

Fuerza muscular inducida y tolerancia en diferentes corrientes excitomotoras

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

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

Resumen.—No hay unanimidad en la modalidad idónea de electroestimulación neuromuscular a emplear para efectos tróficos y funcionales. Los objetivos de este estudio son evaluar y comparar la fuerza obtenida con algunos tipos de corrientes excitomotoras y su tolerancia. En 16 voluntarios sanos se determina mediante un dispositivo ergométrico la fuerza máxima voluntaria del cuádriceps femoral y los porcentajes de esta fuerza producidos en la estimulación eléctrica percutánea de ambos vastos femorales. Se aplican corrientes bidireccionales de baja frecuencia de 70 Hz y de 100 Hz, corriente farádica, corriente interferencial modulada en 70 Hz y en 100 Hz y corriente senoidal de 2.500 Hz. La medición de la respuesta motora se realiza en dos niveles perceptivos de tolerancia registrando en cada uno la intensidad de la corriente. Se comprueba una amplia variabilidad interindividual de las fuerzas generadas. La intensidad eléctrica administrada y la fuerza obtenida aumentan de un nivel perceptivo a otro superior ($P<0.01$) pero no existe una correlación significativa entre estos incrementos. Ambos resultados apoyan la necesidad de medición de las fuerzas electroinducidas para el control de la progresión y eficacia de un tratamiento de electroestimulación. Las corrientes de baja frecuencia desarrollan contracciones más intensas que las de media frecuencia ($P<0.001$), siendo las aplicaciones bidireccionales las que inducen picos de fuerza más elevados ($P<0.01$) y suficientes para fines de hipertrofia y fortalecimiento muscular. La tolerancia es menor para la forma farádica que precisa mayor cantidad de electricidad y se admiten intensidades similares con las formas bidireccionales de baja y de media frecuencia.

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

INDUCED MUSCLE STRENGTH AND TOLERABILITY IN DIFFERENT EXCITOMOTOR CURRENTS

Summary.—There is no unanimous opinion about the best neuromuscular electrostimulation modality to use for

Trabajo recibido el 22-X-99. Aceptado el 9-VII-01.

trophic and functional effects. This study aims to assess and compare the strength obtained with some types of excitomotor currents and their tolerability. In 16 healthy volunteers, maximum voluntary strength of the femoral quadriceps and the percentages of this strength produced in the percutaneous electric stimulation of both vastus femoral are determined by an ergometric devise. Low frequency bidimensional currents of 70 Hz and 100 Hz, faradic current, interferential modulated current in 70 Hz and in 100 Hz and senoidal current of 2.500 Hz are applied. Measurement of motor response is performed on two perceptive levels of tolerability recorded in each one of the current intensity. A wide interindividual variability of the strengths generated is verified. The electrical intensity administered and the strength obtained increase from one perceptive level to another greater one ($P<0.01$) but there is no significant correlation between these increases. Both results support the need to measure electroinduced strengths for the control of the progression and efficacy of an electrostimulation treatment. Low frequency currents develop more intense contractions than the middle frequency ones ($P<0.001$), and the bidimensional applications are those that induce higher strength peaks ($P<0.01$) which are sufficient for the purposes of hypertrophy and muscular strengthening. Tolerability is less for the faradic form that requires a greater amount of electricity and similar intensities are admitted with the low and middle frequency bidimensional forms.

