

HIPOTESIS PARA LA REHABILITACION NEUROMUSCULAR MEDIANTE BIOFEEDBACK-EMG

J. VICTORIA, J.M. PACHECO y A.A. PALOMERO

Universidad Politécnica de Canarias. Las Palmas
Centro Especial Ramón y Cajal. Madrid

INTRODUCCION

El mecanismo por el que se consigue el control sobre una determinada función fisiológica por medio de aprendizaje bioinformativo (biofeedback) es un tema bastante desconocido.

En el presente trabajo, y mediante los resultados obtenidos previamente por Palomero y col. (8) en el tratamiento con biofeedback-EMG de una miopatía relevante (distrofia muscular progresiva del tipo Duchenne), se plantea una hipótesis para la interpretación del mecanismo feedforward seguido para recuperar la actividad muscular, y se propone una formulación matemática para el seguimiento del aprendizaje.

Como es bien sabido, en los potenciales de unidad motora se distinguen las características de duración, amplitud y frecuencia. Esta última (número de veces que se repite el mismo potencial en la unidad de tiempo) es el parámetro a que nos vamos a referir en la presente modelización.

Los autores tienen en cuenta la frecuencia en registros de rutina. Ello es debido, por un lado, a la posibilidad de encontrar distintas unidades motoras superpuestas en el espacio. Así es posible cometer el error de atribuir por un potencial único dos o más, correspondientes a diferentes unidades, (3). De otro lado, el incremento de la frecuencia con la gradación de la contracción (sumación temporal) se considera un mecanismo de segundo orden, siendo el primer mecanismo de respuesta muscular el aumento del número de unidades motoras activadas (sumación espacial).

No obstante, el modelo que se propone en el último apartado se realiza en términos de frecuencia por varias razones, algunas de las cuales se analizan a continuación.

IMPORTANCIA DE LA FRECUENCIA ELECTROMIOGRAFICA

En primer lugar, se debe destacar que cuando el número de unidades motoras ha descendido por debajo de límites considerables (20-30 por 100 de la masa muscular habitual), el efecto de sumación temporal se hace evidente. Lo que quiere decir que en dichos estados patológicos y progresivos (neuropatías y miopatías) si es relevante la consideración de la frecuencia.

No se pretende resumir aquí toda la literatura concerniente al reclutamiento de unidades motoras, por lo que sólo se mencionan las situaciones correspondientes a los resultados utilizados.

Al registrar en la exploración habitual electromiográfica el patrón de máximo esfuerzo, un primer dato que se obtiene es una impresión cualitativa del estado anatomo-funcional del músculo en su conjunto. Algunos autores han expresado numéricamente esta funcionalidad con el uso del espectrómetro de frecuencias, aunque para la exploración de rutina es un medio excesivamente caro.

La interpretación, en términos de sumación temporal, de algunos de los resultados obtenidos mediante biofeedback-EMG de la distrofia Duchenne (8), confirma la hipótesis de Basmajian (1), según la cual el condicionamiento de unidades motoras es debido más a la inhibición selectiva de la actividad muscular necesaria, que a la activación de unidades motoras adicionales. Dichos resultados son, en consecuencia, útiles para la modelización que se pretende formular. Como se justificará más adelante, la exploración que se elige de (8) es la que corresponde al reposo post-máximo esfuerzo.

CONCLUSIONES SOBRE LA FUNCION DE TRANSFERENCIA

Además de las razones anteriores, si se tiene en cuenta que el resultado electromiográfico refleja el grado de activación de las unidades motoras, y se admite que tal activación está directamente relacionada con las señales aferentes que emanan de los husos musculares, entonces la importancia de la frecuencia resulta reforzada.

En efecto, las funciones de transferencia para el comportamiento dinámico de los husos musculares (spindles), tal y como ponen de manifiesto Borsellino et al. (2), son de la forma:

$$M(s) = ms / [(s+n f_{ij})^2 + (n f_{ij})^2], \quad [1]$$

donde f_{ij} se refiere a la componente de la frecuencia aferente. En el caso analizado en (2) resulta $m=1$ y $n=1,4 \pi$.

Dicha frecuencia, f_{ij} , se incrementa al incrementar la frecuencia eferente, f_0 (en las fibras gamma). También, depende de la longitud del músculo, X , según una relación logarítmica (4), y del estado de contracción de las fibras extrafusales, F (fuerza desarrollada por el músculo), de forma que una contracción de las fibras musculares resulta en una disminución de f_{ij} . En resumen,

$$f_{ij} = G(f_0, X, F), \quad [2]$$

o bien, descomponiendo la hipersuperficie G ,

$$f_1 = G_1(X, F), \quad [3a]$$

$$f_{ij} = G_2(f_1, f_0). \quad [3b]$$

Para una situación de reposo post-máximo esfuerzo, que es la que se toma en consideración de (8), se tiene $F=0$ y $X=cte$, con lo que [3a] queda reducida a constante, y de [3b] se tiene:

$$f_{ij} = K_0 \Delta f_0,$$

donde K_0 , coeficiente positivo, representa la manifestación de las fibras intrafusales por la excitación de las fibras gamma. De esta forma se tiene aislado el comportamiento propio del spindle, al considerar anulado el acoplamiento spindle-músculo.

