

INFLUENCIA DE LA FATIGA MUSCULAR EN LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS ESTIMULADOS ELÉCTRICAMENTE

JULIANA M. FERNÁNDEZ*
RUBÉN C. ACEVEDO**
CAROLINA B. TABERNIG***

RESUMEN

La estimulación eléctrica funcional es una técnica de rehabilitación para pacientes con parálisis, que restituye la función motora perdida, la cual puede estudiarse por medio del registro de la actividad eléctrica de los músculos o señal electromiográfica. Cuando el músculo está siendo estimulado, esta señal es una onda de despolarización sincronizada con el estímulo que recibe el nombre de onda M. Esta onda es el principal indicador de la respuesta del músculo al estímulo eléctrico y presenta cambios en sus características frecuenciales y morfológicas cuando aparece el fenómeno de fatiga. La fatiga muscular limita el uso de sistemas de estimulación funcional durante periodos prolongados. Las variables más usadas para evaluar los cambios ocurridos en la onda M son su amplitud y duración y la media y la mediana de su espectro de frecuencias. Durante el fenómeno de fatiga, la amplitud de la onda M disminuye y su duración aumenta. Como consecuencia de la acumulación de ácido láctico, se reduce la velocidad de conducción de las fibras musculares, evidenciándose esto en una compresión espectral y un corrimiento del espectro de frecuencias hacia las bajas frecuencias. Los trabajos reportados que estudian los cambios ocurridos en la onda M se limitan a condiciones estáticas. Es necesario, entonces, el desarrollo de nuevas técnicas que detecten la ocurrencia del fenómeno de fatiga en condiciones dinámicas similares a las existentes en la vida diaria.

PALABRAS CLAVE: fatiga muscular; electromiografía; estimulación eléctrica funcional.

* Ingeniera Biomédica. julianafernandez@gmail.com

** Máster en Ingeniería Biomédica. racevedo@bioingenieria.edu.ar

*** Máster en Ingeniería Biomédica. ctabernig@bioingenieria.edu.ar

Laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación e Investigaciones Neuromusculares y Sensoriales (LIRINS). Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de Entre Ríos, Argentina

ABSTRACT

The functional electrical stimulation is a technique of rehabilitation for patients with paralysis that restitutes the lost motor function, which can be studied by means of the registry of the electrical activity of muscles or electromyographic signal. When the muscle is being stimulated, this signal is a wave of synchronous depolarization with the stimulus, which receives the name of M-wave. This wave is the main indicator of the answer of the muscle to the electrical stimulus and presents changes in its spectral and morphological characteristics when the fatigue phenomenon appears. The muscular fatigue limits the use of systems of functional stimulation during prolonged periods. The variables more used to evaluate the changes in M-wave are their amplitude and duration, and the mean and the median of their frequency spectrum. During the fatigue phenomenon, the amplitude of the M-wave diminishes and its duration increases. As a result of the lactic acid accumulation, the speed of conduction of muscular fibers is reduced, resulting in a spectral compression and a shift of the frequency spectrum towards the low frequencies. The reported works that study the changes in M-wave during the occurrence of the phenomenon of fatigue are limited to static conditions. It is then necessary the development of new techniques to detect the occurrence of the phenomenon of fatigue in dynamic conditions similar to those existing in the daily life.

KEY WORDS: muscle fatigue; electromyography; functional electrical stimulation.

INTRODUCCIÓN

Las personas con lesiones en el sistema nervioso central tienen dificultades para generar las órdenes motrices, como es el caso de lesiones en la corteza motora provocadas por accidentes cerebrovasculares o tumores cerebrales, por ejemplo; o si las generan, pueden ver impedidas su transmisión a través de las vías nerviosas por lesiones en la médula. En ambos casos la función motora se presenta disminuida o paralizada y la vida cotidiana de estas personas se complica enormemente. Una de las alternativas para paliar esta situación es la estimulación eléctrica funcional (FES, por sus siglas en inglés). FES es una técnica de rehabilitación que busca restaurar la función motora de pacientes con lesiones en el sistema nervioso central. Se basa en la activación de tejido nervioso sano que se encuentra por debajo del nivel de la lesión [21]. El paciente comanda el sistema de FES por medio de señales que tiene bajo su control voluntario, y el sistema genera impulsos eléctricos que estimulan los nervios periféricos, la médula o zonas muy específicas del sistema nervioso [21, 37]. Los sistemas de FES

