

ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

Carlos García Moreira

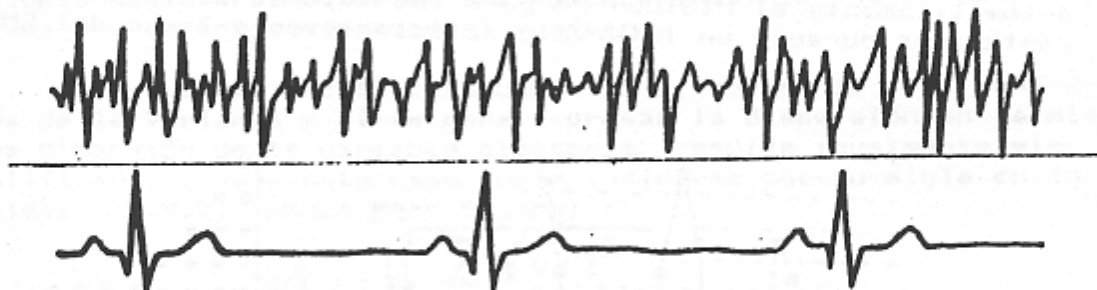
Lab. Biofísica - Dpto. Física - Fac. Ciencias
Div. Estud. Posgrado - Fac. Odontología
U.N.A.M.

En las exposiciones precedentes se han presentado los conceptos básicos del muestreo analógico-a-digital de una señal fisiológica, así como de la representación de la información contenida en dicha señal sobre un espacio adecuado para ser más fácilmente visualizable y/o interpretable que la señal original

Por lo tanto, en la presente exposición se dará preferencia a los aspectos operativos de aquellos para el caso concreto del Electro-Mio-Grama, enfatizando una presentación fenomenológica, que resulte más familiar para quienes provienen de alguna de las disciplinas médico-biológicas.

El Electro-Mio-Grama (EMG) es un registro de la actividad eléctrica de un músculo, captada desde el propio interior de este (mediante aguja enclavada), o bien desde la superficie de la piel (mediante discos unidos a esta con pasta conductora).

Como muestra la figura, el EMG posee morfología compleja e impredecible para un instante dado, aunque exhibe cierta regularidad estadística cuando se considera un intervalo prolongado. Por el contrario, el Electro-Cardio-Grama, que también se muestra en la misma figura, pero con escala de tiempo 10 veces más lenta, exhibe notable regularidad.



Se trata entonces de una SEÑAL ALEATORIA ('al azar'), lo que suele denominarse un "ruido", aunque preferimos reservar este término para referirnos a la contaminación ajena al fenómeno en estudio (sea esta aleatoria o no). Por lo tanto, no es posible enunciar una ecuación matemática para predecir el valor que presentará el EMG en un instante dado.

- En cambio el Electro-Cardio-Grama (ECG) o bien la onda de pulso pueden considerarse casi como SEÑALES DETERMINISTICAS, para las que puede preverse el valor en un instante dado, por medio de una ecuación.

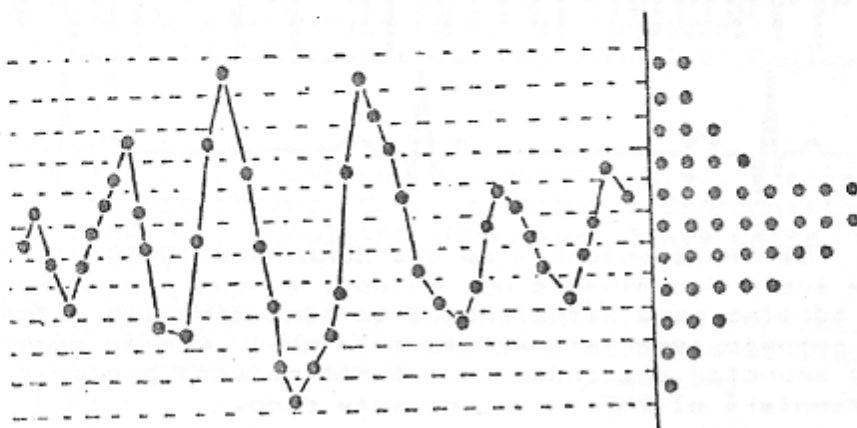
En efecto, si en el ECG está ocurriendo una onda 'Q', podemos predecir mediante una ecuación determinada en base a los ciclos previos, cómo serán las siguientes ondas ('R', 'S', ...)