Sin embargo, en la situación de reposo post-máximo esfuerzo, al sujeto se le pide relajación. Este obedece, de lo cual hay constancia en el registro, por lo que no se puede suponer que exista activación, a través de las fibras gamma, ordenada por los altos niveles del sistema nervioso central. En consecuencia, parece poder deducirse la participación de un circuito a nivel medular, o tal vez a otro nivel subcortical, con posible intervención de la componente aferente II de los spindles, que se desarrollará en un trabajo posterior (9).

MODELIZACION PARA LAS SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS

Finalmente, nos ocupamos de la parte más práctica de la presente comunicación que, como se indicó en la introducción, consiste en la formulación matemática que permite seguir la evolución temporal del aprendizaje durante el tratamiento biofeedback-EMG.

Para ello, en primer lugar, se entiende que la frecuencia aferente evoluciona durante el aprendizaje de la misma forma en que lo hace la frecuencia electromiográfica, a la que designamos por F_{em} .

Asimismo, parece razonable, de acuerdo con la hipótesis de Basmajian (1) ya citada anteriormente, que la evolución temporal del mecanismo de activación e inhibición de unidades motoras debe, en principio, regirse por leyes similares a las que se utilizan para el crecimiento y regulación de poblaciones, (5) (6), es decir, las leyes de cualquier proceso logístico.

Se empieza, pues, proponiendo que la frecuencia electromiográfica, F_{em} , se rige por la ecuación no-lineal más simple (que denominamos $F_{em}-X$),

$$(Fem)_{i+1} = (Fem)_i \exp [r(1-(Fem)_i/k)], \quad [4]$$

Donde r es una constante cuyo significado es el de "velocidad relativa con que varía la frecuencia a lo largo del tratamiento" (es decir, puede considerarse como la velocidad relativa de aprendizaje, vra), y k otra constante que representa el valor máximo que podría alcanzar la Fem previo al tratamiento bioinformativo.

Tomando de (8) los resultados para la frecuencia, Fem , en las situaciones de reposo post-máximo esfuerzo, desde el comienzo del aprendizaje biofeedback-EMG, $Fem(0)=5$ c/s, y al final, transcurridos seis meses de tratamiento, $Fem(6)=0.8$ c/s, se encuentra a partir de [4], mediante un ajuste por ordenador, $vra=-0.82$ y $k=5.5$ que parecen estar de acuerdo con la evolución experimental.

En efecto. Dada la gravedad del estado inicial en el caso tratado en (8), con potenciales muy disminuidos (orden de 50π V), no es de esperar que la desorganizada activación de unidades motoras pudiera incrementarse mucho, es decir, el valor inicial para la Fem , $Fem(0)=5$ c/s, se debe suponer próximo a su valor máximo que resulta así, según el ajuste matemático, de 5.5 c/s.

Por otro lado, la velocidad seguida en la reorganización para la activación de unidades motoras, que se corresponde con el valor obtenido de $vra=-0.82$, resulta razonable, ya que los resultados experimentales muestran que dicha velocidad viene dada por un incremento medio aproximado de 0.7 c/s cada vez, y variación casi-lineal.

La mejor aproximación para r y k , sin duda, resulta de la modelización con otra ecuación en diferencias similar a [4] (a la que denominamos $Fem-Z$).

$$(Fem)_{i+1} = (Fem)_i [1+r(1-(Fem)_i/k)], \quad [5]$$

donde r y k son constantes que tienen el mismo significado que en [4]. Sin embargo, [5] permite también analizar situaciones de tipo caótico, en las que se producen oscilaciones sin periodos regulares, pero sí claramente definidas.

El ajuste a partir de [5] de los valores electromiográficos citados anteriormente, correspondientes al reposo post-máximo esfuerzo, proporciona como valores más idóneos para $vra=-0.70$ y $k=5.5$ c/s, en clara concordancia con los resultados experimentales y con el ajuste realizado utilizando [4].

Admitiendo la posibilidad de que k pudiera presentar valores algo mayores, se pueden considerar válidos los ajustes que proporcionan un valor para vra comprendido entre -0.50 y -0.70 y k en el intervalo 5.5 c/s a 10 c/s (ver gráficas). Reducir más vra conduce a valores de k muy altos, lo que parece físicamente improbable.