pueden emplear electrodos superficiales o implantados. Entre sus principales aplicaciones motrices se pueden mencionar la bipedestación y marcha de personas con lesiones medulares, la corrección de la caída del pie durante la fase de balanceo de la marcha hemipléjica o la asistencia a la prensión y liberación de objetos en personas con tetraplejías altas [8]. Otros sistemas más novedosos que usan el mismo principio de la FES son los estimuladores para el control vesical-intestinal-sexual, para asistencia respiratoria crónica, para el control de los temblores de Parkinson, para regulación de las crisis epilépticas, entre otras. En tales casos, y si bien existen varios modelos de cada sistema, los electrodos pueden implantarse en la médula, en el nervio frénico o en centros cerebrales encargados de la regulación de tales funciones [21].

Las aplicaciones motoras de FES tienen como inconveniente la ocurrencia del fenómeno de fatiga muscular que limita su efectividad y uso en periodos largos de tiempo. Esto resalta la necesidad de estudiar y evaluar la evolución de la fatiga muscular durante la utilización de los sistemas FES que contraen el músculo esquelético desde la superficie. Dado que la



actividad de estos músculos puede ser estudiada por electromiografía (EMG), en este artículo presentamos una revisión bibliográfica acerca de la señal de EMG de superficie y su relación con la fatiga muscular, en contracciones voluntarias y en contracciones evocadas por estímulos eléctricos, con vistas a desarrollar herramientas que permitan predecir y detectar este fenómeno a partir de la señal de EMG que se utiliza como control de los sistemas de FES.

LA ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía (EMG) es la técnica que registra el potencial eléctrico generado por la despolarización de la membrana externa de la fibra muscular. Su detección se realiza por medio de electrodos intramusculares o superficiales [17]. La electromiografía de aguja se usa con el fin de estudiar la fisiología y patología de las unidades motrices, tales como la denervación, la reinervación y las miopatías, entre otras. La electromiografía de superficie (SEMG, por sus siglas en inglés) es más adecuada para estudios en donde se pretende observar el comportamiento muscular global, los patrones de actividad temporal y la fatiga de un músculo o de un grupo muscular [44]. La señal de SEMG representa la suma de potenciales de acción de unidades motoras (PUM) individuales, que se generan por las descargas continuas e irregulares de las unidades motoras activas en el músculo; ello se evidencia en su trazado de forma irregular.

Las propiedades del tejido que separa las fuentes generadoras de señal de los electrodos superficiales determinan las características de la señal registrada, en términos de contenido frecuencial y de la distancia a la cual la señal ya no puede detectarse [31]. Este tejido biológico actúa como filtros pasabajos; pero si la señal es detectada por electrodos intramusculares, el efecto de los tejidos es despreciable, debido a la cercanía existente entre los electrodos y las fuentes de señal [1, 31].

La amplitud de la señal de SEMG puede variar de 0 a 10 mV (pico a pico), dependiendo del mús-

culo registrado y de las condiciones del registro. La zona útil de la señal, es decir, aquella cuya energía está por encima del nivel de ruido eléctrico está limitada entre 0 y 500 Hz con una región de energía dominante en el rango 50-150 Hz [11]. La figura 1 muestra una señal de SEMG registrada en el músculo extensor de la muñeca.

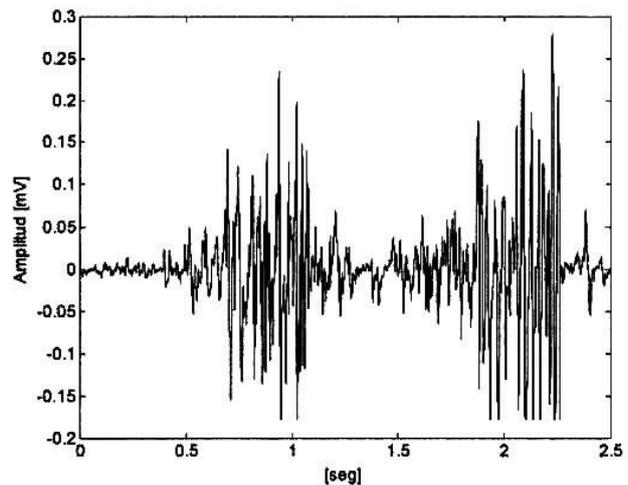


Figura 1. EMG de superficie durante contracciones intermitentes del músculo extensor de la muñeca [40]. Reproducida con permiso