Para estudiar las Señales Aleatorias es forzoso entonces recurrir a procedimientos estadísticos, que nos permitan expresar la regularidad que existe al considerar muchas muestras de la señal, pese a que los valores particulares de esta para instantes dados en particular sean impredecibles.

Existen dos regularidades: una en la dimensión del Voltaje y otra en la dimensión del Tiempo. Para describir a cada una de éstas se utiliza un procedimiento estadístico diferente.

DESCRIPCION DEL ELECTROMIOGRAMA EN LA DIMENSION DEL VOLTAJE

Describimos la regularidad estadística del EMG dentro de la dimensión del Voltaje mediante la DISTRIBUCION DE FRECUENCIAS PARA EL VOLTAJE, misma que se obtiene directamente contando el número de muestras de señal (pertenecientes a un intervalo largo de registro) que ocurren en cada una de las clases en que arbitrariamente dividamos el rango de Voltajes de la señal (ver figura). Por lo tanto, se trata simplemente de construir automáticamente el HISTOGRAMA para los valores de las muestras capturadas durante un intervalo suficientemente largo del EMG.



Se comprueba que, si bien los segmentos diferentes de un mismo EMG tienen formas que varían al azar, los histogramas contruídos a partir de ellos son muy parecidos; o sea: que la tendencia estadística se mantiene, independientemente de la fluctuación aleatoria de los valores instantáneos. Aunque este comportamiento estacionario sólo se observa durante intervalos breves, cuando todavía no sobreviene la fatiga muscular.



Para describir a la distribución de frecuencias de los valores del Voltaje debemos usar tres medidas:

- PROMEDIO, para indicar la tendencia a ocurrir ciertos valores más frecuentemente
- VARIANZA, para indicar la variación de los datos instantáneos respecto al promedio.
- CURTOSIS, para indicar el grado de simetría en torno al promedio.

En el caso del EMG las cosas se simplifican bastante, porque la distribución es simétrica (curtosis nula) y el promedio vale cero (se trata de una corriente alterna) (ver figura). Además, observando la conocida ecuación de la VARIANZA:

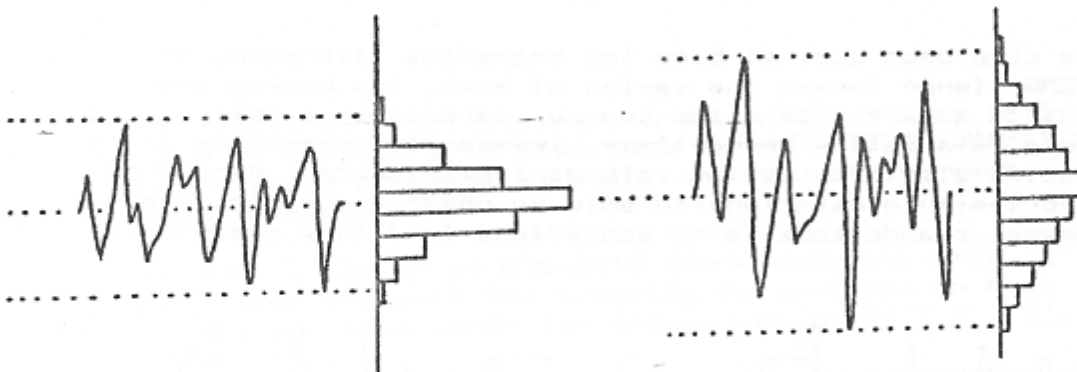
$$s^2 = \frac{\sum (v_i - \bar{v})^2}{N}$$

vemos que si el Promedio (\bar{v}) vale cero, ésta se reduce a la simple media aritmética de los valores instantáneos de señal, - cada uno de estos elevados al cuadrado.

