

Variación de parámetros de electroestimulación con corrientes bifásicas de baja frecuencia y fuerzas evocadas

A. COARASA LIRÓN DE ROBLES, T. MOROS GARCÍA, C. MARCO SANZ y M. COMÍN COMÍN

Servicio de Rehabilitación. Clínica Quirón Zaragoza. Departamento de Fisiatría. Universidad de Zaragoza.

Resumen.—El empleo de parámetros adecuados de estimulación parece importante para la eficacia de las corrientes excitomotoras. El objetivo planteado es la medición de la fuerza producida con corriente bifásica modificando la duración, intensidad y frecuencia del impulso y manteniendo constantes otras condiciones de estimulación. Se realizan estimulaciones percutáneas del cuádriceps femoral en 15 sujetos voluntarios sanos cuantificando con dinamometría la fuerza electroinducida que se expresa en porcentaje de la fuerza de la contracción máxima voluntaria. Se emplean aplicaciones bifásicas con duraciones de pulso de cronaxia individual, previamente explorada, en una gama de frecuencias creciente de 30 a 200 Hz y una aplicación de 300 μ s de pulso a 70 Hz. Las mediciones de la fuerza se efectúan en un nivel perceptivo de sensación moderada de corriente y en el nivel de máxima tolerancia, registrando la intensidad eléctrica. La fuerza obtenida depende de la duración del pulso ($P < 0,05$) con intervalo en este estudio de 90-300 μ s. Los impulsos de 300 μ s generan fuerzas superiores precisando menor intensidad de corriente en cualquiera de los niveles perceptivos que las duraciones de pulso de cronaxia individual cuando ésta es inferior a 200 μ s ($P < 0,01$). En la estimulación motora hay una relación entre la intensidad de la corriente emitida y la fuerza evocada pero no hay proporcionalidad en el incremento de ambos parámetros. La intensidad de corriente tolerada y la fuerza desarrollada es similar en la gama de frecuencias utilizada aunque se comprueba una tendencia al aumento de la fuerza en 50 Hz y 70 Hz que se estabiliza en frecuencias superiores.

Palabras clave: *Electroestimulación. Contracción Muscular. Fuerza Muscular. Estudios de Evaluación.*

VARIATION OF ELECTROSTIMULATION PARAMETERS WITH LOW FREQUENCY BIPHASIC CURRENTS AND EVOKED STRENGTHS

Summary.—Use of adequate stimulation parameters appears to be important for the efficacy of excitomotor cu-

rrents. The objective posed is the measurement of the strength produced with biphasic current modifying the duration, intensity and frequency of the impulse and maintaining the other stimulation conditions constant. Percutaneous stipulations of the femoral quadriceps are performed in 15 healthy volunteer subjects, quantifying the electrically induced strength that is expressed in percentage of strength of the maximum voluntary contraction with dynamometer. Biphasic applications with individual chronaxia pulse durations previously examined in a range of frequencies growing from 30 to 200 Hz and an application of 300 μ sec of pulse at 70 Hz are used. The strength measurements are performed in a moderate current and perceptive level of sensation and in the level of maximum tolerability, recording the electrical intensity. The strength obtained depends on the pulse duration ($P < 0.05$) with a 90-300 μ sec interval in this study. The 300 μ sec impulses generate superior strengths, requiring less current intensity in any of the perceptive levels than the individual chronaxia pulse durations when this is less than 200 μ sec ($P < 0.01$). In the motor stimulation, there is a relationship between the current intensity emitted and the strength evoked but there is no proportionality in the increase of both parameters. The intensity of the tolerated current and developed strength is similar in the frequency range used, although a tendency to increase of the force in 50 Hz and 70 Hz that is established in superior frequencies is observed.

Key words: *Electric Stimulation Therapy. Muscle Contraction. Muscular Strength. Evaluation Studies*

INTRODUCCIÓN

La utilización de corrientes de baja frecuencia de carácter bidireccional para prevenir y recuperar la atrofia y la pérdida funcional o con el propósito de fortalecimiento, es creciente. Quizá la preferencia de muchos clínicos por este tipo de electroestimulación neuromuscular (EENM) radica en su buena tolerancia para la estimulación prolongada, sin provocar alteraciones

cutáneas ni tener los peligros propios de las formas polarizadas, e igualmente en la disponibilidad de aparatos portátiles que permiten economizar el tratamiento (1).