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

INTRODUCCIÓN

La reducción de la actividad y los fenómenos de inhibición refleja secundarios a lesión del aparato locomotor conducen a un estado de atrofia muscular con disminución de la fuerza y menor resistencia a la fatiga. De todos los músculos del organismo el cuádriceps femoral es el más predisposto a sufrir este cu-

dro (1). Desde los trabajos de Müller y Hettinger es sabido que el mantenimiento de un nivel preexistente de fuerza requiere la producción de contracciones musculares voluntarias que generen entre un 20 y un 35% de la tensión de la contracción muscular voluntaria máxima isométrica (Fuerza Máxima Voluntaria: FMV). Niveles de actividad inferiores no evitan el deterioro y para un efecto de fortalecimiento es necesaria la obtención regular de picos de fuerza superiores al 35% FMV, nivel conocido como margen de la ventana terapéutica para la ejercitación eficaz (2). Sin embargo, los ejercicios prescritos en las fases iniciales suelen tener escasa influencia sobre la atrofia por desuso, sea por resultar insuficientes o porque intervienen tarde (3, 4).

La electroestimulación neuromuscular (EENM) es una técnica de la medicina física empleada en rehabilitación con fines de facilitación de la contracción voluntaria insuficiente, prevención o tratamiento de la atrofia y fortalecimiento muscular (5). Su utilización es también frecuente en el ámbito deportivo para incrementar el rendimiento muscular. Como ocurre a veces, el desarrollo de la aplicación de esta técnica ha sido más rápido que la demostración de su efectividad y que la determinación de los parámetros y modalidades óptimas de EENM. Las contradicciones de la literatura posiblemente reflejan la pluralidad de protocolos de estimulación y la disparidad de condiciones experimentales.

Hay evidencias de una similitud en los factores que condicionan la eficacia de un entrenamiento por contracción voluntaria o por contracción electroinducida y así se ha constatado que el resultado de un protocolo de EENM depende de la intensidad del esfuerzo alcanzado en las sesiones de tratamiento (6). La cuantificación de este esfuerzo se puede referir a la entrada del sistema neuromuscular, es decir, a la intensidad de la estimulación eléctrica, o bien a nivel de la salida del sistema registrando la fuerza provocada eléctricamente. Se ha visto tanto en músculo sano como patológico que para efectos tróficos y funcionales es precisa la producción de unos niveles mínimos de fuerza con las contracciones electroinducidas, los cuales no son sensiblemente diferentes a los descritos en el ejercicio (7, 8).

Parece por tanto conveniente la medición objetiva del nivel de esfuerzo que puede lograrse con distintas corrientes excitomotoras, independientemente de que para unos fines terapéuticos puedan enlazarse diferentes ritmos de trabajo muscular. Con este planteamiento, los objetivos de este trabajo son determinar y comparar el porcentaje de FMV obtenido con diferentes corrientes de baja frecuencia (BF) y media frecuencia (MF) y su tolerancia según la intensidad de corriente soportada, a fin de contribuir a esclarecer la

utilidad práctica terapéutica de la EENM. Hay que considerar la limitación que puede suponer el estudio en músculo sano a pesar de que las fuerzas desarrolladas se expresen en términos de proporción y no en términos absolutos.

MATERIAL Y MÉTODO

Se realiza un estudio prospectivo en una muestra constituida por 16 adultos jóvenes, siete mujeres y nueve hombres, de edad media 26,8 años con un rango comprendido entre 18 y 32 años. Todos ellos son sujetos sanos, voluntarios e informados del procedimiento y objeto del trabajo. Se han excluido individuos obesos ya que la interposición de un gran pañículo adiposo hace necesaria una mayor intensidad de corriente. De forma previa los sujetos han recibido las diversas modalidades de EENM para la adaptación a la sensación de corriente eléctrica, evitando situaciones de aprehensión o contracciones voluntarias asociadas durante la medición.

El músculo examinado ha sido el cuádriceps femoral derecho. Se determina inicialmente la FMV entendida como la mayor de tres contracciones voluntarias isométricas máximas de 3 s de duración con un intervalo de tiempo entre ellas como mínimo de 2 m, efectuando animación verbal (forma habitual aceptada). La exploración se realiza con el sujeto sentado, bien estabilizado y la rodilla en flexión de 90°. El tobillo se conecta a través de una barra metálica paralela al suelo con el sensor de un dinamómetro que está encastado en un rail de acero vertical atornillado a la pared pudiendo regularse en altura. La rigidez de este dispositivo ergométrico y el sistema de fijación evita cualquier distorsión de la fuerza y el lector digital, unido al sensor por un largo cable, permite al sujeto el control visual de la fuerza desarrollada, siendo la capacidad máxima del dinamómetro de 800 Nw.

