

# OSCILACIONES EN LOS REGISTROS DE BIOFEEDBACK ELECTROMIOGRÁFICO EN LA HEMIPLEJÍA

FERNANDO JUÁREZ\*\*\*

## ABSTRACT

Oscillation frequencies presence in electromyography Biofeedback records was assessed in 16 hemiplegic patients. A single evaluation or treatment session was conducted in every patient in one of the following conditions: rest, slow passive stretching, fast passive stretching, and active movement; different muscles were recorded. The Biofeedback equipment obtained the average of four samples per second; a Fourier frequency analysis was applied to the records and spectral density functions were obtained, a hierarchical cluster analysis with density functions was conducted showing up two groups; 14 patients were included in one group, the dominant frequencies in this group was 0.0125 Hz; 2 patients were included in the other group, the dominant frequency in this group was 0.06667 Hz. Regarding frequency distribution, there was no effect due to the treatment condition compared to the evaluation condition. Results suggest common oscillation exists in electromyography Biofeedback records under different conditions, leading to the possibility of introducing new rehabilitation technologies aimed to these general aspects of the signal.

*Key words:* Biofeedback, electromyography, hemiplejía, frequency, Fourier analysis, rehabilitation.

## RESUMEN

Se evaluaron las frecuencias de oscilación presentes en los registros de Biofeedback electromiográfico en 16 pacientes hemipléjicos. Cada paciente se sometió a una sesión de evaluación o de tratamiento en una de las condiciones de reposo, estiramiento

---

\*\*\* Grupo de Investigación en Clínica y Salud, Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia, Tunja, Colombia. **Dirección del autor:** Apartado Aéreo 17467 Bogotá, Colombia. Correo electrónico: fernando\_juarez2@yahoo.com

pasivo lento, estiramiento pasivo rápido o movimiento activo, registrándose la actividad de diferentes grupos musculares. El instrumento de Biofeedback utilizado obtenía un promedio de 4 muestras cada segundo y los registros se sometieron a un análisis de frecuencias de Fourier para obtener las funciones de densidad espectral, sobre las cuales se aplicó un análisis de conglomerados jerárquicos obteniéndose dos grupos. En un grupo se incluyeron 14 pacientes, observándose un predominio de la frecuencia de 0,0125 Hz, en otro grupo se incluyeron 2 pacientes, con un predominio de la frecuencia de 0,06667 Hz, no se encontraron diferencias entre las sesiones de evaluación y de tratamiento en cuanto a las frecuencias predominantes. Los resultados sugieren la existencia de oscilaciones comunes en los registros de Biofeedback electromiográfico obtenidos bajo condiciones muy diferentes, lo que indica la posibilidad de nuevas metodologías de intervención dirigidas hacia estos aspectos generales de la señal.

*Palabras clave:* Biofeedback, electromiografía, hemiplejía, frecuencias, análisis de Fourier, rehabilitación.

## INTRODUCCIÓN

La actividad electromiográfica se manifiesta como una señal oscilante, observándose una frecuencia de oscilación común de 20 Hz durante contracciones isométricas en diferentes músculos de la mano y del pie, y en la corteza, lo que sugiere la existencia de un generador de oscilaciones situado en la representación cortical de los músculos (Gross, et al., 2000). En tareas de agarre, con registros efectuados en los músculos de la mano, también se ha comprobado que existen rangos de oscilaciones generados centralmente de 6-12 Hz. y de 15-30 Hz, este último mostrando coherencia córtico-muscular, la cual no se presentaba durante el movimiento, existiendo además modulación dependiente de la tarea (Kilner, Alonso-Alonso, Fisher, & Lemon, 2002). Asimismo, se presenta coherencia córticomuscular durante los movimientos de flexión y extensión de la muñeca (Halliday, Conway, Farmer, & Rosenberg, 1998), verificándose que existe un ritmo de alrededor de 40 Hz que está presente en fuertes contracciones voluntarias (Brown, Salenius, Rothwell, & Hari, 1998).