Aunque la EENM se ha mostrado como una técnica interesante en la rehabilitación del paciente cuando la inmovilización y/o la inhibición refleja hacen difíciles e insuficientes los ejercicios isométricos (2-5), hay todavía una gran controversia sobre su efectividad para el reforzamiento muscular. Si bien la mayoría de los autores relatan ganancias de fuerza mediante un programa de EENM, su beneficio no parece ser superior al obtenido con el ejercicio en las mismas condiciones de intensidad de esfuerzo (6-8). A este respecto se ha demostrado un comportamiento similar entre la contracción voluntaria y la contracción electroinducida de manera que el resultado final de un entrenamiento por cualquiera de los dos tipos de contracción depende de las fuerzas producidas en las sesiones. Deben alcanzarse repetidamente unos niveles mínimos de intensidad de contracción del 20% de la fuerza máxima voluntaria isométrica (FMV) para lograr el mantenimiento de la fuerza y trofismo muscular. Para mejorar el rendimiento muscular son necesarios picos de fuerza por encima del 35% de FMV (4, 9). Se ha comprobado también la especificidad del tipo de contracción desencadenada y la especificidad del ángulo de entrenamiento para la ganancia de fuerza con EENM (6, 8).

La magnitud de la respuesta contráctil en la estimulación percutánea está en función de los parámetros de la corriente eléctrica como la continuidad del fenómeno, morfología, duración, intensidad y frecuencia del impulso. Igualmente influyen la naturaleza de los electrodos y factores de conductividad tisular (10). Los parámetros de estimulación seleccionados deben permitir generar picos de fuerza máxima con mínima sensación nociceptiva para la eficacia de la técnica. Sin embargo, no hay acuerdo sobre cuales han de ser las características más adecuadas de las corrientes bifásicas para obtener la máxima eficacia. Así las duraciones del impulso son variables aunque se piensa que los estímulos cronáxicos son los más apropiados (11); las intensidades de corriente a menudo no se cuantifican refiriéndose al umbral de tolerancia individual y la elección de la frecuencia no está estandarizada siendo discutido el patrón de activación de fibras en función de la frecuencia de estimulación; los tiempos de acción e intervalo y la duración del tratamiento difieren mucho en los estudios. Las condiciones de una optimización de la EENM sigue siendo hoy objeto de investigación tanto como su eficacia o beneficio.

Con este planteamiento, el propósito de este trabajo es la medición dinamométrica de los picos de fuerza evocados con corrientes bifásicas al modificar la duración del estímulo, la intensidad según el nivel perceptivo de sensación de corriente y la frecuencia

actuante, manteniendo constante en todas las aplicaciones eléctricas la morfología del impulso, el período de estimulación y reposo y las condiciones de electrodos. Hay que señalar que el estudio queda limitado a músculo no patológico y al ensayo de una gama concreta de duraciones y frecuencias de estímulo así como a niveles perceptivos de sujetos sanos.

MATERIAL Y MÉTODO

El estudio prospectivo se lleva a cabo en una muestra aleatoria de 15 adultos voluntarios sanos (8 hombres y 7 mujeres) de edad media $27,8 \text{ años} \pm 6,8 \text{ años}$ de desviación estándar (rango de 21-33 años), informados del procedimiento a aplicar y objeto del trabajo. El músculo explorado es el cuádriceps femoral derecho y se evita la interposición de una gruesa capa de panículo adiposo entre electrodo y músculo, excluyendo del estudio sujetos obesos, no jóvenes o con antecedentes patológicos en general. De forma previa al protocolo se ha sometido a los sujetos a una experiencia de EENM para su adaptación a la sensación de corriente a fin de evitar contracciones voluntarias asociadas, aunque ninguno ha realizado una fase de acostumbramiento.

Se examina la cronaxia (Cx) muscular a partir de un generador de intensidad constante mediante técnica de estimulación monopolar activa, con electrodo de bolígrafo (1 cm^2 de superficie) que lleva un sistema de espiral elástica para controlar la presión ejercida y electrodo dispersivo en la espalda. El sujeto se encuentra en decúbito supino, bien relajado y la zona a explorar cuidadosamente desengrasada y rasurada. Se procede a la búsqueda del punto motor y se sigue rigurosamente el procedimiento clásico manteniendo inmóvil el electrodo y determinando el tiempo que precisa un impulso de intensidad doble de la reobase para provocar la mínima contracción visible (12).

Posteriormente se realiza una medición de la FMV valorada como la mayor de tres contracciones isométricas máximas de 3 s de duración con intervalo mínimo de 2 m (forma habitual aceptada por los autores). Las fuerzas se registran con un dinamómetro de lector digital con capacidad máxima de 800 Nw. El sujeto está sentado en un sillón terapéutico con la cadera y la rodilla en flexión de 90° y bien estabilizado con cinchas. El tobillo se conecta a una barra metálica mantenida paralela al suelo y ésta a su vez al sensor del dinamómetro alojado en un rail de acero atornillado a la pared, sin que existan elementos deformables en el conjunto que podrían distorsionar la fuerza producida. Al expresarse la fuerza a través de una palanca el valor obtenido realmente corresponde a un momento de torsión de la contracción isométrica.

TABLA 1. Intensidades de corrientes bifásicas de baja frecuencia en los dos niveles perceptivos.

