetro passivo con la frequenza di taglio legata alla spessore

Durante la contrazione cambia la velocità di conduzione delle fibre:

• livello di sforzo \rightarrow cambia il flusso ematico, e la temperatura

\rightarrow fibre di tipo diverso: diametro delle fibre

• metabolismo: prodotti di scarto (ioni H^+) \rightarrow non vengono eliminati

\rightarrow si crea un pH e un campo elettrico che rallenta i potenziali

Si produce lattato \rightarrow acido lattico (dove si accumula è faticato \rightarrow a un tempo)

\rightarrow si può misurare la fatica muscolare misurando il lattato (con un ago)

Quando c'è fatica muscolare:

• se non c'è un feed-back visivo non si riesce a fare una contrazione a forza costante

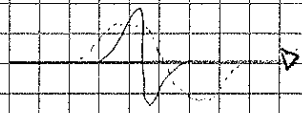
\rightarrow quando vedi che non riesce + a recuperare, non si cresce di botta: si prova sempre

a recuperare (il SNC ci prova, vede che non ce la fa, cambia strategia e ci riprova)

\rightarrow prendendo un brano di segnale ad istanti diversi e facendo la D.S.P. si osserva

che lo spettro si comprime verso le basse frequenze quando c'è fatica muscolare (anche se la forza è ancora costante) \rightarrow è cambiato la velocità di conduzione, il segnale

emg che osserviamo è + lento, perciò è + dilatato



Dato che il segnale è casuale, bisogna fare un ragionamento

di tipo statistico. Questo esperimento deve essere con contrazione ISOMETRICA A FORZA COSTANTE

(isometrico: varia la lunghezza del muscolo \rightarrow varia la geometria; forza cost: variano le fibre reclutate)

Parametri:

$P(f)$

• relativi allo spettro \rightarrow frequenza media (MNF) = momento statistico di ordine 1 = baricentro

\rightarrow frequenza mediana (MDF)

durante una contrazione diminuiscono nel tempo (lo spettro si sposta a basse freq.)

momento statistico di ordine 1: $m = \int_{-\infty}^{+\infty} x \cdot f(x) dx$

$$\rightarrow MNF = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} f \cdot P(f) df}{\int_{-\infty}^{+\infty} P(f) df}$$

caso solito della funzione densità di probabilità ha da

bisogno di normalizzare rispetto alla potenza complessiva del segnale

MATLAB:
 [] P
 [] f

$$MNF = \text{sum}(f * P) / \text{sum}(P)$$

frequenza mediana = valore di freq. per cui l'area a sinistra è uguale all'area destra

(la mediana non è mai unica, dipende da come lo si calcola)

MATLAB: A = sum(P); F=0; i=1;

i = i + 1;

while F <= 0

end

if sum(P(1:i)) >= A/2; MDF = f(i) oppure f(i-1)

F = A;

end

• nel dominio del tempo: \rightarrow valore rettificato medio (ARV)

\hookrightarrow valore efficace (RMS) root mean square

$$ARV = \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)| dt$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt}$$

se $x(t)$ è un processo casuale: $RMS \equiv$ DEVIAZIONE STANDARD

questo valore di complessività $\rightarrow \frac{5}{\sqrt{2}} [\text{std}(x)] \rightarrow$ per contrazioni volontarie

Crescono nel tempo: quando si dilata il potenziale, normalmente l'ampiezza rimane uguale \rightarrow area maggiore (dipende però da molti fattori sperimentali)

\Rightarrow per le contrazioni volontarie l'andamento di questi parametri è + variabile, ci sono più oscillazioni (variabilità del SNC)

Quando la freq. si abbassa, lo probabilità che i potenziali si sommino aumento (forse non meno che la contrazione aumento il SNC sincronizza le unità motrici)

• velocità di conduzione (CV)

\hookrightarrow per calcolo serve un prelievo doppio differenziale:

- il volume di prelievo è diverso (maggiore)
- diminuisce il disturbo di modo comune (CMRR più alto)

il volume di prelievo di DD1 è diverso da DD2 \rightarrow i due segnali non sono uguali (maestre dove sono le guarnizioni neuromuscolari inattive, e lo strato sottocutaneo vivo.)