La existencia de oscilaciones de acuerdo a un cierto patrón se ha comprobado en patologías como la lesión medular (Schalow, Bersch, Zach, & Warzok, 1996) o la coreoatetosis, donde se ha señalado la presencia de excesiva coherencia córticomuscular (Timmermann, Gross, Schmitz, Freund, & Schnitzler, 2001); también se ha observado que los osciladores centrales juegan un papel importante en diferentes clases de temblor (Hallett, 1998). Por otra parte, ya que distintas frecuencias afectan diferentes segmentos, como el pie derecho o la mano

derecha, en síndromes como el de movimiento de los dedos de los pies y de las piernas dolorosas junto con el movimiento de los dedos de la mano, se ha sugerido que existen osciladores diferentes y que no se puede sostener la idea de un oscilador central común (Ebersbach, Schelosky, Schenkel, Scholz, & Poewe, 1998).

En el campo de la rehabilitación neuromuscular con Biofeedback-EMG (BF-EMG), aunque hace tiempo que se ha indicado la posibilidad de obtener modificaciones en la frecuencia de las excitaciones motoras y en respuestas aisladas de las motoneuronas (Basmajian, 1979; Basmajian, 1988), no es común atender a las características de la señal en el dominio de la frecuencia. Esto puede ser debido a los objetivos de intervención planteados en la reeducación neuromuscular, los cuales se centran en un aumento de la actividad del músculo atrofiado o en una reducción de la actividad de un músculo hiperactivo (Carrobles & Godoy, 1987; Fernando & Basmajian, 1978; Jiménez, Calzada, & García, 1985; Simón, 1986), entendiéndolos incrementos o decrementos en relación con la intensidad de la señal. Por otra parte, el tipo de registro efectuado con BF-EMG, mediante registros de superficie, con una disposición de electrodos de gran tamaño y con una distancia interelectrodos de algunos centímetros, no permite acceder a determinadas características de la señal. En la electromiografía de superficie con esta disposición, se ha indicado que es difícil identificar el disparo de unidades motoras simples (Roeleveld & Stegeman, 2002).

Aunque actualmente se estudian determinadas características y efectos del entrenamiento con BF-EMG, tal como la posibilidad de utilizar diferentes programas de aprendizaje instrumental (Cohen, Richardson, Klebez, Febbo, & Tucker, 2001) o la potenciación a largo plazo de las motoneuronas (Palomero & Díaz, 2001), los presupuestos básicos del procedimiento siguen siendo los mismos y las terapias con BF-EMG basadas en dichos presupuestos y procedimientos son prolongadas. Sin embargo, se ha intentado reducir la duración de las mismas en pacientes hemipléjicos (Juárez, 1997, 2001a; Juárez & Carrobles, 1998) y se ha indicado la necesidad de atender a diversas variables en síndromes específicos como la espasticidad, con el fin de mejorar sustancialmente los tratamientos (Juárez, 2001b); en pacientes con Parkinson, se ha señalado que es posible realizar con BF-EMG una aproximación terapéutica basada en aspectos tales como las diferentes frecuencias presentes en los registros EMG obtenidos, las relaciones que mantienen entre sí los registros y las características de la intensidad de la señal (Juárez, 2001c).

En los pacientes hemipléjicos, debido a la diversidad de manifestaciones sintomáticas que ofrece esta alteración neurológica, resulta de interés observar si existe en el registro de BF-EMG alguna característica común que permita abordar la intervención de forma más generalizada; dicha característica podría consistir en la presencia de determinadas frecuencias en la señal obtenida de grupos musculares distintos y en condiciones diferentes. De existir esta frecuencia permitiría desarrollar nuevos métodos de intervención basados en la modificación de la misma.

## MÉTODO

### Participantes

Se seleccionaron por conveniencia 16 pacientes que asistían al servicio de rehabilitación del Hospital Militar Central en Bogotá, 8 hombres y 8 mujeres con edades comprendidas entre 18 y 73 años, con una media de 35,6 años ( $D.E.=18,6$ ). El tiempo de evolución de la hemiplejía oscilaba entre 1 mes y 8 años, con una media de 65,3 meses, aproximadamente 5 años y medio ( $D.E.=36,8$  meses, aproximadamente 3 años).