Aplicaciones electroestimulación (N=15)	Nivel 2-Escala Tolerancia		Nivel 3-Escala Tolerancia	
	Intensidad (mA)	Máximo/Mínimo	Intensidad (mA)	Máximo/Mínimo
30 Hz-Cx	73,6 ± 6,1	80 - 60	82 ± 6,4	90 - 70
50 Hz-Cx	72,6 ± 5,9	80 - 60	81,6 ± 6,7	90 - 70
60 Hz-Cx	72 ± 6,7	80 - 60	81,3 ± 7,1	90 - 70
100 Hz-Cx	72 ± 6,7	80 - 60	81,3 ± 7,1	90 - 70
150 Hz-Cx	70,6 ± 7,9	80 - 60	80 ± 8,6	90 - 65
200 Hz-Cx	70,6 ± 7,9	80 - 60	80 ± 8,6	90 - 65
70 Hz-300 μs	54 ± 5,7	60 - 40	63,3 ± 5,8	80 - 60

- Cx=Duración de impulso igual a la cronaxia muscular.

La EENM se efectúa en la misma posición y también con técnica de animación verbal para la tolerancia a la corriente. El momento resultante de la contracción electroinducida se expresa en porcentaje de FMV. Se utiliza corriente bidireccional de baja frecuencia y de impulso bifásico rectangular con compensación asimétrica según la técnica bipolar estandarizada mediante dos canales, cada uno con un par de electrodos de caucho (6×8 cm) mantenidos en posición constante toda la exploración. Se emplean trenes modulados en amplitud de 6 s, con tiempo de intensidad máxima de 4 s y tiempo de pausa de 50 s que permiten la estabilidad de la medición y evitan la fatiga (9, 13). Se consideran tiempos de reposo para la recuperación entre las modalidades eléctricas superiores a 10 m. Se aplican seis modalidades de esta corriente con duración de impulso igual a la Cx individual en frecuencias crecientes de 30 a 200 Hz (denominación: 30 Hz-Cx; 50 Hz-Cx; 70 Hz-Cx; 100 Hz-Cx; 150 Hz-Cx; 200 Hz-Cx) y una modalidad con duración de impulso de 300 μs y frecuencia fija de 70 Hz (denominación: 70 Hz-300 μs). La EENM es de instauración progresiva en su intensidad usando una escala perceptiva de tolerancia (sensación débil de corriente: nivel 1; sensación moderada de corriente: nivel 2; sensación próxima al umbral de intolerancia: nivel 3). Se tiene en cuenta para este estudio las intensidades correspondientes y los porcentajes de FMV electroinducidos en los niveles perceptivos 2 y 3.

Para el tratamiento estadístico de los datos por método informático se seleccionan pruebas no paramétricas por las características de la muestra a pesar de la distribución normal de las variables intensidad y porcentaje de FMV. El cambio de estas variables de un nivel perceptivo a otro se analiza con el test de Wilcoxon. La comparación de las mismas variables en las modalidades bifásicas con un test de Kruskal-Wallis y si sólo se comparan en dos modalidades se aplica un test de Mann-Whitney. La dependencia entre intensidad de corriente admitida y fuerza evocada y de estas

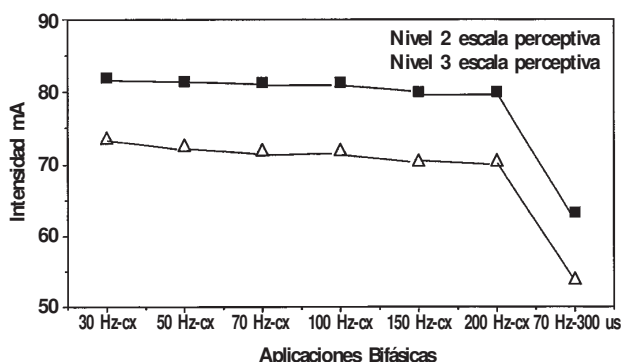
variables con la frecuencia y duración del estímulo empleado se sigue mediante regresión lineal calculando el coeficiente de correlación.

RESULTADOS

La Cx muscular media en esta población es de 164 μs±53 μs de desviación estándar, con un rango entre 240 -90 μs. Únicamente en tres de los 15 sujetos se superan tiempos de excitabilidad de 200 μs (Cx de 230 μs, 240 μs y 240 μs). La FMV media del cuádriceps femoral registrada con el dispositivo ergométrico es de 468 Nw±112 Nw de desviación estándar, con un rango comprendido entre 639-327 Nw.

