



Efecto del incremento en el número de señales de biofeedback-EMG sobre el control muscular en la hemiplejia

Francoise Contreras (*Universidad Santo Tomás de Bogotá, Colombia*) y
Fernando Juárez¹ (*Universidad El Bosque de Bogotá, Colombia*)

(Recibido 9 octubre 2002 / Received October 9, 2002)
(Aceptado 13 diciembre 2002 / Accepted December 13, 2002)

RESUMEN. Se evaluó el control diferencial y simultáneo entre grupos musculares del miembro inferior derecho en un paciente hemipléjico. Los músculos registrados fueron el peroneo lateral largo (PLL), el tibial anterior (TA) y el gemelo externo (GE). Se realizó un experimento de caso único con un diseño AB compuesto de dos tratamientos A y B. El tratamiento A estuvo compuesto de 6 sesiones y cada sesión por 12 ensayos, alcanzando un total de 72 ensayos; el tratamiento B estuvo compuesto por 7 sesiones con 12 ensayos en cada sesión alcanzando un total de 84. En el tratamiento A se proporcionaba información al sujeto sobre la actividad electromiográfica de los músculos PLL, TA y GE simultáneamente, y en el tratamiento B sobre los músculos PLL y TA; en ambas condiciones el sujeto debía incrementar la actividad del músculo PLL mientras decrementaba la actividad de los músculos TA y GE (tratamiento A) o bien solamente del músculo TA (tratamiento B). Se realizó un análisis de intervención en series temporales, observándose un mejor control muscular en el tratamiento B (dos señales) que en el tratamiento A (tres señales).

PALABRAS CLAVE. Biofeedback-EMG. Rehabilitación neuromuscular. Control muscular. Hemiplejia. Experimento de caso único.

¹ Correspondencia: Carrera 37, Número 141-51. Apartamento 404. Bogotá (Colombia). E-mail: fernando_juarez@hotmail.com

ABSTRACT. The differential and simultaneous control capacity among muscle groups in the low limb of an hemiplegic patient was evaluated. Target muscles were peroneus lateral longus (PLL), anterior tibialis (TA) and lateral gastrocnemius (GE). A single case experiment with an AB design, composed of two treatments was utilized, treatment A was composed of six sessions, each session with twelve trials, getting to 72 in total; treatment B was composed of seven sessions, each session with twelve trials, getting to 84 in total. Information about three muscle groups, PLL TA and GE, was given in treatment A, and two, PLL and TA, in treatment B, in both treatments subject was asked to increased PLL activity while decreasing TA and GE activity (treatment A) or just TA activity (treatment B). An intervention time series analysis was conducted, which showed a better muscle discrimination in treatment B (two signals) than in treatment A (three signals).

KEY WORDS. Biofeedback-EMG. Neuromuscular Rehabilitation. Muscle Control. Hemiplegia. Single Case Experiment.

RESUMO. Avaliou-se o controlo diferencial e simultâneo entre grupos musculares do membro inferior directo num paciente hemipléjico. Os músculos registados foram o peroneo lateral longo (PLL), o tibial anterior (TA) e o gêmeo externo (GE). Realizou-se um estudo de caso único com um plano AB composto de dois tratamentos A e B. O tratamento A era composto de 6 sessões e cada sessão por 12 ensaios, perfazendo um total de 72 ensaios; o tratamento B era composto por 7 sessões com 12 ensaios em cada sessão perfazendo um total de 84. No tratamento A fornecia-se informação ao sujeito sobre a actividade electromiográfica dos músculos PLL, TA y GE simultaneamente, e no tratamento B sobre os músculos PLL e TA; em ambas as condições o sujeito devia aumentar a actividade do músculo PLL enquanto diminuía a actividade dos músculos TA e GE (tratamento A) ou apenas do músculo TA (tratamento B). Realizou-se uma análise da intervenção em séries temporais, observando-se um melhor controlo muscular no tratamento B (dois sinais) que no tratamento A (três sinais).

PALAVRAS CHAVE. Biofeedback-EMG. Reabilitação neuromuscular. Controlo muscular. Hemiplegia. Estudo de caso único.