### Instrumentos

Se utilizó un instrumento de Biofeedback-EMG modelo MYOBACK-330 de BIOCIBER. Este instrumento tiene un ancho de banda de 30 a 300 Hz., realiza cuatro lecturas por segundo y proporciona una señal EMG promediada cada segundo. Se utilizaron electrodos de la marca 3M de Ag-CIAg con gel incorporado. Todos los registros se efectuaron situando los electrodos a lo largo del eje longitudinal del músculo con una distancia interelectrodos de 2 cms.

### Procedimiento

De cada participante se extrajeron dos registros de BF-EMG obtenidos simultáneamente en diferentes grupos musculares y correspondientes a la primera sesión de evaluación (8 participantes) y a la primera sesión de tratamiento (8 participantes). La evaluación consistía simplemente en el registro de la actividad BF-EMG, mientras que el tratamiento tenía como objetivo que el paciente intentara regular dicha actividad para obtener un registro más normalizado. Las condiciones en las que se efectuaba la evaluación y el tratamiento eran las habitualmente utilizadas en rehabilitación neuromuscular con BF-EMG: a) reposo, en la que el paciente permanecía sin realizar ningún movimiento; b) movimiento pasivo lento, en la que el terapeuta movía lentamente la articulación del paciente (entre 5 y 10 grados por segundo); c) movimiento pasivo rápido, en la que el terapeuta movía rápidamente la articulación del paciente (alrededor de 90 grados por segundo); d) movimiento activo, en la que el propio paciente intentaba realizar algún movimiento. En la Tabla 1 se observa la distribución de los participantes en las diferentes condiciones y los grupos musculares registrados en cada paciente.

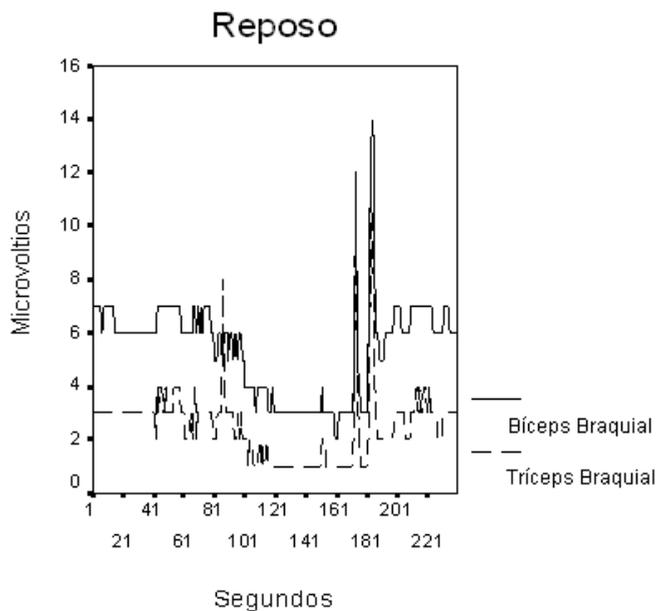
Tabla 1. Participantes, condiciones y grupos musculares

MOVIMIENTO						
REPOSO	PASIVO LENTO	PASIVO RAPIDO	ACTIVO			
<b>EVALUACIÓN</b>						
<b>Género</b>	Mujer	Hombre	Hombre	Mujer	Hombre	Hombre
	Derecha	Izquierda	Izquierda	Izquierda	Izquierda	Derecha
<b>Músculos</b>	Bíceps braquial	Palmar mayor	Braquial anterior	Palmar mayor	Bíceps braquial	Bíceps braquial
	Tríceps braquial	Radiales externos	Flexor común dedos	Radiales externos	Tríceps braquial	Tríceps braquial
<b>TRATAMIENTO</b>						
<b>Género</b>	Hombre	Mujer	Hombre	Mujer	Mujer	Hombre
	Izquierda	Izquierda	Derecha	Derecha	Derecha	Derecha
	Palmar mayor	Bíceps braquial	Palmar mayor	Palmar mayor	Bíceps braquial	Palmar mayor
<b>Músculos</b>	Radiales externos	Gemelo externo	Radiales externo	Radiales externos	Tríceps braquial	Radiales externos