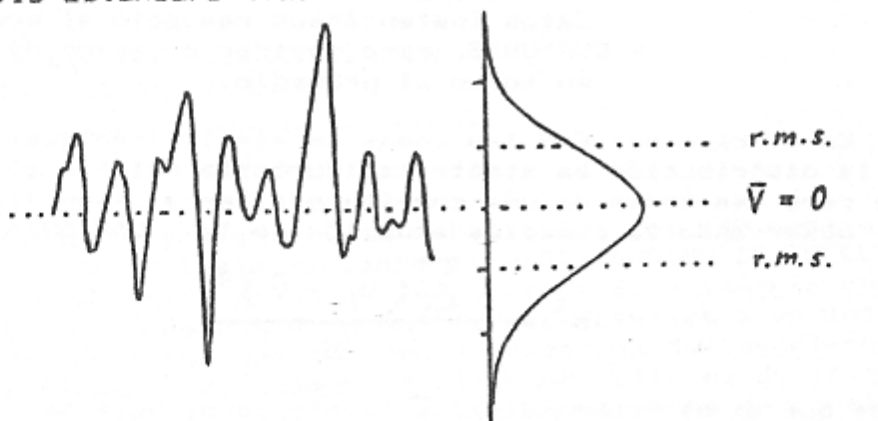
A su vez el DESVIO ESTANDARD (S), que es la raíz cuadrada de la Varianza y sirve para expresar la dispersión en la misma dimensión de la variable aleatoria, resulta igualmente simplificado, y para este caso suele indicarse por su sigla en inglés: 'R.M.S.' (Root Mean Square):

$$\text{R.M.S.} = \sqrt{\frac{\sum (v_i)^2}{N}}$$

Como ilustra la figura de la página siguiente, una mayor actividad eléctrica del músculo se expresa por un mayor Desvío Estándar (R.M.S.), pero el Promedio no cambia, pues continúa valiendo cero.



Un refinamiento de la descripción estadística de la señal aleatoria consiste en ajustar un modelo matemático de distribución de frecuencias al histograma calculado con los datos experimentales. Dicho modelo es el de GAUSS, o distribución normal, que corresponde a una envolvente de histograma con forma de campana simétrica, con eje de simetría en el valor del Promedio y puntos de inflexión separados de este por una distancia igual al Desvío Estándar (valor 'R.M.S.')



El Modelo Normal corresponde a la siguiente ecuación para predecir la Densidad Frecuencia Relativa (DF(V)) con que han de ocurrir muestras de señal que tengan un valor dado (V):

$$DF(V) = \frac{1}{S \sqrt{2 \cdot \pi}} \cdot \exp \left[\frac{1}{2} \cdot \left(\frac{\bar{V}}{S} \right)^2 \right]$$

En esta ecuación únicamente figura como parámetro el Desvío Estándar (S), de modo que, una vez calculado este sobre un segmento largo del EMG, el ajuste del modelo normal para la distribución de frecuencias experimental resulta muy sencillo.

Pero es fundamental reparar en que se trata de una descripción matemática para el comportamiento de un gran número de valores instantáneos del EMG, y que de ninguna manera se refiere

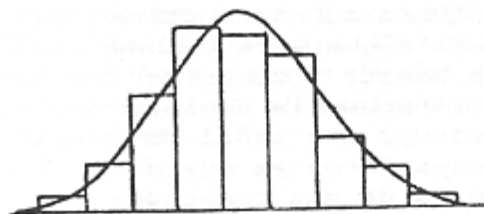
al valor de la señal en un solo instante dado, que es impredecible en virtud de su naturaleza aleatoria.

Para evaluar la BONDAD DEL AJUSTE del modelo respecto a la distribución experimental de frecuencias de voltajes instantáneos, podemos utilizar la medida constituida por la sumatoria de las discrepancias relativas teórico-experimentales para cada una de las clases consideradas:

$$\text{Discrepancia Ponderada Total} = \sum \frac{(\text{Frec. teórica} - \text{Frec. experim.})^2}{\text{Frec. teórica}}$$

Estas discrepancias corresponden en la figura adjunta a las distancias que separan las alturas del histograma en cada clase, del valor de ordenada de la curva normal ajustada para el valor de abscisa central de esa clase.