En idéntica posición y condiciones se miden las fuerzas generadas con las estimulaciones eléctricas y para la comparación de los índices contráctiles el resultado se indica siempre en porcentaje de FMV. En condiciones biomecánicas normales la fuerza muscular se expresa a través de palancas óseas cuyo valor angular dado (90° en este caso) queda constante. Así, aunque en este trabajo se adopta el término fuerza queda especificado que el nivel de esfuerzo medido es el momento de torsión de la contracción isométrica.

El método de estimulación eléctrica percutánea con técnica bipolar clásica (excepto la técnica tetrapolar de la forma interferencial) se lleva cabo mediante dos canales, cada uno con un par de electrodos de caucho (dimensión 60×80 mm) enfundados en goma espuma

TABLA 1. Porcentajes de Fuerza Máxima Voluntaria (FMV) inducidos en la electroestimulación.

Aplicaciones electroestimulación (N=16)	Nivel 2-Escala Tolerancia		Nivel 3-Escala Tolerancia	
	% FMV	Máximo/Mínimo	% FMV	Máximo/Mínimo
1	27,8 ± 8,2	45 - 12,5	38,9 ± 10,8	60,2 - 24
2	27 ± 8,3	41,7 - 9,7	39,1 ± 6,7	51,5 - 32
3	19,5 ± 7,4	37,5 ± 10,4	28,3 ± 7,3	43,9 ± 18,2
4	8,7 ± 4,7	19,1 ± 2,2	14,1 ± 7,8	29,3 ± 6
5	13,8 ± 6,7	27,8 - 8	19,9 ± 8,2	39,2 - 10,4
6	10,2 ± 3,1	16,1 - 6,3	18,9 ± 6,5	36,3 - 10

humedecida en solución salina; los electrodos negativos se colocan sobre los puntos motores teóricos del vasto femoral interno y externo y los electrodos positivos en tercio proximal de muslo. Se han considerado tiempos de acción e intervalo de trenes similares en todas las aplicaciones eléctricas y suficientes para la estabilidad de la medición, que se repite tres veces, y para la recuperación muscular evitando la fatiga (6, 9, 10). El tiempo entre la aplicación de cada corriente supera los 10 min. Las corrientes excitomotoras empleadas han sido:

Aplicación 1: corriente de base bidireccional de BF en 100 Hz con impulso bifásico de compensación asimétrica de 200 µs de duración. Trenes modulados en amplitud de 6 s con tiempo de pausa de 30 s

Aplicación 2: corriente de base bidireccional de BF en 70 Hz con impulso bifásico de compensación asimétrica de 300 µs de duración. Trenes modulados en amplitud de duración e intervalo iguales a los de la aplicación 1.

Aplicación 3: corriente de base unidireccional farádica con impulsos rectangulares de 0,7 ms de anchura de pulso y 6 ms de pausa. Trenes modulados en amplitud a frecuencia de dos trenes/min.

Aplicación 4: corriente de base bidireccional de MF en 2.500 Hz con impulsos senoidales ritmados (sin modulación de frecuencia) en trenes de duración de 6 s.

Aplicación 5: corrientes de base bidireccionales de MF en aplicación interferencial modulada en BF de 70 Hz con vector interferencial en campo dinámico.

Aplicación 6: corrientes de base bidireccionales de MF en aplicación interferencial modulada en BF de 100 Hz con vector interferencial en campo dinámico.