Según que la contracción realizada sea estática o dinámica, la señal de SEMG presenta diferentes características. En condiciones dinámicas, la longitud del músculo cambia y, por lo tanto, la localización de los electrodos respecto de él, introduciendo de esta manera artefactos en la señal y haciendo que la señal de SEMG registrada en estas condiciones sea una señal no estacionaria [38]. Por otro lado, la fuerza muscular depende de la longitud de la fibra muscular y está inversamente relacionada con la velocidad de acortamiento y directamente con la velocidad de alargamiento. En este sentido, el espectro de frecuencias de la señal de SEMG está también relacionado con la longitud del músculo, ya que se ha demostrado que existe un desplazamiento a las altas frecuencias cuando la longitud de la fibra muscular disminuye [37].

La señal de SEMG registrada durante la aplicación de estimulación eléctrica es la suma sincronizada de los potenciales de acción generados por las unidades motoras activas [34]. Esta suma sincronizada de potenciales recibe el nombre de onda M, por ser la respuesta muscular al estímulo eléctrico. Cuando se estimula con pulsos rectangulares de 0,3 ms de duración, a corriente constante y una frecuencia de 30 pps (pulsos por segundo), el músculo extensor de la muñeca de un sujeto con sensibilidad conservada, la onda M tiene una duración cercana de los 10 ms y una amplitud de 2,5 mV aproximadamente, como lo muestra la figura 2. En estas mismas condiciones de estimulación, el espectro de frecuencias de la onda M cubre desde los 0 Hz hasta los 400 Hz, más o menos [40].

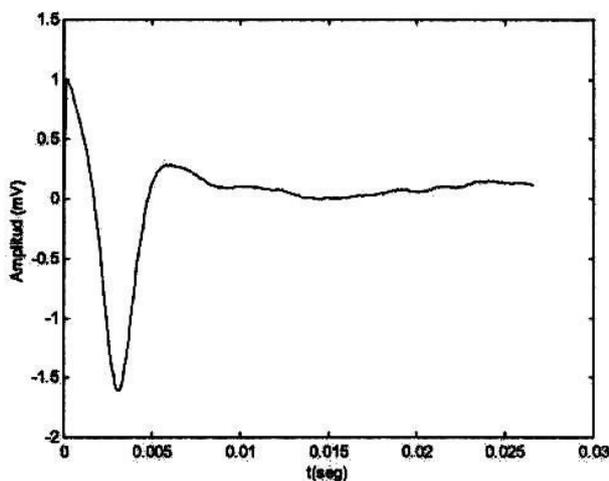
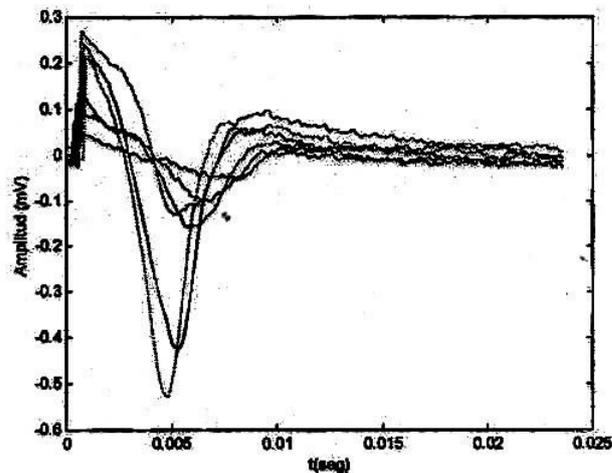