Introducción

El biofeedback electromiográfico (EMG) ha sido ampliamente utilizado para fortalecer los tratamientos conductuales en gran variedad de alteraciones del movimiento (Crary y Groher, 2000), destacándose los aspectos de condicionamiento y modelamiento que permiten asistir al paciente en la identificación y control de sus respuestas fisiológicas inapropiadas (Russoniello, 2001); asimismo, hace tiempo que se ha indicado la necesidad de atender a incrementos y decrementos en la actividad EMG anormal para hacer posible la recuperación de movimientos más coordinados (Carrobbles y Godoy, 1987). No obstante, también se ha señalado que estos aumentos o decrementos deben realizarse de forma diferencial (Brown, 1977), ya que un movimiento coordinado depende de los impulsos enviados a uno o dos grupos musculares, e incluso a áreas específicas del músculo (Basmajian, 1988) y, aunque el biofeedback-EMG ha demostrado

su efectividad en la reducción de la coactivación inapropiada en flexores y extensores y en la producción de una activación más sustancial y regular de músculos individuales (Davis y Lee, 1980), algunos de los postulados anteriores sugieren que el entrenamiento con biofeedback-EMG puede realizarse con una o dos señales EMG, sin considerar los efectos que puede tener la introducción de más señales.

Las técnicas de biofeedback-EMG permiten discriminar entre diferentes tipos de actividad muscular o diferenciar los efectos de otras variables en la actividad muscular, mejorando la coordinación entre diferentes grupos musculares (Crary y Groher, 2000) y han demostrado su eficacia en la recuperación del funcionamiento motor, la simetría postural y el tratamiento de la espasticidad en los pacientes con accidente cerebrovascular (DeVore, 2002), habiéndose indicado, en ocasiones, que para mejorar el funcionamiento del miembro inferior después de un ataque apopléjico resultan más eficaces que la terapia física convencional (Moreland, Fuoco y Thomson, 1998); no obstante, también se ha puesto de manifiesto que el entrenamiento con estas técnicas puede dar lugar a que el paciente desarrolle nuevas estrategias de activación muscular (Mathieu, 1995), las cuales pueden no estar contempladas en el registro efectuado. Actualmente, se indaga acerca de los efectos a largo plazo que puede tener la terapia con biofeedback-EMG (Palomero y Diaz, 2001) o bien se analizan los resultados con diferentes programas de entrenamiento (Cohen, Richardson, Klebez, Febbo y Tucker, 2001; Juárez, 2001), existiendo estudios que abordan la razón de activación entre dos grupos musculares (Davlin, Holcomb, Guadagnoli, Worrell, 1999), pero no se ha analizado el efecto que puede tener sobre la activación diferencial de grupos musculares el hecho de mostrar más de dos señales al paciente, lo que constituye el objetivo de este estudio.

Para la realización de este trabajo hemos procurado, en la medida de lo posible adaptarnos a las normas sobre artículos originales en Ciencias de la Salud propuestas por Bobenrieth (2002).

Método

Diseño

Se realizó un experimento de caso único con un diseño AB, según la clasificación de Montero y León (2002), compuesto de dos tratamientos alternos A y B, donde A representa la condición de tratamiento con registro y exposición de tres grupos musculares y B representa la condición de tratamiento con registro y exposición de dos grupos musculares. En este caso, el tratamiento A representa la línea base sobre la que se evalúan los efectos del cambio en el número de señales efectuado en el tratamiento B.

Participantes

El paciente era un hombre de 70 años que padecía una hemiplejia derecha secundaria a accidente cerebrovascular isquémico en territorio de la arteria cerebral media izquierda, con un año y medio de evolución; no presentaba afasias, deficiencias sensoriales o alteraciones de tipo cognitivo que pudieran dificultar el tratamiento o la comprensión de los procesos involucrados en la aplicación del biofeedback (Crary y Groher, 2000).

La sintomatología que presentan estos pacientes en el miembro inferior consiste en una sinergia extensora, flexión plantar de los dedos de los pies, flexión plantar e inversión del tobillo y extensión de la rodilla y de la cadera (Brunnstrom, 1978); en la manifestación de estos síntomas, aunque se presenta una pérdida considerable de fuerza muscular, se ha indicado que un factor causal determinante es la contractura por espasticidad (Bobath, 1993).