Por lo general, el modelo normal se ajusta muy bien para el EMG.



La significación estadística del valor hallado para esta Discrepancia Total se evalúa mediante la distribución "Chi-cuadrado", con un número de grados de libertad igual al de clases de Voltaje consideradas menos uno.

DESCRIPCION DEL ELECTROMIOGRAMA EN LA DIMENSION DEL TIEMPO

La simple observación visual del EMG permite reconocer cierta regularidad: se presentan ondas de duración más o menos parecida a intervalos que se parecen algo . . . aunque todo esto fluctúa de manera azarosa.

Existen dos formas equivalentes de caracterizar esta regularidad estadística de la secuencia con que ocurren muestras de voltaje iguales en valor y signo: la la FUNCION DE AUTO-CORRELACION y el ESPECTRO DE FRECUENCIAS.

La primera describe a la secuencia de la señal en el mismo dominio del tiempo, y por lo tanto su cálculo es mas sencillo de visualizar, pero su significado fisiológico es menos evidente.

Por el contrario, el ESPECTRO DE FRECUENCIAS es menos directo de visualizar en cuanto a su modo de cálculo, pero su significado fisiológico es mucho más claro, por lo que resulta preferible.

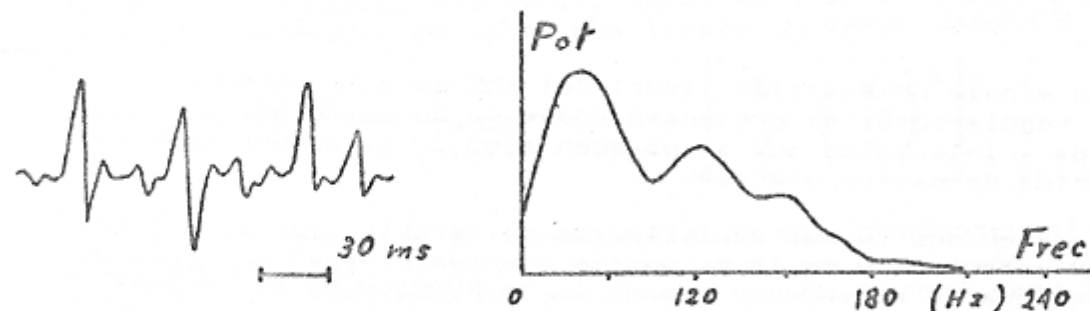
Ambas representaciones compactadas del EMG se hallan conectadas entre sí por sendas operaciones matemáticas que se denominan TRANSFORMADA DIRECTA E INVERSA DE FOURIER, de modo que habiendo calculado la función de auto-correlación, se puede obtener el espectro de frecuencias o viceversa.

El concepto matemático central del análisis espectral es que toda señal periódica puede ser construída por suma algebraica de una serie de funciones sinusoidales; cada una de frecuencia múltiplo (serie armónica), en proporciones particulares siendo la primera igual a la frecuencia más baja presente en la señal.

El esquema ajunto muestra que por suma algebraica de una frecuencia básica y su primer armónico (frecuencia doble), ya se construye una señal resultante cuya forma es muy diferente de la de sus componentes sinusoidales.

Generalizando este concepto, podemos admitir que la señal del EMG también queda sintetizada por una serie armónica, aunque como su complejidad morfológica es mayor, también lo es su espectro.

En la figura siguiente podemos ver que, en efecto, el espectro de un EMG captado desde la superficie cutánea contiene frecuencias componentes significativas que van desde los 10 hasta los 250 (Hz) (Hertz : ciclos/segundo) :