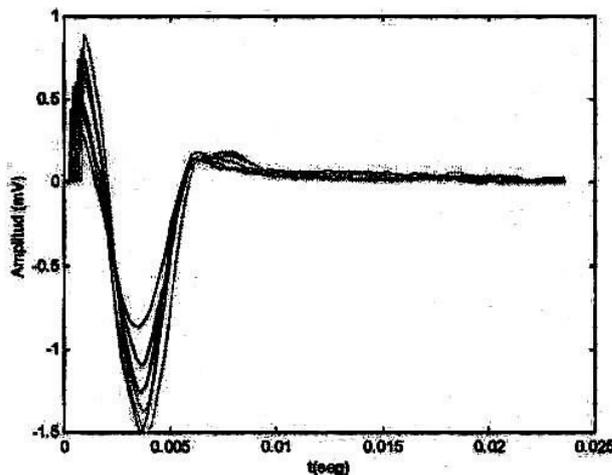
Figura 2. Onda M evocada por un pulso eléctrico superficial en una persona con sensibilidad conservada [40]. Reproducida con permiso

La onda M sufre cambios morfológicos y frecuenciales según como cambian las condiciones de registro y las unidades motoras reclutadas. Sus propiedades dependen del número de unidades motoras activadas por la estimulación eléctrica, de la dispersión de sus zonas de inervación, de la velocidad de conducción y la forma del PUM, entre otros [16]. Es así como pueden observarse cambios en su amplitud y morfología cuando se incrementa

la intensidad de la estimulación debido al aumento del número de unidades motoras reclutadas [40]. En la figura 3 se muestran los cambios en función del incremento de la intensidad de estimulación de una onda M registrada en el músculo extensor de la muñeca mientras se le aplicaban intensidades de estimulación superficial crecientes.



a)



b)

Figura 3. Cambios morfológicos de la onda M en función de la intensidad de estimulación. a) A bajas intensidades de estimulación. b) A altas intensidades de estimulación [40] Reproducida con permiso



La onda M puede ser analizada en el dominio del tiempo y de la frecuencia [29]. Este análisis brinda información acerca de las propiedades periféricas del sistema neuromuscular [3, 26] y de sus cambios debido a fatiga muscular [27], patologías [9] y ejercicio [18].

FATIGA MUSCULAR

La fatiga se manifiesta como una reducción en la capacidad de mantener un determinado nivel de fuerza en una contracción sostenida o como la incapacidad de alcanzar un nivel de fuerza inicial en contracciones intermitentes, y está acompañada por cambios en la actividad eléctrica muscular [12]. Si se analiza todo el sistema neuromuscular, se puede encontrar fatiga en la corteza motora, en las vías excitatorias, en las estructuras de control de las motoneuronas superiores e inferiores, en la placa motora, en el sarcolema, en el acoplamiento excitación-contracción y en el suministro metabólico de energía [43].

La fatiga muscular tiene componentes centrales y periféricos. Los primeros se manifiestan como una incapacidad para realizar una actividad inducida por el desarrollo de ésta. Los segundos se manifiestan como una incapacidad del músculo para producir un determinado nivel de fuerza [35]. En contracciones sostenidas se produce fatiga central y periférica durante esfuerzos máximos [5] y submáximos [24], mientras que en contracciones intermitentes se produce fatiga central y periférica cuando el esfuerzo es máximo [41], pero sólo se produce fatiga periférica si el esfuerzo es submáximo o hay descanso suficiente entre contracciones [4]. En las aplicaciones motrices de FES se activan los nervios periféricos del músculo paralizado y la fatiga que se produce es predominantemente de naturaleza periférica [32], pero, dependiendo de la condición patológica del músculo que se está estimulando, puede también presentarse fatiga central.

FATIGA MUSCULAR Y SU RELACIÓN CON LA SEÑAL DE SEMG

La fatiga puede evaluarse por medio de la señal de SEMG, siendo las variables más usadas su amplitud pico a pico y la media del valor rectificado, la media y la mediana de su espectro de frecuencias y la velocidad de conducción de las fibras musculares [43]. Inicialmente, la amplitud de la señal de SEMG aumenta, debido a que, como mecanismo de compensación de fatiga, los músculos intentan mantener la misma fuerza reclutando unidades motoras adicionales; pero cuando esto no es posible, la fuerza comienza a disminuir evidenciándose una reducción en la amplitud de la señal. Durante contracciones fatigantes, se presenta una reducción en la velocidad de conducción y, por lo tanto, de las frecuencias características de la señal; siendo la acumulación de ácido láctico una de sus causas [7]. Esta reducción en la velocidad de conducción resulta en una compresión y un corrimiento del espectro de frecuencias hacia las bajas [19]. Así mismo, la frecuencia de activación de las unidades motoras, representada en la zona de bajas frecuencias del espectro del EMG, cambia como consecuencia del estado de fatiga [5, 31].