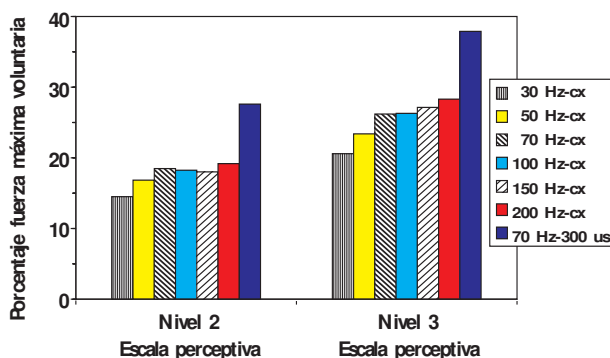
Los valores de las intensidades medias con su desviación estándar y rango toleradas en cada nivel perceptivo se muestran en la tabla 1. La intensidad de cada corriente aplicada aumenta del nivel 2 al nivel 3 de la escala de tolerancia (P<0,001) con un incremento medio de 11,4 mA ±1 mA de desviación estándar (rango: 12 - 9 mA). La comparación gráfica de las intensidades en las diferentes modalidades bifásicas queda representada en la figura 1. En ninguno de los niveles perceptivos hay diferencia significativa de la intensidad de corriente admitida en las seis modalidades con duración de pulso constante e igual a la Cx y frecuencia variable (nivel 2 P=0,79; nivel 3 P=0,99). Sin embargo la intensidad en la modalidad 70 Hz-300 μs es inferior a la alcanzada en las otras corrientes bifásicas (P<0,001 en niveles perceptivos 2 y 3). Así impulsos de 300 μs precisan menor intensidad de corriente que impulsos de duración de Cx para la misma percepción de sensación de corriente.

En el análisis de regresión no hay correlación entre la frecuencia del estímulo y la intensidad soportada (nivel perceptivo 2 r=0,15 P=0,17; nivel perceptivo 3 r=0,10 P=0,34). Sí existe correlación inversa entre la Cx individual que determina la duración del estímulo bifásico y la intensidad del mismo (nivel perceptivo 2 r=0,55, P<0,001; nivel perceptivo 3 r=0,61, P<0,001).



- cx=duración de impulso igual a cronaxia muscular

Fig. 1.—Comparación de intensidades toleradas en diferente frecuencia y duración de estímulo bifásico (N=15).



- cx=duración de impulso igual a cronaxia muscular

Fig. 2.—Comparación de fuerzas inducidas en diferente frecuencia y duración de impulso bifásico (N=15).

Los valores medios y la desviación estándar de los porcentajes de FMV generados en las contracciones evocadas con las distintas modalidades de EENM en los dos niveles de la escala perceptiva se expresan en la tabla 2. Hay un aumento significativo de la fuerza inducida de un nivel perceptivo a otro en todas las corrientes bifásicas ($P < 0,001$) con un incremento medio y desviación estándar de $7,4 \pm 4,4\%$ FMV (rango: 30-2% FMV). En la figura 2 se presenta la comparación gráfica del porcentaje de FMV obtenido en las siete modalidades eléctricas. No hay diferencia significativa de la fuerza generada en frecuencias de 30 Hz a 200 Hz con impulsos de duración constante e igual a la Cx (nivel perceptivo 2 $P=0,26$; nivel perceptivo 3 $P=0,28$) pero se observa una tendencia a pequeños aumentos de la fuerza hasta los 70 Hz con valores estables en frecuencias superiores (comparación porcentaje FMV entre 30 Hz-Cx y 70 Hz-Cx $P=0,05$). La fuerza inducida es significativamente superior en la corriente bifásica 70 Hz - 300 μs que en la modalidad 70 Hz-Cx ($P < 0,01$) y que en las modalidades de distinta fre-

cuencia ($P < 0,001$). No obstante la fuerza desarrollada en las aplicaciones bifásicas es similar en aquellos sujetos con Cx superior en el estudio ($n=3$ Cx>200 μs).

Aparece una correlación significativa entre la duración del estímulo bifásico cuando es igual a la Cx y la fuerza de la contracción electroinducida como se observa en la tabla 3. Se constata además que el porcentaje de FMV producido en la EENM con impulsos de duración Cx es menor ($P < 0,001$) en los sujetos del grupo con valores inferiores de Cx muscular ($n=3$ Cx=90 μs) que en aquellos con Cx más elevada ($n=3$ Cx=230 - 240 μs). De este modo, la fuerza generada es superior con mayor duración de pulso en el rango de 90 μs -300 μs . No se encuentra una dependencia mediante regresión lineal entre el incremento de intensidad de la corriente de un nivel perceptivo a otro y el incremento de fuerza evocada en las estimulaciones (30 Hz-Cx $r=0,17$ $P=0,53$; 50 Hz-Cx $r=0,51$ $P=0,85$; 70 Hz-Cx $r=0,22$ $P=0,43$; 100 Hz-Cx $r=0,79$ $P=0,77$; 150 Hz-Cx $r=0,25$ $P=0,35$; 200 Hz-Cx $r=0,10$ $P=0,72$; 70 Hz-300 μs $r=0,18$ $P=0,51$).

TABLA 2. Porcentajes de fuerza máxima voluntaria inducidos con las corrientes bifásicas de baja frecuencia en los dos niveles perceptivos.