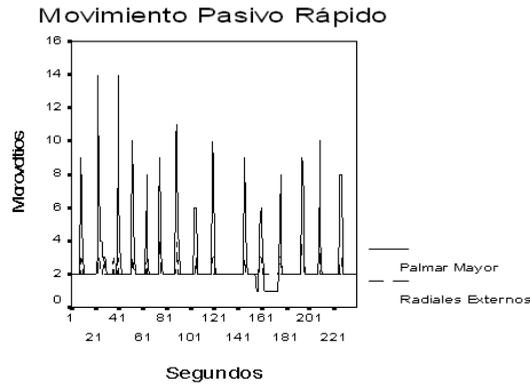
Las sesiones de evaluación y de tratamiento tenían una duración aproximada de 45 minutos, y ya que con el instrumento de BF-EMG se registraba un dato por segundo, para no obtener un número excesivo de datos se extrajeron 4 minutos consecutivos de cada registro efectuado en los diferentes grupos musculares, lo que daba lugar a un total de 240 datos para cada grupo muscular.

## RESULTADOS

Debido a las diferentes condiciones en las que se tomaban los registros de BF-EMG, éstos eran diferentes en cuanto a su topografía, lo que se puede observar comparando las figuras 1 y 2; en la Figura 1 se muestra un ejemplo de registro correspondiente a la condición de reposo, y en la Figura 2, se muestra un registro correspondiente a la condición de movimiento pasivo rápido.

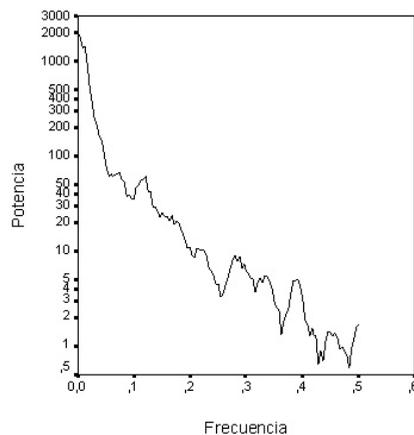


**Figura 1.** Ejemplo de registro EMG obtenido en un participante en la condición de reposo.



**Figura 2.** Ejemplo de registro EMG obtenido en un participante en la condición

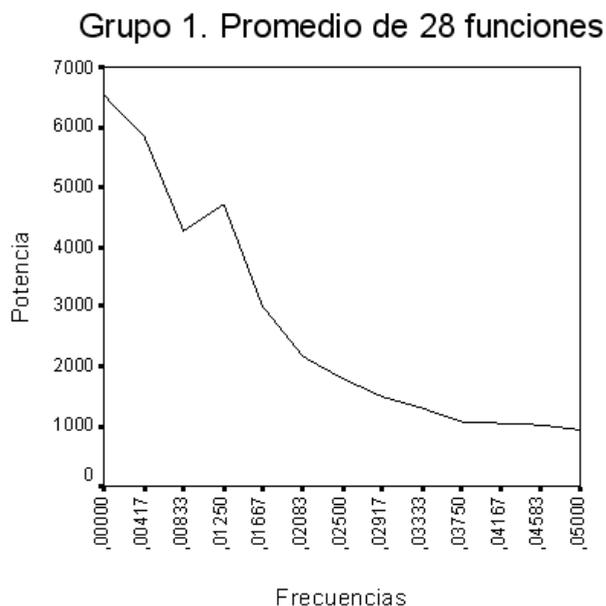
Los datos así obtenidos constituyen series de tiempo, y para determinar las oscilaciones o frecuencias presentes en cada serie, se realizó un análisis espectral sobre cada uno de los registros BF-EMG efectuados, utilizando la transformada rápida de Fourier y aplicando una ventana de Tukey-Hanning de 5 puntos. De este modo se obtuvieron las funciones de densidad espectral, las cuales nos proporcionan la potencia correspondiente a cada una de las frecuencias en que se descomponen las series. Una función de densidad espectral típica se muestra en la Figura 3, donde se observan las frecuencias presentes en el registro BF-EMG así como la potencia correspondiente a cada una de ellas, una mayor potencia indica una mayor presencia de esa frecuencia en el registro BF-EMG.