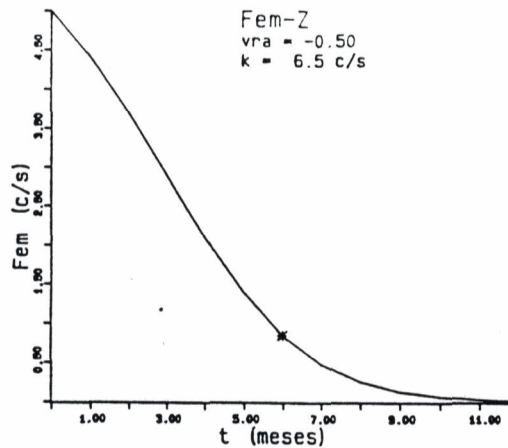
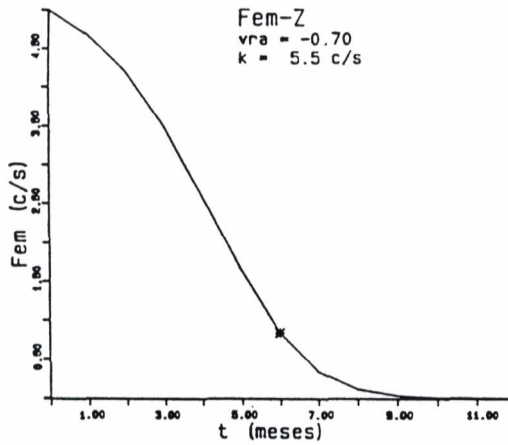
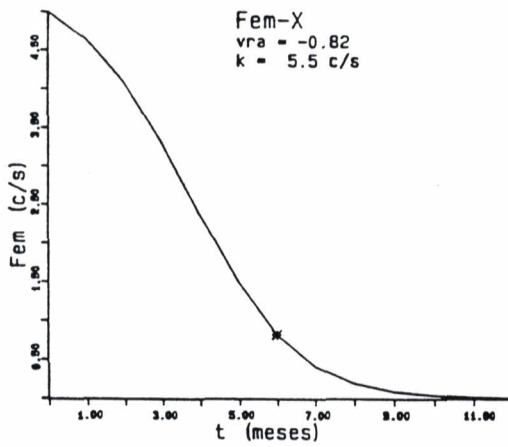
Las ecuaciones [4] y [5] presentan un comportamiento fuertemente dependiente de r y k , así como de la relación r/k , lo que fácilmente puede comprobarse con pequeñas variaciones en dichos parámetros. El comportamiento resulta crítico en el caso de [5], al permitirle presentar oscilaciones, e incluso carácter caótico, en la última fase del tratamiento.

$r < 2.257$,
 $r > 2.57$,

oscilaciones de periodo variable.
 comportamiento caótico (la aperiodicidad depende de las condiciones iniciales).

Las conductas oscilatorias y las caóticas se corresponderían a recidivas, más o menos agudas, hacia la miopatía, o a haber alcanzado la neuropatía de tipo caótico (neuropatías electrofisiológicamente paradójicas).

La elaboración de un modelo para esta fase final del tratamiento es una laboriosa tarea de la matemática aplicada, y será objeto de una publicación especializada (7). El poder predecir el estado neuropático, cuando se realiza un aprendizaje con biofeedback-EMG, sería un gran logro para las técnicas deportivas dado el uso, cada vez más generalizado, del biofeedback como método para mejorar el rendimiento físico.



BIBLIOGRAFIA

- BASMAJIAN, J.V., REGENOS, E.M. and BAKER, M.P. (1977) Rehabilitating Stroke Patients with Biofeedback. **Geriatrics**, **32**, 85-88.
- BORSELINO, A., POPPELE, R.E. and TERZUOLO, C.A. (1965) Transfer Functions of the Slowly Adapting Stretch Receptor Organ of Crustacea. **Cold Spring Harbor Symp. Quan Biol.**, **30**, 581-586.
- BUCHTHAL, F., GULD, C. and ROSENFALCH, P. (1955) Innervation Zone and Propagation Velocity in Human Muscles. **Act. Physiol. Scand**, **35**, 174-190.
- MATTHEWS, B.H.C. (1933) Nerve Ending in Mammalian Muscle. **J. Physiol**, **78**, 1-53.
- MAY, R.M. (1975) Biological Populations Obeying Difference Equations. **J. Theor. Biol.**, **51**, 511-524.
- MAY, R.M. (1987) Chaos and the Dynamics of Biological Populations. **Proc. R. Soc. Lond.**, **A 413**, 27-44.
- PACHECO, J.M. y VICTORIA, J.: Comunicación privada.
- PALOMERO, A.A., GARCIA, A., PASTOR, A., FERRANDO, R., PAZOS, F. y VICTORIA, J. (1983). Biofeedback-EMG en Dis-
 tonía Muscular Progresiva. **Actas del II Simposium de Ingeniería Biomédica**, **C23**, 539-546.
- VICTORIA, J. y PALOMERO, A.A.: Comunicación privada.