Instrumentos

Para obtener un registro simultáneo de los diferentes grupos musculares (Schwartz, 1987), se utilizó un instrumento de biofeedback multicanal de Lafayette con software *Virtual Instrument* y módulo I-330 con tres señales electromiográficas de entrada, las cuales se registraban mediante electrodos de Ag-ClAg con gel electrolítico incorporado; se utilizó un ancho de banda de 100-200 Hz, con un rango de señal de 0-100 mV. El instrumento proporcionaba un feedback continuo de modalidad sensorial visual en forma analógica mediante gráficas.

Procedimiento

Se siguieron los procedimientos habituales de preparación del paciente y de los lugares de registro (Crary y Groher, 2000), proporcionándose instrucciones claras acerca del movimiento que debía intentar realizar el paciente y del objetivo general de incremento o decremento, en el nivel electromiográfico a alcanzar en cada grupo muscular, observando que el paciente comprendía bien las instrucciones y el funcionamiento del instrumento, y destacando la importancia del papel activo que debía asumir el propio paciente en el proceso de aprendizaje (Corbal, 1988). Además, debido a que en los sujetos espásticos cualquier estímulo, incluso los más leves, pueden generar actividad electromiográfica (Basmajian, 1979), se controló que el paciente pudiera mantener una gran concentración durante el proceso. Mientras el paciente permanecía sentado y con la pierna apoyada sobre el suelo, se le solicitaba intentar realizar el movimiento de pronación con el pie, el cual consiste en una elevación del arco externo asociada al descenso del interno que puede tener una amplitud máxima del orden de 25 a 30 grados (Kapandji, 1988). En este movimiento intervienen de forma conjunta el peroneo lateral largo (PLL), que es el responsable directo de la pronación, el tibial anterior (TA) y el gemelo externo (GE) cuya actividad debe permanecer inhibida para facilitar dicho movimiento; estos fueron los músculos registrados. La ejecución coordinada de esta acción exige el control simultáneo de estos tres grupos musculares, relajando los músculos espásticos, a la vez que se aumenta la actividad del agonista (Amato, Hersmeyer y Kleinman, 1973; Basmajian, 1981).

Este estudio estuvo compuesto de dos tratamientos (A y B), en donde se utilizó el registro electromiográfico con tres y dos canales respectivamente, siendo la variable dependiente la diferencia entre la actividad EMG registrada en el músculo PLL que debía incrementarse y la del TA que debía decrementarse. Sobre la variable dependiente se midió el efecto de la variable independiente, que en este caso consistía en la introducción, en el tratamiento A, de un canal adicional que informaba al sujeto del nivel EMG del músculo GE y en la retirada de dicha señal en el siguiente tratamiento

B. En el tratamiento A el sujeto debía decrementar el nivel EMG en los músculos GE y TA, mientras incrementaba el nivel en el PLL; en el tratamiento B se le retiró al sujeto la señal proveniente del GE, manteniendo las demás condiciones similares a las del tratamiento anterior y conservando el mismo objetivo de control. La aplicación de los tratamientos se realizó de forma consecutiva, impartándose en primer lugar el tratamiento A y a continuación el tratamiento B. El tratamiento A estuvo compuesto por 6 sesiones y cada sesión de 12 ensayos, es decir, 72 ensayos en total; el tratamiento B estuvo compuesto por 7 sesiones y cada sesión por 12 ensayos, es decir 84 ensayos en total. El período de adaptación a los electrodos era de 10 minutos en cada sesión, el tiempo inter-ensayo era de un minuto y cada ensayo tenía una duración de 10 segundos. Las sesiones fueron diarias y consecutivas de aproximadamente una hora de duración, manteniendo invariable el horario de las mismas para controlar las condiciones físicas, ambientales y estímulares, disminuyendo en parte el efecto de posibles artefactos (García, 1984).

Resultados

Se utilizaron análisis de intervención en series temporales, considerando la intervención como una variable con dos estados, el primero representa la presencia de tres señales y el segundo la presencia de dos señales. Los datos obtenidos en el primer tratamiento A con el registro simultáneo de los tres grupos musculares, así como los obtenidos en el segundo tratamiento B, con el registro de dos grupos musculares, están representados gráficamente en las Figuras 1 y 2.

FIGURA 1. Registros EMG obtenidos mientras se proporcionaba biofeedback de tres señales.