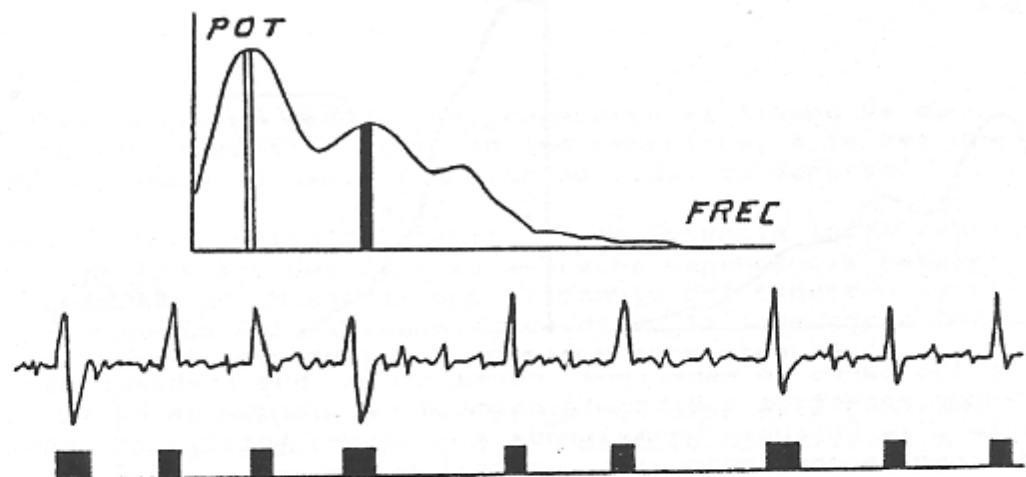
El pico espectral que ocurre a la frecuencia más baja (en torno a los 40 Hz) corresponde a la frecuencia de descarga de las moto-neuronas que controlan de manera prioritaria la activación del músculo.

Los picos espectrales a frecuencias mayores, corresponden a la forma de las espigas, que a su vez está determinada por la velocidad de conducción del frente de excitación a lo largo de las fibras musculares.

Una idea aproximada de esto último se puede obtener considerando que si las espigas exhiben una duración en torno a 10 mili-segundos, entonces debe existir un componente espectral de "alta" frecuencia: $\text{Frec} = 1 / 0.010 = 100 \text{ (Hz)}$ y si las espigas están espaciadas por intervalos en torno a 25 mili-segundos, también debe existir un componente espectral de "baja" frecuencia: $\text{Frec} = 1 / 0.025 = 40 \text{ (Hz)}$

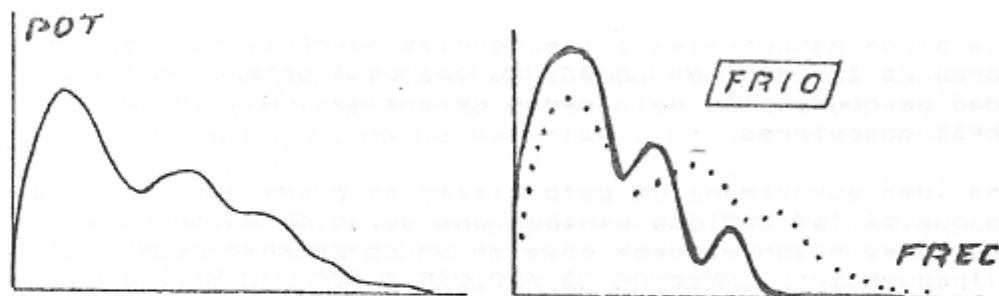
Dado que uno y otro factor a su vez fluctúan al azar en torno a su valor medio, se generan los picos espectrales (bandas) vistos en la figura, en vez de solamente una raya espectral por cada uno de los factores.

Esto mismo aparece expresado en la figura siguiente, donde la distancia entre espigas fluctúa en torno a un valor de intervalo que corresponde al período de la frecuencia indicada -- por la banda blanca. Mientras que la duración de las espigas fluctúa en torno a un valor que corresponde al período para la frecuencia indicada por la banda negra:



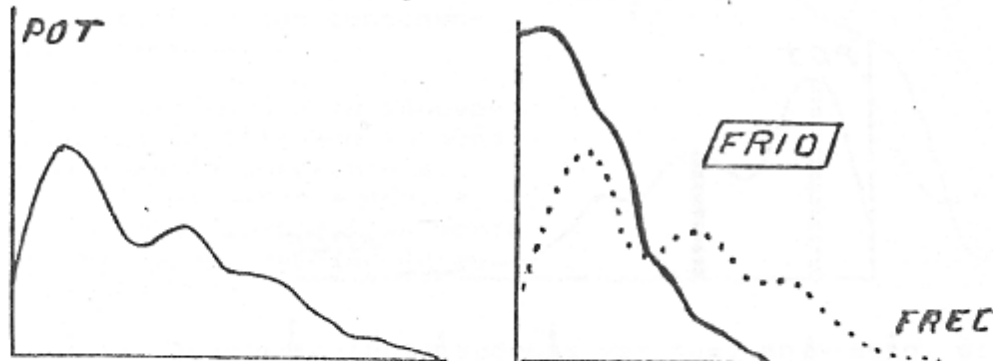
Los cambios en las condiciones de operación del centro nervioso que controla al músculo, o bien en la operación de las -- propias fibras de este último, habrán de expresarse en cambios característicos en el espectro del EMG.

Así, por ejemplo, cuando se enfría al músculo, disminuye la velocidad de conducción de la excitación a lo largo de las células musculares, y esto determina que las espigas duren más tiempo, por lo que los picos espectrales altos se desplazan hacia frecuencias más bajas (ver figura en página siguiente).



En el caso aquí ilustrado, el pico espectral de baja frecuencia se ha modificado muy poco, lo que indica que el ritmo de actividad del centro nervioso no ha cambiado sustancialmente. Pero, sucede por lo general que este ritmo se adapte a los cambios de operación que están ocurriendo en la periferia, a nivel del músculo.

En efecto, como al enfriarse las células musculares realizan fuerza durante más tiempo, por lo cual su acción mecánica es mayor, pero también se compromete más su recuperación, el centro nervioso reduce el ritmo con que las activa. Esto se expresa por un corrimiento del pico en las bajas frecuencias, que se asocia al corrimiento ya descrito, producido por el entretardamiento de la propagación excitatoria:



En los pares de espectros 'normal-frío' que acabamos de ver, ambos espectros exhiben la misma área, porque se ha representado la Potencia Normalizada a un mismo total. Sin embargo, como veremos enseguida, en realidad ocurre también un cambio de la Potencia Total.

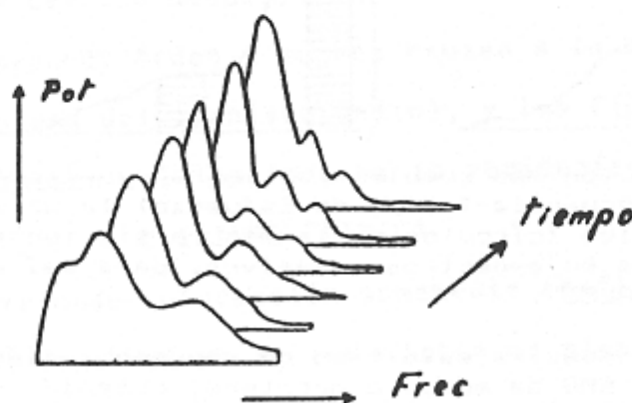
INTERACCION ENTRE LA DESCRIPCION DEL EMG SOBRE LA DIMENSION DEL VOLTAJE Y LA DEL TIEMPO

Los cambios morfológicos que sobrevienen dentro del EMG durante la fatiga muscular ofrecen una buena oportunidad para revisar este aspecto.

En efecto, durante la fatiga muscular, el cambio metabó-

lico intra-celular produce un enlentecimiento de la conducción por lo que se desplazan hacia frecuencias menores los picos altos del espectro de frecuencias, pero a la vez, debido a que cada señal elemental dura más tiempo y además hay un cambio de la impedancia tisular, aumenta la amplitud del EMG, esto hace que la Potencia Total (Área del Espectro) sea mayor.

Este cambio simultáneo del EMG sobre las dimensiones de Voltaje y de Tiempo se visualiza yuxtaponiendo los espectros -- sin normalizar que se obtienen sobre intervalos sucesivos del registro:



Se observa que, a medida que transcurre el tiempo de esfuerzo muscular, aumenta el área de los Espectros, a la vez que sus picos se desplazan hacia frecuencias cada vez menores.