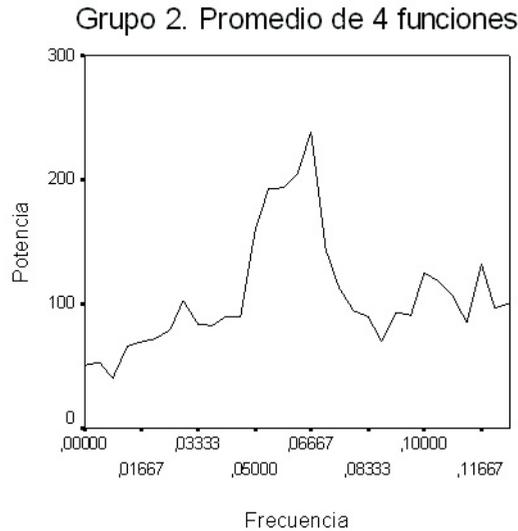
**Figura 3.** Ejemplo de una función de densidad espectral obtenida en el registro de BF-EMG de un músculo durante el movimiento pasivo lento.

Estas funciones se componen de puntuaciones independientes, por lo que para determinar si mantenían alguna relación entre sí se realizó un agrupamiento mediante conglomerados jerárquicos, con vinculación intergrupos y la distancia euclídea al cuadrado, sobre las puntuaciones tipificadas. En este análisis se obtuvieron dos grupos con una distancia reescalada entre ellos de 25. El grupo 1 comprende 28 funciones de densidad espectral, las cuales corresponden a 28 registros BF-EMG; es decir, 14 participantes; el grupo 2 comprende únicamente 4 funciones correspondientes a 4 registros BF-EMG de dos participantes. El hecho de que el Grupo 1 aglutine 28 funciones de densidad espectral indica que bajo distintas condiciones y en participantes diferentes se obtienen distribuciones de frecuencias similares en los registros BF-EMG realizados.

De los grupos resultantes se obtuvieron las funciones de densidad promedio, la correspondiente al Grupo 1 se muestra en la Figura 4, mientras que la correspondiente al Grupo 2 se muestra en la Figura 5. En la Figura 4 se puede observar una fuerte tendencia descendente en la potencia de las diferentes frecuencias del Grupo 1, lo que indica que los datos originales manifiestan a su vez una tendencia lineal; sin embargo, se presenta un pico en la frecuencia de 0,0125, poniendo de relieve la existencia de oscilaciones de baja amplitud predominantes en las series de datos. Para el Grupo 2, en la Figura 5, se observa también un pico en la frecuencia de 0,06667 Hz, la cual destaca con claridad sobre las otras.



**Figura 4.** Función de densidad espectral promedio para las 28 funciones incluidas en el Grupo 1



**Figura 5.** Función de densidad espectral promedio para las 4 funciones incluidas en el Grupo 2

## DISCUSIÓN

La señal EMG ofrece una gran variabilidad, habiéndose observado que en registros efectuados con electromiografía de superficie en fuertes condiciones de control, todavía existe un coeficiente de variabilidad de 21,61% en el mismo músculo, en sujetos sanos y en contracciones isométricas (Araujo, Duarte, & Amadio, 2000); debido a esto los métodos orientados a obtener indicadores de características regulares en el registro EMG pueden proporcionar nuevas orientaciones terapéuticas en pacientes con problemas motores. El registro de BF-EMG es un registro adaptado a los objetivos de autorregulación fisiológica y por lo tanto proporciona una señal simplificada en relación a la señal EMG original; sin embargo, dicha señal debe mostrar las propiedades del sistema del cual se ha obtenido, y en este sentido resulta de interés el buscar también esos indicadores en este registro.

Aunque en otra ocasión se ha efectuado un estudio detenido de los patrones topográficos y de relación entre registros presentes en las señales de BF-EMG (Juárez, 2003), en esta ocasión se han intentado extraer patrones en las frecuencias que componen la señal. La utilización de distintos participantes en diversas condiciones y en músculos diferentes elimina, en parte, por la generalización a diferentes músculos y condiciones, el efecto de relaciones artificiales debidas a la conducción de volumen, lo que se ha observado que puede ocurrir al tomar registros de superficie en músculos próximos (Raethjen,

et al., 2000). Por otra parte, debido a las características de la señal de BF-EMG y al número de registros utilizado, el método de extracción de las frecuencias comunes a los diferentes registros fue el análisis de conglomerados, el cual difiere del utilizado en los estudios de coherencia córticomuscular, en los que se ha señalado que dicha coherencia se obtiene mediante una extensión del coeficiente de correlación de Pearson (Mima & Hallett, 1999); además, en dichos estudios se buscaba una relación entre el sistema nervioso central y el sistema nervioso periférico, mientras que en este caso se ha buscado una relación entre diferentes partes del sistema nervioso periférico, como es la actividad de diferentes grupos musculares.