Aplicaciones electroestimulación (N=15)	Nivel 2-Escala Tolerancia		Nivel 3-Escala Tolerancia	
	Porcentaje FMV	Máximo/Mínimo	Porcentaje FMV	Máximo/Mínimo
30 Hz-Cx	14,4 ± 10,9	34,3 - 4,3	20,4 ± 11,2	40,8 - 8,5
50 Hz-Cx	16,9 ± 10,7	36,0 - 6,5	23,5 ± 11,5	44,1 - 10,4
60 Hz-Cx	18,4 ± 9,9	39,2 - 6,7	26 ± 10,5	45 - 13,6
100 Hz-Cx	18,2 ± 10,9	40,8 - 6	26,2 ± 11,4	48,6 - 13,6
150 Hz-Cx	18 ± 11	40,8 - 6,8	27,2 ± 12,4	51,5 - 13,1
200 Hz-Cx	19 ± 10,2	41,3 - 6,5	28,4 ± 12,6	53,4 - 13,6
70 Hz-300 μs	28,1 ± 7,3	41,7 - 19,2	39,1 ± 6,9	51,5 - 32

FMV = Fuerza máxima voluntaria.
- Cx = Duración de impulso igual a la cronaxia muscular.

TABLA 3. Coeficiente de correlación entre la fuerza inducida con electroestimulación y la cronaxia muscular (N=15).

Modalidades de corriente bifásica	Nivel perceptivo 2		Nivel perceptivo 3	
	r	p	r	p
30 Hz-Cx	0,73	P<0,001	0,75	P<0,001
50 Hz-Cx	0,75	P<0,001	0,78	P<0,001
60 Hz-Cx	0,68	P<0,01	0,68	P<0,01
100 Hz-Cx	0,68	P<0,01	0,64	P<0,01
150 Hz-Cx	0,65	P<0,001	0,55	P<0,05
200 Hz-Cx	0,67	P<0,01	0,57	P<0,05

- Cx=Duración de impulso igual a la cronaxia muscular.

En las figuras 3 y 4 se refleja el número de sujetos según la fuerza producida en cada aplicación de EENM en rangos inferiores al 20% FMV, entre 20-35% FMV y superiores al 35% FMV.

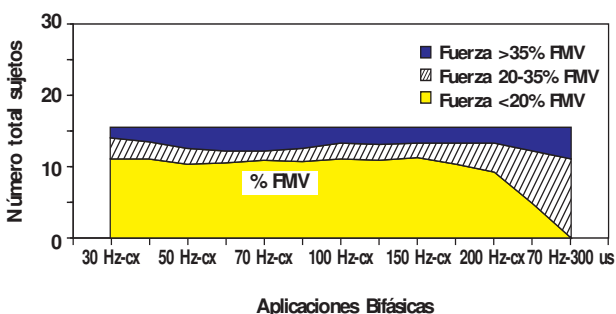
DISCUSIÓN

Es conocida la importancia del empleo de parámetros adecuados de estimulación para la efectividad de las aplicaciones excitomotoras y también la influencia de las condiciones de EENM sobre la cantidad de músculo activado en la estimulación directa percutánea. Respecto a estas últimas pueden realizarse algunas consideraciones metodológicas. Así en sujetos obesos y de edad la presencia de un gran panículo adiposo incrementa la necesidad de energía eléctrica para la misma respuesta motora (5). Las impedancias pueden variar al modificarse la conductividad tisular por vasodilatación, alteración térmica o acúmulo de fluidos, por ejemplo por ejercicio previo a la EENM, cambiando el nivel de contracción para la misma estimulación (14). La localización y tamaño de los electrodos interviene en la despolarización axonal y se ha investigado la su-

perficie de electrodo óptima para la respuesta del músculo gemelo (15) aunque es muy variable en los estudios de cuádriceps femoral (10, 16). Algunos autores estiman importante la información al paciente (17) y la prueba de adaptación a la sensación de corriente (9). La motivación a través de la animación verbal, al igual que en el esfuerzo voluntario, parece jugar algún papel en el progreso del entrenamiento con EENM (4, 6). Se ha visto que tanto las intensidades admitidas como las fuerzas generadas incrementan en las sesiones de un entrenamiento por un fenómeno de acostumbriamiento y parece que los picos máximos de fuerza se obtienen entre la 10ª y 12ª sesión (9) aunque queda por confirmar este hecho con las corrientes bifásicas. Finalmente, Snyder-Mackler et al (4) han aportado un estudio comparativo concluyendo la menor eficacia de los aparatos portátiles frente a los estimuladores clínicos como el utilizado en esta experiencia para el tratamiento de la amiotrofia.