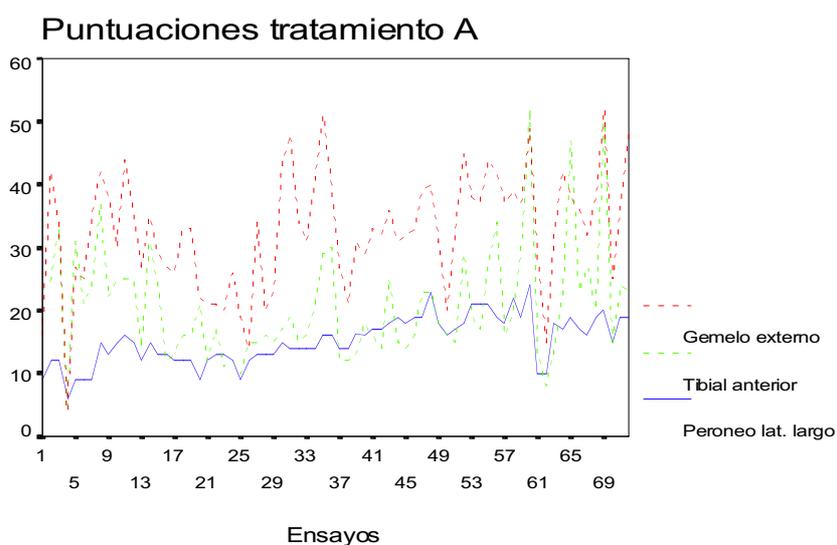
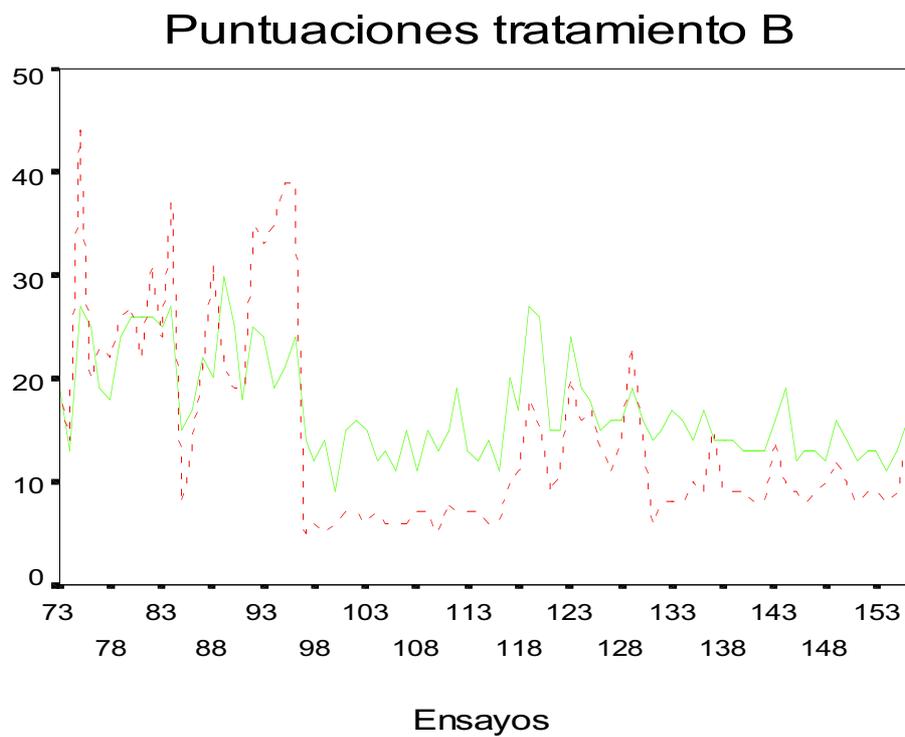


FIGURA 2. Registros EMG obtenidos mientras se proporcionaba biofeedback de dos señales.



El objetivo de este estudio era observar la discriminación y control muscular realizados en función del número de señales de biofeedback que recibía el sujeto, lo que se estimó como la diferencia entre las medidas obtenidas en el músculo PLL, cuyo nivel EMG debía ser incrementado, y el músculo TA, cuyo nivel EMG debía ser decrementado. Sobre dicha variable se evaluaba el efecto debido a la introducción o retirada de la información acerca de la actividad del GE. Las Figuras 3 y 4 muestran la representación gráfica de la diferencia entre los músculos PLL y TA en las condiciones de tratamiento A y B.