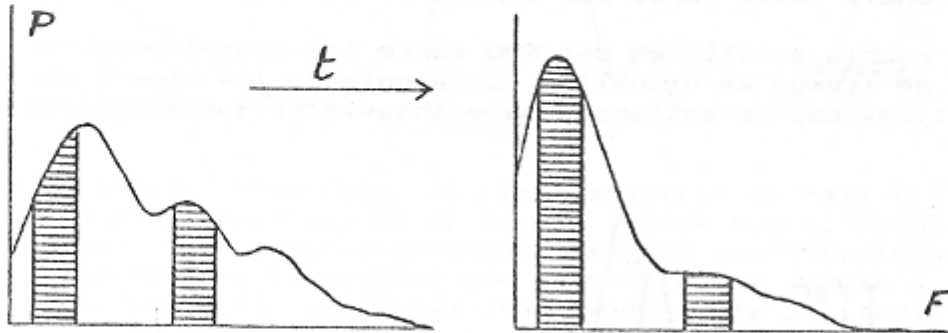
Pero la descripción del cambio de la Potencia Total resulta difícil de manejar, debido a su estrecha dependencia respecto de la impedancia. Mientras que el cambio del Espectro (aunque también depende del filtraje a través de la impedancia del complejo tejidos-electrodos) exhibe mayor consistencia.

Por ello, el estudio de la Fatiga Muscular está centrado en las modificaciones del Espectro de Potencia Normalizada, a medida que transcurre el esfuerzo.

DESCRIPCION DE LA MODIFICACION DEL ESPECTRO DE FRECUENCIAS A TRAVES DEL TIEMPO

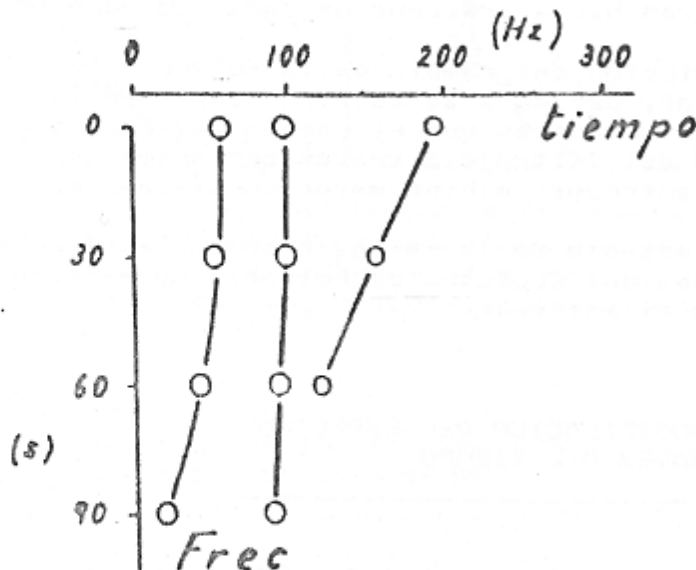
El cambio que sufre el espectro del EMG a medida que se va instalando la fatiga del músculo plantea de nuevo el problema de representar el cambio de un espectro, que ha sido tratado en exposiciones previas.

Como medida de la fatiga muscular relativa puede ser usada la relación entre áreas dentro de dos bandas de frecuencias del Espectro de Potencia Normalizada (y en esto se basan algunos instrumentos) :



Pero una información más completa se logra representando sobre el plano de (Frecuencia-Tiempo de Esfuerzo) la ubicación de los picos espectrales (círculos en la figura siguiente), y uniendo las posiciones en espectros sucesivos, para así obtener "TRAYECTORIAS ESPECTRALES".

La última figura muestra este tipo de representación aplicada a un registro de EMG de músculo masetero, obtenido sobre la mejilla, tal como estamos comenzando a utilizarlo en la División de Estudios de Posgrado de la Facultad de Odontología para evaluar algunos padecimientos y también el grado de adaptación al uso de aparatos intraorales para corregir la posición de los dientes.



vio motor o sensitivo.

Existen también de acuerdo a su tiempo de análisis a) latencia corta, b) latencia media, c) latencia tardía.