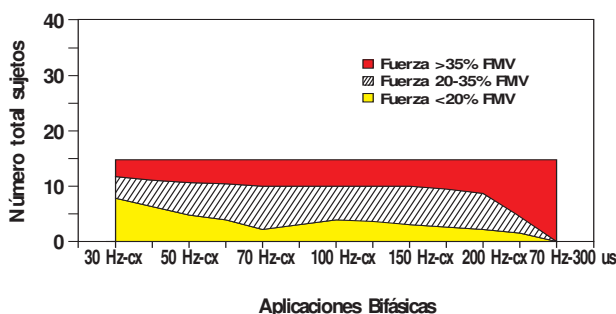
En cuanto a los parámetros de EENM, tradicionalmente la orientación sobre la selección de la duración del impulso es que sea similar a la Cx muscular pero los valores de referencia en músculo humano sano difieren notablemente según los autores. Se citan rangos de 60-700 µs (18), 200-500 µs (12) o 20-700 µs (11) y más concretamente en cuádriceps femoral valores promedio de 100-200 µs (18), 223 µs (11) y en experiencias previas 160±40 µs (14), cifra concordante con la de este trabajo. Serían deseables de todas formas estudios actualizados de estas mediciones con utillaje electrónico moderno en amplios grupos de población y en diferentes músculos para la elaboración de tablas de referencia.

La eficacia de la EENM parece aumentar con la duración del impulso en rango de 33-440 µs (11), dado que un impulso más largo permite alcanzar el umbral de despolarización de mayor número de unidades mo-



FMV: Fuerza Máxima Voluntaria
- cx=duración de impulso igual a cronaxia muscular

Fig. 3.—Distribución de sujetos según la fuerza generada en cada modalidad de corriente bifásica (nivel perceptivo 2).



FMV: Fuerza Máxima Voluntaria
- cx=duración de impulso igual a cronaxia muscular

Fig. 4.—Distribución de sujetos según la fuerza generada en cada modalidad de corriente bifásica (nivel perceptivo 3).

toras (UM) con diferente umbral de excitabilidad (19). No obstante, también incrementa la cantidad de electricidad (producto de la intensidad de la corriente y la duración de pulso) que está ligada a la sensación nociceptiva y es un importante factor en términos de seguridad para el paciente. La duración de pulso para la respuesta motora máxima con criterios de mínima cantidad de corriente eléctrica puede variar en los diferentes músculos. Alon et al (20) refieren en tríceps braquial como intervalo de elección 20-200 μ s y como duración idónea 100 μ s Bowman (21) encuentra duraciones óptimas para cuádriceps de 300 μ s, aunque realmente en su estudio sólo compara esta duración con impulsos de 50 μ s y la duración más adecuada podría ocurrir en otros tiempos. Hay quien afirma que en el músculo explorado pulsos de 200 μ s precisan menor energía eléctrica (3). Existe acuerdo en que tiempos inferiores a 50 μ s debieran evitarse en cualquier estimulación motora por su ineficacia (11, 20, 21). En este estudio se ratifica el aumento proporcional de la fuerza desarrollada en las contracciones electroinducidas en el cuádriceps y la duración de pulso bifásico en el intervalo 90-300 μ s independientemente de la frecuencia. Además duraciones de pulso de 230 - 300 μ s generan fuerzas superiores que duraciones inferiores a 200 μ s.

La modulación de la intensidad parece aumentar las posibilidades de tolerancia y hay una buena concordancia entre la percepción más intensa de sensación de corriente y el aumento de miliamperios en todas las formas bifásicas. Se ha confirmado un orden secuencial de la estimulación sensorial, motora y dolorosa, precisando una intensidad creciente para cada una de las tres respuestas fisiológicas (20). Esto es debido a que las fibras motoras tienen mayor diámetro que las nociceptivas requiriendo menor cantidad de energía eléctrica para la despolarización; la excitación de las fibras sensoriales precede a su vez a la de las fibras motoras ya que aunque su grosor es parecido están más próximas al electrodo. Se ha verificado también la necesidad de un menor incremento de intensidad para pasar de una respuesta fisiológica a otra conforme aumenta la duración de pulso (15). Estos resultados corroboran que la duración del impulso bifásico modifica la intensidad necesaria para la excitación máxima con una relación inversa. Por otro lado, impulsos de 300 μ s precisan menor intensidad de corriente para la misma percepción que duraciones de pulso de Cx individual, excepto cuando estos tiempos de estímulo son parecidos. Se apoyaría por tanto que los impulsos en intervalo 230 - 300 μ s producen una estimulación más eficaz puesto que no sólo inducen mayores fuerzas sino que requieren para ello menor intensidad de corriente que duraciones de pulso inferiores a 200 μ s en el cuádriceps femoral.