FIGURA 3. Diferencias obtenidas entre los registros de los músculos PLL y TA mientras se proporcionaba biofeedback de tres señales.

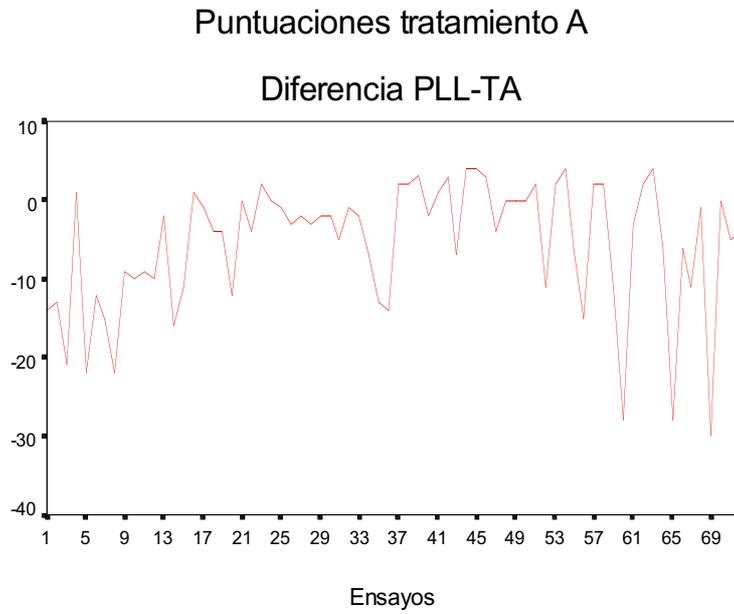
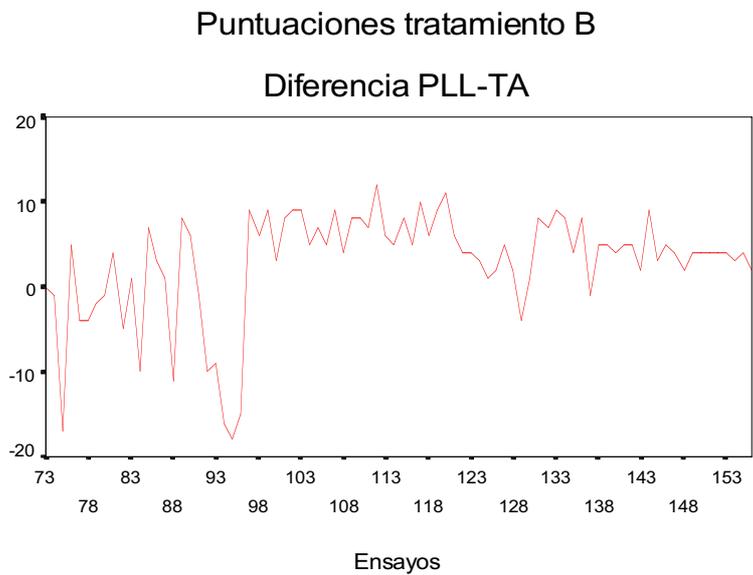


FIGURA 4. Diferencias obtenidas entre los registros de los músculos PLL y TA mientras se proporcionaba biofeedback de dos señales.



Estos resultados fueron sometidos a un análisis de serie temporal, utilizándose la metodología *ARIMA* (Box y Jenkins, 1970) y el análisis de intervención (Box y Tiao, 1975) para estimar los efectos obtenidos en el diseño. En estos casos el procedimiento a seguir es identificar el modelo para la primera condición de tratamiento, seguidamente introducir una variable que represente el efecto de la manipulación experimental y a continuación estimar los coeficientes del modelo e interpretar el coeficiente obtenido para la variable como debido a los efectos de la intervención (Glass, Willson y Gottman, 1974; SPSS Inc., 1990). La variable cuya evolución se va a representar con el modelo es la diferencia entre los registros EMG de los músculos PLL y TA, y la que actúa como variable de intervención es la actividad registrada en el músculo GE, que se muestra al paciente en la primera condición de tratamiento (A) y no se muestra en la segunda (B). La identificación de modelos se realiza habitualmente mediante el análisis de las autocorrelaciones obtenidas de los datos en diferentes intervalos; dichos intervalos representan la distancia o número de puntuaciones que separan una puntuación determinada de otra. Para obtener las autocorrelaciones se aplicó una diferencia de orden 1. En este caso, las autocorrelaciones más significativas obtenidas para la variable de diferencia EMG entre los músculos PLL y TA fueron -0,47 para el intervalo 1 en la autocorrelación y -0,47 para el intervalo 1 en la autocorrelación parcial. En esta última, se observa también una autocorrelación significativa de -0,47 en el intervalo 3; no obstante, teniendo en cuenta la considerable variación que experimentan las puntuaciones y para no añadir parámetros al modelo cuya relevancia no esté claramente determinada, es preferible atender únicamente a la del intervalo 1 que parece la más adecuada en función de la relación que se podría esperar entre las puntuaciones. Dichas autocorrelaciones para los distintos intervalos se representan gráficamente en las Figuras 5 y 6.