Con esta metodología de análisis se obtuvo un núcleo fundamental de oscilación en el registro de BF-EMG en el Grupo 1, con una frecuencia predominante de 0,0125 Hz; este grupo incluía 28 registros de BF-EMG (2 por participante); en el Grupo 2 se obtuvo una frecuencia predominante de 0,06667 Hz, este grupo contenía 4 registros; de este modo podemos considerar al Grupo 1 como representativo, al contener prácticamente todos los registros efectuados bajo diferentes condiciones. De acuerdo con esto, aunque las sesiones de evaluación y de tratamiento podían introducir efectos diferenciales, se observa que los registros correspondientes a dichas condiciones están incluidos en el Grupo 1 y en el Grupo 2, en este último, uno de los participantes correspondía precisamente a una sesión de evaluación y el otro a una de tratamiento; por lo tanto, estas condiciones no discriminan entre las funciones de densidad espectral de los registros efectuados, sino que dichas funciones son semejantes. Debido a esto y al hecho de que las condiciones de tratamiento consistieran en una sesión, se puede pensar que una sesión de tratamiento tiene poca incidencia en la modificación de las características de la señal; sin embargo, la posibilidad de obtener efectos en una sola sesión con BF-EMG ha sido ya indicada en pacientes con lesión medular (Brucker & Bulaeva, 1996) y en pacientes con Parkinson (Juárez, 2001c). Para explicar esta aparente contradicción es necesario tener en cuenta que el análisis de conglomerados se realizó sobre las puntuaciones tipificadas y que aunque las sesiones de tratamiento pudieron tener efectos en la intensidad de las señales, no lo tuvieron en la distribución de frecuencias presentes en las mismas.

Debido a que en los registros realizados se obtenía un dato por segundo, no podemos esperar que las frecuencias de los mismos coincidan con las obtenidas en los estudios de coherencia córticomuscular, especialmente si tenemos en cuenta que en el tipo de análisis aquí utilizado la frecuencia máxima que se puede obtener es de 0,5 Hz; no obstante, las frecuencias obtenidas son excesivamente bajas, lo que puede dar lugar a dos interpretaciones distintas: a) las frecuencias representan un fenómeno característico de este tipo de datos, b) las frecuencias representan una oscilación de baja frecuencia común en series con un número moderado o alto de datos, y de este modo no resultan relevantes.

En relación con la primera interpretación, se ha indicado que durante el movimiento la coherencia se produce en frecuencias bajas (2-14 Hz) mientras que al finalizar el mismo la coherencia se produce en frecuencias más altas (16-28 Hz), señalando así un estado de transición y preparación del sistema ante demandas atencionales (Feige, Aertsen, & Kristeva-Feige, 2000), lo que permite hablar de distintos núcleos presentes bajo condiciones distintas (reposo o movimiento activo), coincidiendo en parte con lo señalado en otras patologías como el Parkinson o el temblor esencial (Raethjen, et al., 2000). De acuerdo con esto, la frecuencia obtenida de 0,0125 Hz., la más representativa, incluso siendo excesivamente reducida, podría corresponder al estado de ausencia de movimiento, especialmente si tenemos en cuenta que en las condiciones de movimiento en las que participaron los pacientes el movimiento es realizado por el terapeuta (movimiento pasivo lento o rápido), y que cuando el propio paciente intenta realizarlo (movimiento activo), los resultados son muy deficientes; es decir, esta frecuencia representaría un estado de ausencia de movimiento en el paciente. En relación con la segunda interpretación, es conocido que en cualquier serie de datos existe una tendencia a que se produzcan oscilaciones de baja frecuencia pero de gran potencia, lo que podría estar ocurriendo en los registros obtenidos. Sin embargo, sorprende que estas oscilaciones se manifiesten en una frecuencia común a través de todas las diferentes condiciones en las que se han efectuado los registros, ya que como observamos en la Figura 1, las topografías obtenidas son muy diferentes; además, si esta interpretación es correcta, sería necesario buscar los mecanismos fisiológicos que en estos pacientes propician este tipo de oscilaciones en los datos, lo que nos llevaría a aceptar la primera interpretación como verdadera, al suponer necesariamente una base fisiológica.