Otra consecuencia del fenómeno de fatiga es la disminución del umbral de reclutamiento de las unidades motoras; así, se activan nuevas unidades motoras que no estaban activas al comienzo de la contracción. Éstas tienen mayor tamaño, mayor velocidad de conducción y PUM de duración corta, produciendo un desplazamiento de las frecuencias de la señal de SEMG hacia valores mayores [31]. Pero, por otro lado, la duración del PUM es altamente afectada por la distancia entre la fuente y el punto de registro. Así, las unidades motoras profundas reclutadas después del comienzo de la contracción tenderán a desplazar el espectro hacia frecuencias menores, aun cuando la velocidad de conducción de estas unidades motoras reclutadas sea alta. Estos fenómenos hacen que la relación entre las variables

espectrales y la velocidad de conducción, en la etapa de la contracción que involucra un reclutamiento sustancial de unidades motoras, no se pueda predecir analíticamente [31].

Los músculos son reclutados de manera diferente cuando son estimulados eléctricamente que cuando son activados voluntariamente. Durante las contracciones inducidas eléctricamente, las unidades motoras se activan en forma sincronizada, mientras que en contracciones voluntarias su activación es asincrónica [10, 15]. El orden de reclutamiento de las unidades motoras es también diferente entre contracciones inducidas eléctricamente y contracciones voluntarias [6]. Cuando se realiza una contracción voluntaria, las primeras unidades motoras en activarse son las de contracción lenta resistentes a la fatiga. A medida que aumenta la fuerza, se activan las unidades motoras que están compuestas de fibras rápidas resistentes a la fatiga y después se activan las compuestas de fibras de contracción rápida y rápidamente fatigables. En las contracciones inducidas eléctricamente, las primeras unidades motoras en activarse son las compuestas por fibras de contracción rápida y rápidamente fatigables, dado que estas fibras poseen un menor umbral de activación [22]. De esta manera, resulta evidente que la fatiga muscular se presenta con más rapidez en músculos estimulados eléctricamente que en músculos activados voluntariamente.

En aplicaciones de estimulación eléctrica es importante evaluar la evolución de la fatiga muscular para evitar el deterioro del comportamiento mecánico del músculo que se está estimulando. Debido a la escasez de sensores que midan directamente la fuerza desarrollada por la fibra muscular, se han propuesto métodos que permiten evaluar los cambios en los parámetros de la onda M con el fin de medir el desarrollo de fatiga muscular durante estimulación eléctrica [13]. Dentro de los métodos existentes se encuentran los que proponen modelos del desarrollo de la fatiga muscular [14, 28, 39] y los que relacionan la aparición de la fatiga muscular con los cambios ocurridos en los parámetros carac-

terísticos de la onda M en condiciones estáticas [20, 33, 42, 45] y en condiciones dinámicas [45], y entre estos cambios y los ocurridos en parámetros externos como el torque [1, 25, 33, 42, 45] y el ángulo articular [30, 46]. Estos parámetros pueden cuantificarse por medio de sensores específicos como dinamómetros, acelerómetros y goniómetros respectivamente.

En contracciones evocadas, la fatiga produce una reducción en la amplitud de la onda M, acompañada de una compresión espectral y una reducción de los valores de la media y la mediana del espectro de frecuencias de la señal [31]. En la figura 4 se muestran periodogramas promediados superpuestos de la onda M del músculo tibial anterior al comienzo del protocolo de estimulación y durante la ocurrencia del fenómeno de fatiga cuando se aplicaba estimulación al nervio ciático poplíteo externo para lograr la dorsiflexión.