FIGURA 5. Autocorrelación.

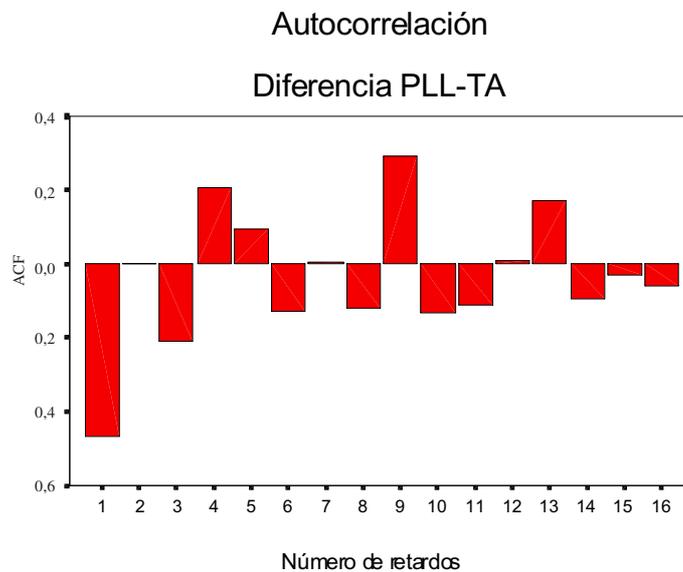
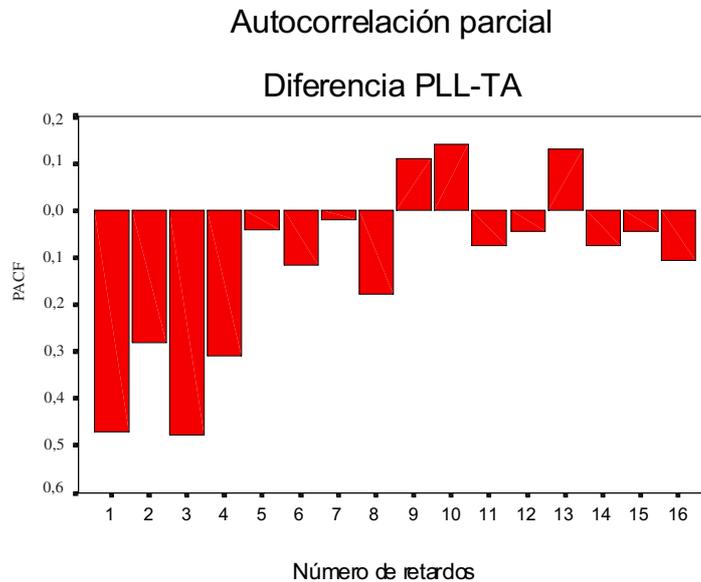
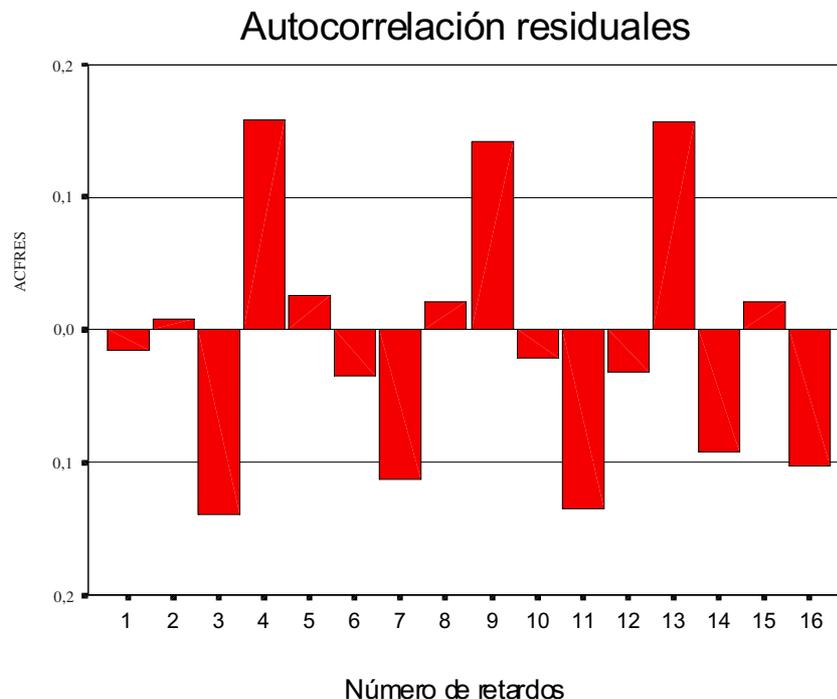