Però dobbiamo metterci in quelle condizioni in cui DD1 e DD2 sono simili (con un ritardo)

\rightarrow DD1 viene un po' prima di DD2: se ipotizziamo che sono uguali si può parlare di ritardo misuriamo il ritardo τ (es. tra due picchi): $CV = \frac{d}{\tau}$ d = distanza interelettrodi

\hookrightarrow per calcolare la velocità di conduzione se tecniche si basano quasi tutte sulla misura di un ritardo è difficile misurare il tempo \rightarrow è + facile misurare una frequenza.

l'incertezza con cui si misura τ è l'incertezza di CV: $d \approx 10 \text{ mm} \rightarrow \tau = 2.5 \text{ ms}$
 $CV \approx 4 \text{ m/s}$
 (es. se scoglio a misurare $\tau = 2.6 \text{ ms} \rightarrow CV = 3.8 \text{ m/s}$ sotto $3.7 - 3.8 \text{ m/s}$ è patologico)

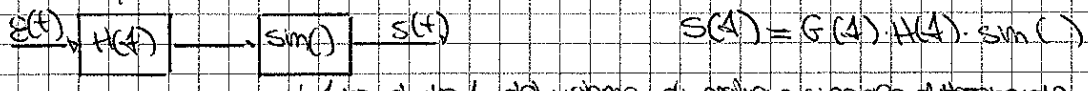
26-04-2012

Quando si ha un prelievo doppio differenziale di questo tipo, in uscita si hanno due segnali doppio differenziali e almeno uno singolo differenziale \hookrightarrow si usano solo per la velocità di conduzione

Tecniche per calcolare la velocità di conduzione \rightarrow misurare un ritardo, un tempo

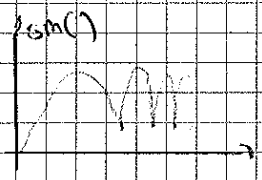
• SPECTRAL "DIB": unico tecnico che usa il segnale singolo differenziale (pezzi spettrali)

funzione di trasferimento del sistema



$$S(f) = G(f) \cdot H(f) \cdot \sin(\dots)$$

funz. di transf. del sistema di prelievo singolo differenziale



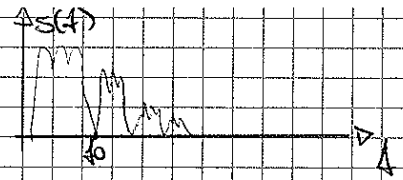
$\sin(\frac{\pi f d}{v})$ ci son degli zeri di trasmissione

velocità di propagazione dei potenziali sulla fibra: CV

La sono degli zeri di trasmissione anche nella $S(f)$

Se misuro la frequenza in cui si annulla

$$\sin \frac{\pi f d}{v} = 0 \quad \frac{\pi f d}{v} = \pi \quad v = f_0 d$$



Ma, nello pratico questo tecnico non funziona:

- con $v = 4 \text{ m/s}$, $d = 10 \text{ mm} \rightarrow f_0 = 600 \text{ Hz}$ sono fuori banda, a quella frequenza lo spettro è già quasi tutto nullo. Per ridurre la freq. posso aumentare $d \rightarrow$ non è pratico muoverci + cost., bambini...
- si fa molta fatica a trovare $f_0 \rightarrow$ c'è troppa variabilità (inconsistenza): possono esserci degli zeri casuali

\Rightarrow non si utilizza

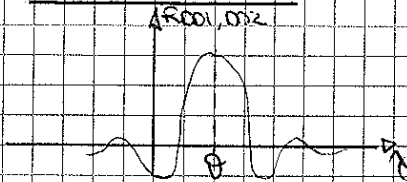
• ZERO CROSSING

cerco di individuare due punti comuni sui due segnali e ne misuro il ritardo. Come punto di uso è l'attraversamento dello zero.