Yu *et al.* [45] evaluaron los cambios en la amplitud y las características temporales de la onda M con la aparición del fenómeno de fatiga en contracciones dinámicas y estáticas. Concluyeron que en condiciones de estimulación continua, el torque y la amplitud pico a pico (PTPa) de la onda M tienden a disminuir, mientras que el tiempo en alcanzar el valor máximo (RTP) y la duración pico a pico (PTPd) tienden a aumentar durante la fatiga muscular. Esto

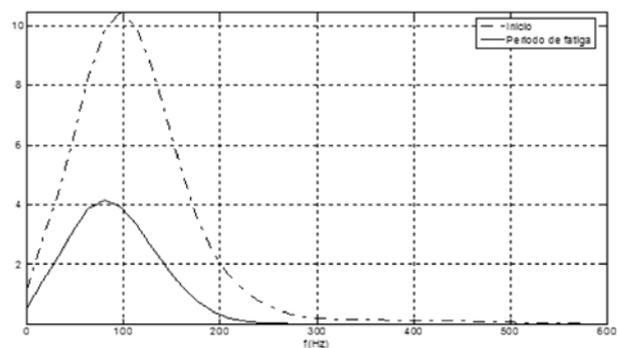


Figura 4. Periodogramas promediados de la onda M al comienzo (línea punteada) y durante el periodo de fatiga (línea llena) del protocolo de estimulación. El valor de la mediana del espectro de frecuencias cambió de 80Hz al comienzo del protocolo a 64Hz durante el periodo de fatiga



estaría explicado por una reducción en el número de unidades motoras activas o una reducción en la amplitud del PUM. La reducción en la PTPa y el aumento en el RTP y en la PTPd denotan un ensanchamiento en la onda M, como consecuencia de una reducción en la velocidad de conducción de la fibra muscular. En condiciones dinámicas, las características evaluadas oscilan con los cambios en la longitud del músculo. Durante el proceso de fatiga, cuando la fuerza decae intensamente, la PTPa decrece a un nivel mucho menor que en condiciones estáticas, de tal manera que la intensidad de sus oscilaciones también se reduce; por otro lado, las oscilaciones de las características temporales aumentan a medida que progresa la fatiga. Estas mayores oscilaciones indican que la diferencia de las características temporales entre músculos acortados y alargados es más evidente y que el efecto de la longitud del músculo en el tiempo de propagación del PUM es más notorio en músculos fatigados. Puede deducirse, entonces, que los cambios en las características de la onda M y la disminución en la magnitud del torque aparecen más rápidamente en las contracciones dinámicas que en las contracciones estáticas, limitando aun más el uso de sistemas FES en actividades de la vida diaria.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El uso de sistemas de estimulación eléctrica funcional se ve limitado por la fatiga muscular, que se manifiesta como una reducción en la eficiencia de los movimientos realizados, razón por la cual estos sistemas no pueden usarse por tiempos prolongados. La detección del comienzo del fenómeno de fatiga muscular permitiría el desarrollo de técnicas de control para optimizar su desempeño. El fenómeno de fatiga se puede detectar, o mejor aun predecir, por medio del análisis de la evolución de la señal de SEMG, en especial de la onda M. Se han identificado varios trabajos que reportan experiencias de evaluación de cambios en la onda M en situaciones de fatiga en condiciones muy controladas, como las estáticas [20, 33, 42, 45], pero muy pocos en los cuales estos

análisis se realizaron en situaciones más reales, como las dinámicas [45]. Resulta, por consiguiente, necesario explorar nuevas técnicas de análisis de la onda M que sean capaces de detectar la fatiga muscular durante el movimiento. Esto sería de gran utilidad para los sistemas de FES que se emplean durante actividades de la vida diaria como la marcha y la prensión y la liberación de objetos por personas con discapacidades motoras.

REFERENCIAS

1. Basmajian, J. and De Luca, C. *Muscle alive. Function revealed by electromyography*. 5th ed. Baltimore, MD: Williams & Wilkins (1985).
2. Bickel, C.; Slade, H.; Warren, G. and Dudley, G. Fatigability and variable-frequency train stimulation of human skeletal muscles. En: *Physical Therapy*. Vol. 83, No. 4 (2003), p. 366-373.
3. Bigland-Ritchie B. and Woods, J. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. En: *Muscle Nerve*. Vol. 7, No. 9 (1984), p. 691-699.
4. Bigland-Ritchie B.; Furbush, F. and Woods, J. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. En: *Journal of Applied Physiology*. Vol. 61, No. 2(1986), p. 421-429.
5. Bigland-Ritchie B.; Johansson, R.; Lippold, O.; Smith, S. and Woods, J. Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. En: *The Journal of Physiology*. Vol. 340, No. 1 (1983), p. 335-346.
6. Binder-Macleod S.; Halden, E. and Jungles, K. Effects of stimulation intensity on the physiological responses of human motor units. En: *Medicine & Science in Sports & Exercise*. Vol. 27, No. 4 (1995), p. 556-565.
7. Brody, L.; Pollock, M.; Roy, S.; De Luca, C. and Celli, B. pH induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. En: *Journal of Applied Physiology*, Vol. 71, No. 5 (1991), p. 1878-1885.
8. Burridge, J. and Ladouveur, M. Clinical and therapeutic applications of neuromuscular stimulation: a review of current use and speculation into future developments. En: *Neuromodulation*. Vol. 4, No. 4 (2001); p. 147-154.