FIGURA 6. Autocorrelación parcial.



El modelo estimado a partir de estos datos para la primera condición (tratamiento A) fue un modelo *ARIMA* (1,1,1), asignándole un orden de diferencia de 1 para hacer la serie estacionaria; a este modelo se le añadió una variable que representaba la manipulación experimental, en este caso la retirada de la información proporcionada al sujeto sobre la actividad del músculo gemelo externo. El modelo así determinado se aplicó a todos los datos en conjunto obteniéndose los siguientes coeficientes: 0,07 para el componente autorregresivo, 0,83 para el coeficiente de promedio móvil y 5,07 para la variable que representa los efectos de la intervención. Se utilizaron como pruebas de bondad de ajuste del modelo el *AIC* (*Akaike Information Criterium*) que dio un valor de 1036,82, el índice Durbin-Watson que arrojó un valor de 2 indicando ausencia de correlación en las puntuaciones residuales y finalmente la obtención de esta autocorrelación en las puntuaciones residuales, la cual se representa gráficamente en la Figura 7.

FIGURA 7. Autocorrelación en las puntuaciones residuales.

Discusión

Hace tiempo que se ha indicado la necesidad de realizar incrementos o decrementos de la actividad muscular de forma diferencial (Brown, 1977) o el hecho de que la producción de un movimiento coordinado depende del envío de impulsos a ciertos grupos musculares (Basmajian, 1988), pero no se ha indagado acerca de sí este control diferencial tiene alguna relación con el número de señales proporcionadas al sujeto. Los resultados de este estudio permiten apreciar el incremento que se produce en el control diferencial muscular del sujeto cuando se reduce el número de señales proporcionadas de 3 a 2. El paciente realiza un mayor control diferencial sobre la actividad muscular, lo que sugiere la inadecuación del uso de tres o más canales en este caso. Esto se ve corroborado por el coeficiente obtenido para la variable de intervención, que indica la exclusión de una de las señales proporcionadas, en este caso la correspondiente al músculo GE. Dicho coeficiente, que fue de 5,07, representa el incremento en microvoltios de la diferencia EMG entre los músculos PLL y TA, aumentando la actividad EMG del músculo PLL y disminuyendo la actividad EMG del músculo TA al excluir la información correspondiente al músculo GE. No obstante, hay que indicar que el coeficiente autorregresivo presenta un valor muy bajo (0,07), lo cual indica la escasa consistencia de las puntuaciones y la probable ausencia del mantenimiento de los efectos; a su vez,

el valor elevado del coeficiente de promedio móvil (0,83) indica la importante influencia de las variables extrañas no sometidas a control.

En este estudio se ha observado el efecto negativo que tiene incrementar el volumen de información proporcionada al sujeto, poniendo de manifiesto tal y como ya se ha indicado, la incidencia que pueden tener otras variables sobre la actividad muscular monitorizada mediante las técnicas de biofeedback (Crary y Groher, 2000).