Se utiliza una escala perceptiva de tolerancia de carácter cualitativo en el nivel fisiológico de la respuesta motora (11): nivel 1 (sensación débil de corriente), nivel dos (sensación moderada de corriente), nivel tres (sensación fuerte, próxima al umbral de intolerancia). Para este estudio se tienen en cuenta los niveles dos y tres y la intensidad de corriente correspondiente, dada la resistencia constante similar que tienen los generadores.

Debido al tamaño de la muestra en el tratamiento estadístico por método informático se seleccionan pruebas de comparación no paramétricas. El cambio del porcentaje de FMV electroinducido y de la intensidad admitida de cada corriente excitomotora de un nivel perceptivo a otro se analiza con el test de Wilcoxon. El examen de estas variables en las seis aplicaciones de EENM en un mismo nivel perceptivo se efectúa con la prueba de Kruskall-Wallis y la comparación de las mismas en dos grupos de aplicaciones eléctricas (corrientes de baja frecuencia y de media frecuencia) con la prueba de la U de Mann-Whitney. La dependencia entre intensidad de corriente y fuerza producida así como entre la variación de estos parámetros de un nivel perceptivo a otro se sigue mediante regresión lineal calculando el coeficiente de correlación.

RESULTADOS

La FMV media obtenida es de 439,8 Nw ± 138,9 Nw de desviación estándar (rango entre 717 y 301 Nw) y en todos los sujetos oscila en valores del 50-70% del peso corporal, los cuales son considerados normales para el músculo estudiado. Los porcentajes medios de fuerza desarrollados con las diferentes modalidades de EENM en el nivel dos y nivel tres de la escala perceptiva con su desviación estándar y rango se muestran en la tabla 1. La dispersión de los valores obliga a establecer tres grupos según la fuerza presentada sea inferior al 20% FMV, en intervalo de 20-35% FMV o superior al 35% FMV. Las figuras 1 y 2 resumen el análisis individual en estos grupos. Las intensidades medias de corriente admitidas en los dos niveles perceptivos estudiados con su desviación estándar y rango quedan reflejadas en la tabla 2.

Las fuerzas generadas y las intensidades de las aplicaciones eléctricas incrementan desde el nivel perceptivo dos al nivel superior ($P<0,01$).

La comparación del porcentaje de FMV producido con las diferentes aplicaciones se expone en la figura 3 y las significaciones estadísticas en la tabla 3. Se com-

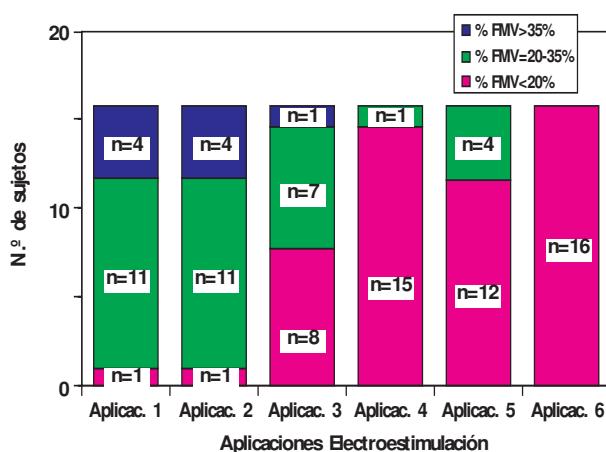


Fig. 1.—Porcentaje de fuerza máxima voluntaria (RMV) en las aplicaciones de electroestimulación (Nivel 2 Escala Perceptiva).