Al aumentar la intensidad de la corriente es mayor la fuerza inducida dado que se suman más axones en la excitación, desde los de grueso diámetro y rápida conducción propios de UM de rápida pulsación hasta los de menor diámetro con un orden de activación aparentemente diferente al del esfuerzo voluntario (22). Por encima de los 80 mA sólo se produce un pequeño aumento de la respuesta muscular ya que casi todos los axones están despolarizados (12). La relación intensidad / fuerza se refleja en esta experiencia por el aumento simultáneo de los miliamperios y del porcentaje de FMV evocado al pasar de un nivel perceptivo a otro. A pesar de ello queda patente la ausencia de correlación entre el incremento de intensidad emitida y la ganancia de fuerza producida. Este hecho ha sido constatado en otras investigaciones (4, 7, 9) y explicaría que una gran intensidad de corriente durante un entrenamiento con EENM no es signo de mayor eficacia de la misma. Pudiera influir en la falta de incremento correlativo las altas intensidades empleadas (60 - 90 mA). Otra razón sería que los miliamperios seleccionados en el estimulador no corresponden realmente a las intensidades de corriente soportadas por el músculo debido a una deformación de la señal eléctrica en el conjunto organismo-electrodo (8). Alguna investigación (4) responsabiliza a factores técnicos de la estimulación, que no han intervenido en esta experiencia, como modificaciones diarias en la colocación de electrodos.

En este estudio la intensidad de la corriente no varía en las corrientes con distinta frecuencia y duración constante de pulso en un mismo nivel perceptivo. Así la cantidad de corriente y su tolerancia es similar en la gama de frecuencias de 30-200 Hz en el cuádriceps femoral si se aseguran las mismas condiciones de estímulo. Además la mayor fuerza obtenida en la aplicación 70 Hz-300 μ s resulta de la distinta duración de pulso ya que las fuerzas producidas no difieren significativamente en las frecuencias empleadas. Se observa no obstante una tendencia al incremento de la fuerza en 50 Hz y en 70 Hz que se estabiliza en frecuencias superiores.

La fuerza evocada con corriente eléctrica depende de la frecuencia con una representación gráfica de esta relación en una curva sigmoide que tiene un crecimiento escalonado de la fuerza en pequeñas frecuencias y una evolución en meseta a partir del tétanos completo (23). Los diversos músculos pueden presentar según sus propiedades funcionales (especialmente el tiempo de sacudida muscular y la duración del período refractario) diferente frecuencia para la fusión tetánica completa. En el cuádriceps el espectro de frecuencias para obtener las contracciones electroinducidas más intensas es de 33-200 Hz (2, 6). Experiencias previas de medición de la curva fuerza/fre-

cuencia en este músculo sitúan la frecuencia de fusión completa en la EENM en 50-70 Hz (24) y otros autores aportan el rango 50-65 Hz (13); frecuencias inferiores a 40 Hz disminuyen la tensión electroinducida (6) lo cual es concordante con los resultados obtenidos en 30 Hz. Uno de los intereses de la EENM es que podría solicitar de forma dominante un tipo de fibras según la frecuencia del estímulo como evidencian estudios de fatiga (23) y otros concernientes al efecto de la EENM, fundamentalmente el aumento de resistencia muscular o de fuerza explosiva y potencia en dependencia de la frecuencia empleada (3, 25, 26). La activación selectiva de las fibras tipo II con estimulación intensa tetanizante parece confirmarse en diferentes estudios (19, 22, 27). Se ha propuesto un doble mecanismo para alterar el orden de reclutamiento fisiológico de las fibras: uno sería el orden ya mencionado de despolarización directa axonal con la EENM y el otro respondería a un mecanismo de retroalimentación a partir de estímulos cutáneos originados por la corriente eléctrica (28).

De acuerdo con los umbrales efectivos de fuerza señalados, los picos de fuerza obtenidos con la estimulación bifásica de duración de pulso cronáxico en la gama de frecuencias 30-200 Hz y en el nivel perceptivo de sensación moderada de corriente, no impedirían el deterioro muscular en la mayoría de los sujetos (60-73% de la población de estudio). En niveles próximos al umbral de intolerancia este tipo de EENM lograría el mantenimiento funcional pudiendo evitar la instauración de una atrofia en la mitad de los sujetos (40-53% de la población estudio). Por otro lado, la corriente bifásica tetanizante con pulso de 300 μ s en altos niveles perceptivos de la respuesta motora consigue niveles de fuerza que superan la ventana terapéutica de rehabilitación (35% FMV) para la hipertrofia y el fortalecimiento muscular (10). Queda patente en esta experiencia cierto defecto de uniformidad de las fuerzas electroinducidas y por tanto de su beneficio potencial a confirmar en futuras investigaciones. En todo caso, la estimulación eléctrica debe reducir al mínimo los riesgos de sensación desagradable que parece ser una de las causas principales de la ineficacia de la EENM en algunos sujetos.

CONCLUSIONES

1. Los impulsos bifásicos de duración 200-300 μ s provocan una estimulación motora más eficaz en el cuádriceps femoral que impulsos de duración inferior a 200 μ s.

2. No hay una relación proporcional del incremento de la intensidad de corriente bifásica y del aumento de la fuerza inducida.

3. Las intensidades de estímulo toleradas y las fuerzas obtenidas en el cuádriceps femoral no son significativamente diferentes en la gama de frecuencias 30-200 Hz, si bien hay una tendencia a la producción de mayor fuerza en 50 Hz y en 70 Hz que se estabiliza en frecuencias superiores.