9. Cisari, C.; D'Alessandro, O.; Manca, M. and Rossi, B. Sarcolemmal excitability in myotonic dystrophy: assessment through surface EMG. En: *Muscle Nerve*. Vol. 21, No. 4(1998), p. 543-546.
10. De Luca, C. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in human. En: *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. Vol. 11(1984), p. 251-279.
11. De Luca C. Surface electromyography: Detection and recording. DelSys Incorporated. (2002).
12. Dimitrova, N. and Dimitrov, G. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. En: *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol. 13, No. 1(2003), p. 13-36.
13. Dimitrova, N.; Hogrel, J.; Arabadzhiev, T. and Dimitrov, G. Estimate of M-wave changes in human biceps brachii during continuous stimulation. En: *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol. 15, No. 4 (2005), p. 341-348.
14. Ding, J.; Wexler, A. and Binder-Macleod, S. A predictive model of fatigue in human skeletal muscles. En: *Journal of Applied Physiology*. Vol. 89, No. 4 (2000), p. 1322-1332.
15. Enoka, R. and Stuart, D. Neurobiology of muscle fatigue. En: *Journal of Applied Physiology*. Vol. 72, No. 5 (1992), p. 1631-1648.
16. Farina, D.; Blanchietti, A.; Pozzo M. and Merletti, R. M-wave properties during progressive motor unit activation by transcutaneous stimulation. En: *Journal of Applied Physiology*. Vol. 97, No. 2 (2004), p. 545-555.
17. Farina, D.; Merletti, R. and Stegeman, D. Biophysics of the generation of EMG signals. En: Merletti, R. and Parker, P. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. USA. IEEE Press. Wiley-Interscience. (2004), p. 81-105.
18. Fitzgerald, K.; Piva, S. and Irrgang, J. A modified neuromuscular electrical stimulation protocol for quadriceps strength training following anterior cruciate ligament reconstruction. En: *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. Vol. 33, No. 9 (2003), p. 492-501.
19. Gannoni, M.; Camelia, F. and Farina, D. Conduction velocity of quiescent muscle fibers decreases during sustained contractions. En: *Journal of Neurophysiology*. 94, No. 1(2005), p. 387-394.
20. Heasman, J.; Scot T.; Vare, V.; Flynn, R.; Gschwind, C.; Middleton, J. and Rutkowski, S. Detection of fatigue in the isometric electrical activation of paralyzed hand muscles of persons with tetraplegia. En: *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. Vol. 8, No. 3 (2000), p. 286-296.
21. Horch, K. and Dhillon, G. *Neuroprosthetics: theory and practice*. Singapore. World Scientific. (2004), p. 1035-1053.
22. Kandel, E.; Schwartz, J. y Jessel, T. *Principios de neurociencia*. McGraw-Hill. España (2000).
23. Loeb, O. and Davoodi, R. The functional reanimation of paralyzed muscles. *Biomimetic Strategies*. En: *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. Vol. 24, No. 5(2005); p. 45-51.
24. Löscher, W.; Cresswell, A. and Thorstensson, A. Central fatigue during a long-lasting submaximal contraction of the triceps surae. En: *Experimental Brain Research*. Vol. 108, No. 2 (1996), p. 305-314.
25. Martin, V.; Millet, G.; Martin, A.; Deley, G. and Lattier, G. Assessment of low frequency fatigue with two methods of electrical stimulation. En: *Journal of Applied Physiology*. Vol. 97, No. 5 (2004), p. 1923-1929.
26. Merletti, R.; De Luca, C. and Sathyan, D. Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: effect of side dominance. En: *Journal of Applied Physiology*. Vol. 7, No. 5(1994), p. 2104-2114.
27. Merletti, R.; Fiorito, A.; Lo Conte, L. and Cisari C. Repeatability of electrically evoked EMG signals in the human vastus medialis muscle. En: *Muscle Nerve*. Vol. 21, No. 2 (1998), p. 184-193.
28. Merletti, R.; Knaflitz, M. and De Luca, C. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. En: *Journal of Applied Physiology*. Vol. 69, No. 5(1990), p. 1810-1820.
29. Merletti, R.; Knaflitz, M. and De Luca, C. Electrically evoked myoelectric signals. En: *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. Vol. 19, No. 4 (1992), p. 293-340.
30. Merletti, R.; Lo Conte, L.; Cisari, C. and Massazza, U. Effect of ankle joint position on electrically evoked surface myoelectric signals of the tibialis anterior muscle. En: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol. 74, No. 5 (1993), p. 501-506.
31. Merletti, R.; Rainoldi, A. and Farina, D. Myoelectric manifestations of muscle fatigue. En: Merletti, R. and Parker, P. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. USA. IEEE Press. Wiley-Interscience. (2004), p. 233-258.
32. Mizrahi, J. Fatigue in muscles activated by functional electrical stimulation. En: *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*. Vol. 9, No. 2 (1997), p. 93-129.