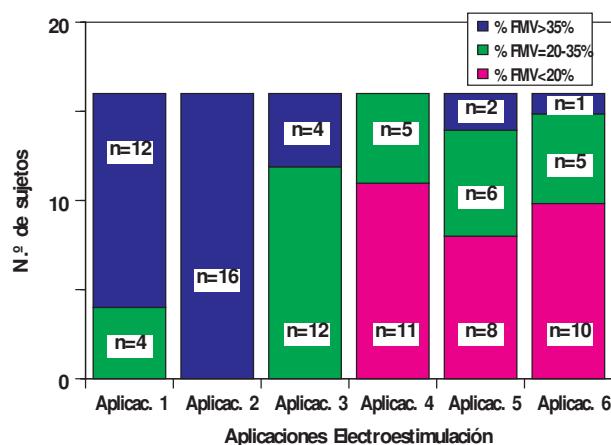


Fig. 2.—Porcentaje de fuerza máxima voluntaria (RMV) en las aplicaciones de electroestimulación (Nivel 3 Escala Perceptiva).

prueba que las corrientes de BF consiguen mayores fuerzas que las de MF ($P<0,001$). Las aplicaciones 1 y 2 (corrientes bidireccionales de BF) sin diferencia significativa entre ellas, desarrollan fuerzas superiores que los otros tipos de corrientes utilizadas. La corriente farádica induce también fuerzas más elevadas que las corrientes excitomotoras de MF. Las fuerzas resultantes de las corrientes MF (aplicaciones 4, 5 y 6) son similares en el nivel próximo al umbral de intolerancia, si bien en el nivel de sensación moderada de corriente la aplicación 5 (interferencial modulada en 70 Hz) tiende a generar mayor fuerza que la aplicación 4 (MF de 2.500 Hz).

El análisis comparativo de las intensidades alcanzadas se representa en la figura 4 y en la tabla 4. Las intensidades son superiores en la aplicación 1 frente a la aplicación 2 y dada la menor duración de pulso de la aplicación 1 (200 μ s), en ella la cantidad de corriente (producto de la intensidad de la corriente y la duración del impulso) resulta inferior para el desarrollo de las mismas fuerzas. La corriente farádica, de mayor duración de pulso, permite intensidades similares a la aplicación 2 y por tanto con una cantidad de corrien-

te más elevada la forma farádica produce fuerzas inferiores a las generadas por las corrientes bidireccionales de BF. No hay diferencia en la intensidad soportada en la aplicación 3 y en las aplicaciones 5 y 6 (de duraciones de pulso inferiores) de manera que la fuerza inducida es superior en la corriente farádica pero con mayor carga eléctrica que en las interferenciales. Con la aplicación 4 (MF a 2.500 Hz) se alcanzan las intensidades más elevadas y se obtienen las fuerzas más pequeñas. La cantidad de corriente tolerada es similar en las dos aplicaciones interferenciales.

No hay correlación entre la magnitud de la intensidad del mismo impulso eléctrico y la fuerza de contracción generada en los diferentes sujetos en un mismo nivel perceptivo (nivel perceptivo 2: aplicación 1 $r=0,31$, aplicación 2 $r=0,42$, aplicación 3 $r=0,25$, aplicación 4 $r=0,02$, aplicación 5 $r=0,57$, aplicación 6 $r=0,06$; nivel perceptivo 3: aplicación 1 $r=0,02$, aplicación 2 $r=0,04$, aplicación 3 $r=0,10$, aplicación 4 $r=0,04$, aplicación 5 $r=0,42$, aplicación 6 $r=0,25$). Tampoco hay correlación entre el incremento de la intensidad desde el nivel 2 al nivel 3 de la escala perceptiva y la ganancia de fuerza inducida (aplicación 1 $r=0,38$, aplicación

TABLA 2. Intensidades (1) de corriente en las diferentes modalidades de electroestimulación.

Aplicaciones electroestimulación (N=16)	Nivel 2-Escala Tolerancia		Nivel 3-Escala Tolerancia	
	I (mA)	Máximo/Mínimo	I (mA)	Máximo/Mínimo
1	63,1 ± 6,8	70 - 50	72,2 ± 5,5	80 - 60
2	53,1 ± 6,5	60 - 40	63,1 ± 5,7	80 - 60
3	50,6 ± 10,1	65 - 45	59,7 ± 8,8	70 - 50
4	75,9 ± 8,7	90 - 60	85,3 ± 8,1	90 - 70
5	46,6 ± 6,7	60 - 40	54,4 ± 8,1	70 - 45
6	46,3 ± 6,4	60 - 40	54,1 ± 6,6	65 - 45

TABLA 3. Grado de significación en la comparación del porcentaje de fuerza máxima voluntaria (FMV) inducido en la electroestimulación (n=16).