Las consideraciones anteriormente indicadas sugieren la existencia de un oscilación común presente en los registros efectuados en estos pacientes, aunque se hace evidente la necesidad de realizar nuevos estudios que incluyan diferentes formas de registro de los datos para confirmar estos resultados. Finalmente, hay que indicar que el hecho de obtener regularidades oscilatorias en el registro de BF-EMG, el cual es un registro orientado a la rehabilitación, hace que puedan existir posibilidades de intervención que aborden la sintomatología hemipléjica de forma más general con otras metodologías; además, el entrenamiento en la generación de oscilaciones ya se ha utilizado como procedimiento terapéutico en el tratamiento de las lesiones espinales incompletas (Schalow, Blanc, Jeltsch, & Zach, 1996), señalándose que es posible realizar intervenciones basadas en los patrones de disparo y de reclutamiento de los osciladores espinales (Schalow & Zach, 2000) y que también es posible modificar el funcionamiento del reloj neural en algunas partes del sistema introduciendo perturbaciones en forma de movimiento en otros músculos (Yoshino, Tagaki, Nomura, Sato, & Tonoike, 2002).

## Referencias

- Araujo, R. C., Duarte, M., & Amadio, A. C. (2000). On the inter-and intra-subject variability of the electromyographic signal in isometric contractions. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 40, 225-229.
- Basmajian, J. V. (1979). Apparatus and techniques. En J. V. Basmajian (Ed.). *Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography* (4th). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Basmajian, J. V. (1988). Research foundation of EMG biofeedback in rehabilitation. *Biofeedback & Self-Regulation*, 13, 275-297.
- Brown, P., Salenius, S., Rothwell, J. C., & Hari, R. (1998). Cortical correlate of the Piper rhythm in humans. *Journal of Neurophysiology*, 80, 2911-2917.
- Brucker, B. S. & Bulaeva, N. V. (1996). Biofeedback effect on electromyography responses in patients with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 133-137.
- Carrobes, J. A. & Godoy, J. (1987). *Biofeedback. Principios y aplicaciones*. Barcelona: Martínez Roca.
- Cohen, S. L., Richardson, J., Klebez, J., Febbo, S. & Tucker, D. (2001). EMG biofeedback: the effects of CRF, FR, VR, FI, and VI schedules of reinforcement on the acquisition and extinction of increases in forearm muscle tension. *Applied Psychophysiology & Biofeedback*, 26, 179-194.
- Ebersbach, G., Schelosky, L., Schenkel, A., Scholz, U. & Poewe, W. (1998). Unilateral painful legs and moving toes syndrome with moving fingers-evidence for distinct oscillators. *Movement Disorders*, 13, 965-968.
- Feige, B., Aertsen, A., & Kristeva-Feige, R. (2000). Dynamic synchronization between multiple cortical motor areas and muscle activity in phasic voluntary movements. *Journal of Neurophysiology*, 84, 2622-2629.
- Fernando, C. & Basmajian, J. V. (1978). Biofeedback in physical medicine and rehabilitation. *Biofeedback & Self-Regulation*, 3, 435-455.
- Gross, J., Tass, P. A., Salenius, S., Hari, R., Freund, H. J., & Schnitzler, A. (2000). Cortico-muscular synchronization during isometric muscle contraction in humans as revealed by magnetoencephalography. *Journal of Physiology*, 527(Pt 3), 623-631.
- Hallett, M. (1998). Overview of human tremor physiology. *Movement Disorders*, 3(Suppl 3): 43-48.
- Halliday, D. M., Conway, B. A., Farmer, S. F. & Rosenberg, J. R. (1998). Using electroencephalography to study functional coupling between cortical activity and electromyograms during voluntary contractions in humans. *Neuroscience Letters*, 241, 5-8.
- Jiménez, A., Calzada, M. J. & García, C. (1985). Aplicación de la retroalimentación electromiográfica a las distonias neuromusculares. *Revista Española de Terapia del Comportamiento*, 3, 245-260.
- Juárez, F. (1997). Reducción de tiempo en el tratamiento con Biorretroalimentación-EMG de la espasticidad en la hemiplejía. *Suma Psicológica*, 4, 127-143.
- Juárez, F. (2001a). La influencia de diferentes condiciones de tratamiento en la reducción de la espasticidad con Biofeedback-EMG. *Revista Internacional de Psicología Clínica y de la Salud/ International Journal of Clinical and Health Psychology*, 1, 509-518.
- Juárez, F. (2001b). La intervención en la espasticidad con Biofeedback-EMG. Aspectos pendientes. *Psicogemas*, 15, 43-73.
- Juárez, F. (2001c). Análisis y modificación de patrones clínicos en la enfermedad de Parkinson mediante Biofeedback-EMG. *Cuadernos hispanoamericanos de Psicología*, 1, 57-71.
- Juárez, F. (2003). Rehabilitación neuromuscular mediante la modificación de indicadores clínicos electromiográficos con Biofeedback-EMG. En L. Flórez, M. M. Botero & B. Moreno (Eds.): *Psicología de la Salud. Temas actuales de investigación en Latinoamérica* (pp. 293-320). Bogotá: ALAPSA.
- Juárez, F. & Carrobes, J. A. (1998). La evaluación de la espasticidad mediante Biorretroalimentación-EMG. *Revista Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación*, 12, 7-13.