BIBLIOGRAFÍA

1. Rioja J Electroterapia de baja frecuencia: actualizaciones en lo concerniente al efecto excitomotor. *Rehabilitación (Madr)* 1995;29:274-80.
2. Eriksson E, Häggmark T. Comparison of isometric muscle training and electrical stimulation suplementin isometric muscle training in the recovery after major knee ligament surgery. *Am J Sport Med* 1979;7:169-71.
3. Gremion G, Fourticiq G, Lacraz A, Meunier C, Chantaine A. Traitement des amyotrophies par électrostimulation. *Ann Kinésithér* 1992;19:61-5.
4. Snyder-Mackler, Delitto A, Stralka S, Bailey S Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps femoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther* 1994;74:901-07.
5. Rioja J García I, De Prada J García ML, Arroyo F Estimulación eléctrica neuromuscular en el tratamiento de 34 pacientes con prótesis total de rodilla. *Rehabilitación (Madr)* 1997;31:205-10.
6. Currier DP, Mann R. Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. *Phys Ther* 1983;63:915-21.
7. Selkowitz DM. Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Phys Ther* 1985;65:186-96.
8. Miller Ch, Thepaut-Mathieu Ch. Entraînement sous électrostimulation ou par contraction volontaire. *Kinésithér Sci* 1990;293:37-48.
9. Miller Ch, Thepaut-Mathieu Ch. Facteurs conditionnant l'efficacité de l'entraînement par l'électro-stimulation. *Cinésiologie* 1990;29:147-55.
10. Patterson R P, Lockwood J. The influence of electrode size and type on surface stimulation of the quadriceps. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1993;1:59-62.
11. Vanderthommen M, Kelleter B, Crielaard JM. Les courants excito-moteurs de basses fréquences. Détermination des durées d'impulsions optimales de stimulation. *Ann Kinésithér* 1991;18:483-4.
12. Rioja J Electroterapia y electrodiagnóstico Secretariado de Publicaciones Universidad de Valladolid, 1993;115-48.
13. Vanderthommen M, Kelleter B, Crielaard JM. Les courants excito-moteurs de basses fréquences. Détermination des fréquences optimales de tetanization. *Ann Kinésithér* 1991;18:481-2.
14. Coarasa A, Moros MT, Ros R, Villarroya A. Cronaxias en el ejercicio. *Arch Med Dep* 1995;12:1-6.
15. Alon G, Kantor G, Ho HS Effects of electrode size on basic excitatory responses and on selected stimulus parameters. *JO SPT* 1994;20:29-35.

16. Patterson RP, Lockwood JS. The current requirements and the pain responses for various sizes of surface stimulation electrodes. *Proceedings IEEE-EMB* 1991;13:1809-10.
17. Fernández Vega V, Laguna Mena C, Barron M, Núñez C, Alfaro R. Evaluación de la atrofia del cuádriceps por desuso. *Rehabilitación (Madr)* 1994;29:237-9.
18. Bishop G. Neurostimulation électrique transcutanée antalgique et excitomotrice. Paris: Masson; 1991. p. 77-80.
19. Sinacore DR, Delitto A, King DS, Rose SJ. Type II fiber activation with electrical stimulation: a preliminary report. *Phys Ther* 1990;70:416-22.
20. Alon G, Allin J, Ingar GF. Optimization of pulse duration and pulse charge during transcutaneous electrical nerve stimulation. *Aust J Physiother* 1983;29:195-201.
21. Bowman BR. Effectiveness of surface stimulation. En: *Annual Reports of Progress Rancho Los Amigos Rehabilitation Engineering center* Downey California; 1980. p. 35-6.
22. Trimble MH, Enoka RM. Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. *Phys Ther* 1991;71:273-82.
23. Edwards RHT. New techniques for studying human muscle function, metabolism and fatigue. *Muscle Nerve* 1984;7:599-609.
24. Coarasa A, Ros R, Asirón P. Indicadores electrofisiológicos de fatiga en el trabajo muscular dinámico. *Rehabilitación (Madr)* 1995;29:104-12.
25. Kim CK, Takala TE, Seger J, Karpakka J. Training of electrically induced dynamic contractions in human quadriceps muscle. *Aviat Space Environ Med* 1995;66:251-5.
26. Felder H. The effect of electromyostimulation on selected power parameters. *Abstract. Sportverletz Sportschaden* 1994;8:122-7.
27. Adams GR, Harris RT, Woodard D, Dudley GA. Mapping of electrical muscle stimulation using MRI. *J Appl Physiol* 1993;74:532-7.
28. Knafitz M, Merletti R, De Luca CJ. Inference of motor units recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol* 1990;68:1657-67.

Correspondencia:

A. Coarasa Lirón de Robles
C/ Amantes de Teruel n.º 4
50012 Zaragoza