	Aplicac. 2	Aplicac. 3	Aplicac. 4	Aplicac. 5	Aplicac. 6
Aplicación 1	N.S
	N.S	**	***	***	***
Aplicación 2
		***	***	***	***
Aplicación 3	
		***	**	**	***
Aplicación 4			.	N.S	N.S
				N.S	N.S
Aplicación 5				N.S	N.S
				N.S	N.S

•P<0,05 ..P<0,01 ...P<0,001 (nivel perceptivo 2).

*P<0,05 **P<0,01 ***P<0,001 (nivel perceptivo 3).

N.S=P<0,05 (no significativo).

2 r=0,02, aplicación 3 r=0,53, aplicación 4 r=0,45, aplicación 5 r=0,02, aplicación 6 r=0,44).

DISCUSIÓN

La intensidad de la corriente se expresa frecuentemente en la literatura respecto al umbral de tolerancia individual, siendo difícil en estos casos la cuantificación del esfuerzo en EENM. Los miliamperios soportados han sido similares a los de otras experiencias en sujetos sanos (6, 12) y aumentan de un nivel perceptivo a otro para la misma duración de estímulo, lo cual es acorde con el comprobado orden secuencial de la estimulación sensorial, motora y dolorosa (11). Parece que la modulación de la intensidad que se ha realizado al igual que la motivación a través de la animación verbal elevan la posibilidad de tolerancia (12).

Diversas investigaciones (6, 7, 13) demuestran que la eficacia de la EENM no depende tanto de la intensidad de la corriente aplicada si no más bien de las tensiones desarrolladas en las contracciones electroinducidas. Los picos de fuerza generados con las diferentes corrientes excitomotoras han presentado una amplia variabilidad, resultado común al de otros estudios que refieren fuerzas inducidas del 5% al 80% FMV (8, 14). Aunque en la metodología se ha evitado el factor de inexperiencia eléctrica, ninguno de los sujetos ha realizado una fase de acostumbramiento y la dispersión de fuerzas podría estar ligada a la diversidad de reacciones individuales a la EENM, por ejemplo mecanismos de defensa con cierta cocontracción de antagonistas al músculo estimulado. El nivel de contracción más elevado en este estudio ha sido del 60% FMV. Sin embargo uno de los objetivos tradicionales de la EENM es alcanzar niveles de fuerza supramaximales ya que habitualmente en el alto esfuerzo voluntario sólo pulsan

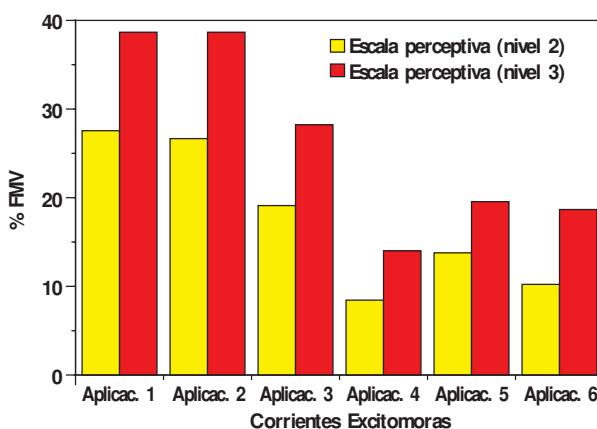


Fig. 3.—Comparación del porcentaje de fuerza máxima voluntaria (FMV) inducido con las aplicaciones excitomotoras (N=16).