Referencias

- Amato, A., Hersmsmeyer, C.A. y Kleinman, K.M. (1973). Use of electromyographic feedback to increase inhibitory control of spastic muscles. *Physical Therapy*, 53, 1063-1066.
- Basmajian, J. V. (1979). *Muscles Alive: They functions revealed by electromyography* (4ª ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Basmajian, J. V. (1981). Biofeedback in rehabilitation: A review of principles and practices. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 62, 469-475.
- Basmajian, J. V. (1988). Research foundation of EMG biofeedback in rehabilitation. *Biofeedback and Self-Regulation*, 13, 4, 275-297.
- Bobath, B (1993). *Hemiplejía del adulto. Evaluación y tratamiento* (3ª ed.). Buenos Aires: Médica Panamericana.
- Bobenrieth, M.A. (2002). Normas para la revision de artículos originales en Ciencias de la Salud. *Revista Internacional de Psicología Clínica y de la Salud/International Journal of Clinical and Health Psychology*, 2, 509-523.
- Box, G.E.P. y Jenkins, G.M. (1970). *Time Series Analysis: Forecasting and Control*. San Francisco: Holden-Day.
- Box, G.E.P. y Tiao, G.C. (1975). Intervention analysis with applications to economic and environmental problems. *Journal of the American Statistical Associations*.70, 70-79.
- Brown, B. (1977). *Stress and the art of Biofeedback*. Nueva York: Harper & Row Publishers.
- Brunnstrom, S. (1978). *Reeducación motora en la hemiplejía, Fundamentos neurofisiológicos*. Barcelona: Jims.
- Carrobbles, J. A. y Godoy, J. (1987). *Biofeedback. Principios y aplicaciones*. Barcelona: Martínez Roca.
- Cohen, S. L, Richardson, J., Klebez, J., Febbo, S. y 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 and Biofeedback* 26, 179-94.
- Corbal, G. J. (1988). Biofeedback-EMG: un abordaje conductual del pie equinovaro hemipléjico. *Revista Española de Terapia del Comportamiento*, 6,176-185.
- Crary, M.A. y Groher, M.E (2000). Basic concepts of surface electromyographic biofeedback in the treatment of dysphagia: A tutorial. *American Journal of Speech - Language Pathology*, 9, 116.
- Davis, A. E. y Lee, R. G. (1980). EMG Biofeedback in patients with motor disorders: An aid for co-ordinating activity in antagonistic muscle groups. *Canadian Journal of Neurological Science*, 7, 199-206.
- Davlin, C. D., Holcomb, W. R., Guadagnoli, M. A. y Worrell, T. W. (1999). The effect of hip position and electromyographic biofeedback training on the vastus medialis oblique: Vastus lateralis ratio. *Journal of Athletic Training*, 34, 342-349.
- DeVore, J.R. (2002). Applied psychophysiology: State of the art. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 16, 2.

- García, C. (1984). Principales líneas metodológicas en biofeedback. *Revista de Psicología General y Aplicada*, 39, 441-153.
- Glass, G. V., Willson, V. L. y Gottman, J. M. (1974). *Design and Analysis of Time-Series Experiments*. Boulder: Colorado Associated University Press.
- Juárez, F. (2001). 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.
- Kapandji, J. A. (1988). *Cuadernos de fisiología articular*. (4ª ed.). Barcelona: Masson.
- Mathieu, P. A. (1995). Changes in the hemiparetic limb with training II. EMG signal. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 35, 503-513.
- Montero, I. y León, O.G. (2002). Clasificación y descripción de las metodologías de investigación en Psicología. *Revista Internacional de Psicología Clínica y de la Salud/International Journal of Clinical and Health Psychology*, 2, 503-508.
- Moreland, J. D., Fuoco, A. R. y Thomson, M. A. (1998) Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after Stroke: A meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 134-140.
- Palomero, A. y Díaz, J. V. (2001). Incremento en la eficacia de las alfa motoneuronas inducido mediante biofeedback EMG. *Revista de Neurología*, 33, 1125-1128.
- Russoniello, C. A. (2001). Biofeedback: Helping people gain control of their health. *Parks & Recreation Arlington*, 36, 24-30.
- Schwartz, M. (1987). *Biofeedback. A practitioner's Guide*. Nueva York: The Guilford Press.
- SPSS Inc. (1990). *SPSS/PC+ Trends*. Chicago: SPSS Inc.