33. Mizrahi, J.; Levy, M.; Ring, H.; Isakov, E. and Liberson, A. EMG as an indicator of fatigue in isometrically FES-activated paralyzed muscle. En: *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. Vol. 2, No. 2 (1994), p. 2157-2165.
34. Muhammad, W.; Meste, O.; Rix, H. and Farina, D. A novel approach for joint estimation of time delay and scale factor with applications to the M-wave analysis. En: *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*. Estambul, Turquía. Octubre 25-28 (2001), p. 1093-1096.
35. Nordlund, M.; Thorstensson, A. and Cresswell, A. Central and peripheral contributions to fatigue in relation to level of activation during repeated maximal voluntary isometric plantar flexions. En: *Journal of Applied Physiology*. Vol. 96, No. 1(2004), p. 218-225.
36. Popovic, M.; Keller, T.; Pappas, I.; Dietz, V. and Morari, M. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses. En: *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. Vol. 20, No. 1(2001); p. 82-93.
37. Potvin, J. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. En: *Journal of Applied Physiology*. Vol. 82, No. 1(1997), p. 144-151.
38. Roy, S. From static to dynamic contractions. En: *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. Vol. 20, No. 1(2001), p. 36-37.
39. Solomonow, M.; Baratta, R.; Shoji, H. and D'Ambrosia, R. The EMG-force model of electrically stimulated muscle: dependence on control strategy and predominant fiber composition. En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 44, No 9 (1987), p. 692-702.
40. Tabernig, O. Eliminación de la respuesta muscular evocada del electromiograma de superficie de un músculo estimulado eléctricamente. Tesis de maestría. Universidad Nacional de Entre Ríos (Argentina). (2004).
41. Taylor, J.; Allen, G.; Butler, J. and Gandevia, S. Supraspinal fatigue during intermittent maximal voluntary contractions of the human elbow flexors. En: *Journal of Applied Physiology*. Vol. 89, No. 1 (2000), p. 305-313.
42. Tepavac, D. and Schwirtlich L. Detection and prediction of FES induced fatigue. En: *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol. 7, No. 1 (1997), p. 39-50.
43. Thorsen, R; Spadone, R. and Ferrarin, M. A pilot study of myoelectrically controlled FES of upper extremity. En: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. Vol. 9, No. 2 (2001); p. 161-168.
44. Trontelj, J; Jabre, J. and Mihelin, M. Needle and wire detection techniques. En: Merletti, R. and Parker, P. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. USA. IEEE Press. Wiley-Interscience. (2004), p. 27-46.
45. Yu, N.; Chen, J. and Ju, M. Study of the electrically evoked EMG and torque output during the muscle fatigue process in FES-induced static and dynamic contractions. En: *Basic and Applied Myology*. Vol. 9, No. 1(1999), p. 11-18.
46. Winslow, J.; Jacobs, P. and Tepavac, D. Fatigue compensation during FES using surface EMG. En: *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol. 13, No. 6 (2003), p. 555-568.