Con esta modalidad podemos seguir el trayecto de la conducción desde los cuerpos celulares de las fibras gruesas del sistema sensorial en las raíces de los ganglios dorsales; su viaje rostral ipsilateral por los cordones posteriores para hacer sinapsis en los núcleos dorsales de la unión cervico-medular.

Las fibras de segundo orden a su vez cruzan a la cara opuesta hasta el tálamo (sistema del lemnisco medio), y las fibras de tercer orden continua del tálamo a la corteza en la región fronto-parietal.

UTILIDAD CLINICA

Los PESS proporcionan información sumamente confiable acerca de la integridad de los componentes de los distintos plexos y de las raíces dorsales en lesiones traumáticas, degenerativas e infecciosas, utilizándose también como vigilancia en los procedimientos quirúrgicos específicos.

Han motivado también su utilidad en pacientes con mielodisplasias, mielopatías, esclerosis múltiple y lesiones espinales, siendo sumamente importante la estimulación segmentaria por dermatomas, lo que nos permite establecer un nivel de lesión anatómica. En este último grupo han encontrado una de las principales aplicaciones clínicas, ya que dan información acerca de la extensión de la función (Diagnóstico), el índice de cambios de la función medular (manejo) y datos predictivos de salida (pronóstico).

Durante la monitorización transoperatoria para aplicación de Barras de Luque o Harrington en escoliosis, cirugía muy empleada y con riesgo elevado de paraplegia post-operatoria, así, en la cirugía carotídea y aórtica para prevención y corrección de la isquemia espinal

trans-operatoria.

Junto con las otras modalidades constituyen un criterio definitivo en casos de coma y muerte cerebral.

CONCLUSION:

Los PE son estudios que proporcionan información confiable, objetiva y reproducible de los diferentes sistemas estudiados, lo que aunado a que son un estudio no invasivo, inocuo, no doloroso y relativamente rápido los hace una extensión precisa del examen clínico y cuando son adecuadamente indicados, realizados e interpretados, se convierten en una poderosísima herramienta en la medicina neurológica.

BIBLIOGRAFIA:

- 1.- BARNET A: Evoked potentials in handicaped children. Rev. Med. Child Neurol. 13:313-20, 1981.
- 2.- BORNSTEIN Y: The pattern evoked responses (VER) in optic neuritis. Arch. Clin. Exp. Ophtal 197:101. 1975.
- 3.- BROWN R.H.: Intraoperative monitoring of spinal cord function. Orthop. Clin. North. Am. 10:919-926. 1979.
- 4.- CELESIA C.G., DALY G: Visual E.E.G. computer analysis (VECA): a new electrophysiologic test for the diagnosis of the optic neural lesions. Neurology 27:637. 1977.
- 5.- COLLADO M.A.: Potenciales evocados. Act. Ped. Mex. 8,1:12-4. 1987
- 6.- COLLADO M.A.: Potenciales evocados somatosensoriales. Act. Ped. Mex. 8,1 : 18-21. 1987.
- 7.- CRACCO J.B., BOSH U.V.: Cerebral and espinal somatosensory evoked potentials in children with CNS degenerative disease. Electroenceph. Clin. Neurophysiol. 49: 437-45. 1980.
- 8.- CHIAPPA K. YOUNG R.R. : Short latency somatosensory evoked potentials following median nerve stimulation in patients with neurological lesion. In: J.E. Desmedt ed. Clinical Uses of cerebral brainstem and spinal somatosensory evoked potentials. Prog. Clin. Neurophysiol. 7:264-281. 1980.
- 9.- CHIAPPA K. Evoked potentials in clinical medicine (two parts). New Eng. Med. 306: 1140-49. 1982.
10. GARCIA B., COLLADO M.A. Potenciales evocados auditivos de tallo cerebral (PEATC) en recién nacidos y lactantes. Crit. ped. 5,21:81-2 1989.
11. SHORS J.T., ARY P.J.: P₁₀₀ amplitud variability of the pattern evoked potential. Electroenceph. Clin. Neurophysiol. 65:316-19 . 1986.