Problemi:

- riconoscere lo zero: si usa anche la pendenza (zero crescente o decrescente)
 - \hookrightarrow con interpolazione si cerca di estrapolare il punto esatto (non sarà un mio campione, ma un piccolo errore può essere clinicamente rilevante)
 - \hookrightarrow non garantisce delle prestazioni clinicamente adatte
- rumore: se il rumore è stato un po' è curvo \rightarrow non funziona più (sotto 15dB)

• CROSS-CORRELAZIONE



Prendo i due segnali, calcolo la funzione di cross-correlazione, trovo il massimo \rightarrow calcolo il ritardo θ corrispondente e

$$v = \frac{d}{\theta}$$

Problemi:

- rumore \rightarrow i due segnali non sono uguali: potrebbe anche non esserci un massimo (all'aumentare del rumore il massimo si minuisce)
- risoluzione: θ deve essere misurato con una certa accuratezza (di max $\pm 10 \mu\text{s}$) per non commettere errori di valutazione
 - \hookrightarrow la risoluzione che ottengo è l'inverso della freq. di campionamento
 - $f_c = 1 \text{ kHz} \rightarrow \theta \pm 1 \text{ ms}$ è troppo alto
 - l'unica soluzione è aumentare la freq. di campionamento \rightarrow sovracampionare (si aumenta lo spazio in memoria occupato, si complica + rumore)

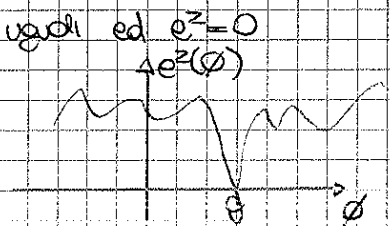
\rightarrow nello pratico si usa, facendo sempre interpolazione intorno al massimo

\hookrightarrow ma è sempre finto, dipende dalla funzione che si usa

• SPECTRAL MATCHING

segnale $x_1(t) \rightarrow X_1(f)$ e $x_2 \approx x_1(t+\theta) \rightarrow X_2(f)$

calcolo l'errore quadratico medio tra il segnale x_1 ritardato e il segnale x_2 originale \rightarrow per ogni valore di θ (ritardo). Quando lo calcolo per $\theta = -\theta$ i due segnali sono uguali ed $e^2 = 0$



θ è il valore per cui si minimizza l'errore quadratico medio. L'accuratezza con cui calcolo θ è sempre $1/4c$

Allora definiamo l'errore quadratico medio nel dominio della frequenza \rightarrow per il teorema di Parseval lo stesso quantità minimizzato entombe (non sono lo stesso funzionale)

È vantaggio è che il spetto è una quantità continua \rightarrow posso scegliere la l'accuratezza (ho una risoluzione teoricamente infinita)

[obiamo già usata con la routine delay]

Il costo da un certo valore, segue la direzione con decisa ^{positiva} decrescente]

Problema: rischio di andare a finire in minimi relativi

\rightarrow per risolvere pratico che questo valore massimizza la funzione di cross-correlazione (se prendo x_1 e lo ritardo di θ pratico che ci sia un massimo in zero)

\rightarrow calcolo il coefficiente di correlazione: se è superiore a 0.7 circa ho un minimo assoluto (se non riesco a trovare il minimo assoluto significa che probabilmente il SNR è basso)

Soffre quindi cmq del problema del rumore

• FASE DELLA FUNZIONE DI TRASFERIMENTO

Non si usa dal punto di vista pratico

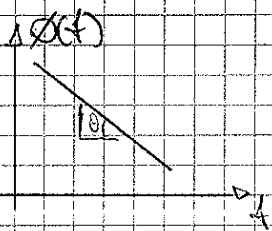
$x_1(t)$ e $x_2(t) = x_1(t+\theta)$

$x_1(f) \xrightarrow{H(f)} x_2(f)$

L'è un filtro RITARDATEUR puro

la fase del RITARDATEUR è lineare (l'è costante è 1)

$\phi(f) = a \cdot f + b$ con $a = \theta$



Non è molto comodo perché è un po' complicato fare i calcoli

FATIGUE PLOT: riassumo l'info dei vari parametri \rightarrow riportano normalmente un parametro spettrale, un tempo, e la cv (vale sempre da 1 e mostra la variazione in percentuale (normalizzati al primo valore))

\rightarrow distrofio muscolare: le fibre muscolari muoiono (mangiato dai macrofagi) e vengono sostituiti da tessuto adiposo

[per contrazioni stimolate si usano i potenziali e si fa lo medio perché sono un segnale periodico]