## Oscilaciones en los registros de biofeedback electromiográfico en la hemiplejía

- Kilner, J. M., Alonso-Alonso, M., Fisher, R. & Lemon, R. N. (2002). Modulation of synchrony between single motor units during precision grip tasks in humans. *Journal of Physiology*, 541, 937-948.
- Mima, T., & Hallett, M. (1999). Corticomuscular Coherence: A Review. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 16, 501-511.
- Palomero, A. & Díaz, J. V. (2001). Incremento en la eficacia de las alfa motoneuronas inducido mediante biofeedback EMG. *Revista de Neurología*, 33, 1125-1128.
- Raethjen, J., Lindemann, M., Schmaljohann, H., Wenzelburger, R., Pfister, G. & Deuschl, G. (2000). Multiple oscillators are causing parkinsonian and essential tremor. *Movement Disorders*, 15, 84-94.
- Roeleveld, K. & Stegeman, D. F. (2002). What do we learn from motor unit action potentials in surface electromyography? *Muscle Nerve*, Suppl 11, S92-S97.
- Schalow, G., Bersch, U., Zach, G. A., & Warzok, R. (1996). Classification, oscillatory and alternating oscillatory firing of alpha 1 (FF) and alpha 2-motoneurons (FR) in patients with spinal cord lesion. *General Physiology & Biophysiology*, 15(Suppl 1), 55-56.
- Schalow, G.; Blanc, Y.; Jeltsch, W. & Zach, G. A. (1996). Electromyographic identification of spinal oscillator patterns and recouplings in a patient with incomplete spinal cord lesion: oscillator formation training as a method to improve motor activities. *General Physiology and Biophysiology*, 15(Suppl 1), 121-220.
- Schalow, G. & Zach, G. A. (2000). Reorganization of the human central nervous system. *General Physiology and Biophysiology*, 19(Suppl 1), 11-240.
- Simón, M. A. (1986). El Biofeedback-EMG en la rehabilitación neuromuscular: Estructura general del tratamiento y papel del terapeuta. *Revista española de terapia del comportamiento*, 4, 303-310.
- Timmermann, L., Gross, J., Schmitz, F., Freund, H. J. & Schnitzler, A. (2001). Involvement of the motor cortex in pseudochooreoathetosis. *Movement Disorders*, 16, 876-881.
- Yoshino, K., Tagaki, K., Nomura, T., Sato, S. & Tonoike, M. (2002). MEG responses during rhythmic finger tapping in humans to phasic stimulation and their interpretation based on neural mechanisms. *Biological Cybernetics*, 86, 483-96.

Recibido, Julio 18/2006

Revisión recibida, Septiembre 6/2006

Aceptado, Octubre 13/2006