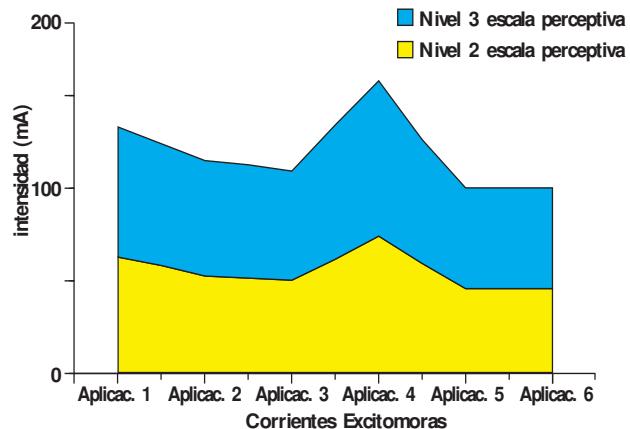


Fig. 4.—Comparación de intensidad de corriente tolerada en las diferentes aplicaciones de electroestimulación (N=16).

TABLA 4. Grado de significación en la comparación de intensidades (1) toleradas en las aplicaciones excitomotoras (n=16).

	<i>Aplicac. 2</i>	<i>Aplicac. 3</i>	<i>Aplicac. 4</i>	<i>Aplicac. 5</i>	<i>Aplicac. 6</i>
Aplicación 1	... ***	... ***	... ***	... ***	... ***
Aplicación 2		N.S. N.S.	... ***	.. **	.. **
Aplicación 3			... ***	N.S. N.S.	N.S. N.S.
Aplicación 4				... ***	... ***
Aplicación 5					N.S. N.S.

•P<0,05 ..P<0,01 ...P<0,001 (nivel perceptivo 2).

*P<0,05 **P<0,01 ***P<0,001 (nivel perceptivo 3).

N.S = P<0,05 (no significativo).

simultáneamente el 60-70% de las unidades motoras. Hay que considerar que la estimulación de un nervio motor, fácil de aplicar en pequeños músculos distales, permite activar el 100% de sus fibras pero en grandes músculos proximales como el cuádriceps tal estimulación indirecta no carece de riesgos y es dolorosa. En estos músculos se emplea la estimulación directa o percutánea no logrando activar todo el contingente de fibras (9, 15). Estudios de medición de flujo vascular revelan que la EENM es particularmente ineficaz en las zonas profundas del músculo (16) por lo que hay quien opina que la técnica en última instancia no puede mantener el trofismo de este tipo de músculos.

La tensión producida se ve afectada por la frecuencia de estimulación pero es discutida la frecuencia de fusión completa que desarrolla la contracción más intensa con mínima sensación nociceptiva. Experiencias previas en el cuádriceps (12) sitúan la frecuencia óptima en 55-70 Hz (9), en 50-65 Hz (10) y en 40 Hz (3). Por otra parte, la frecuencia más elevada para la respuesta neuromuscular depende del período refractario y así por encima de 3.000 Hz la descarga es asíncrona y sólo las formas moduladas de frecuencia pueden imponer un patrón de despolarización síncrona, siendo las más comunes para el fortalecimiento la modulación de 50 Hz o la gama de 70-100 Hz (6, 7). En este protocolo no ha habido diferencia en los picos de fuerza inducidos con frecuencias tetanizantes de 70 Hz o de 100 Hz en las aplicaciones de BF ni tampoco con diferente frecuencia de modulación en las corrientes MF, lo cual ratifica la estabilidad de la fuerza producida en la gama de frecuencias de tétanos completo.

La elección de la frecuencia de EENM también tiene un interés práctico basado en la hipótesis de una solicitud selectiva de las fibras musculares. Así diversos autores (17-20) incluyen frecuencias fisiológicas de descarga de las unidades motoras de lenta pulsación

para el tratamiento de las atrofias por desuso, dado que parece existir una afectación preferencial de fibras tipo I. No obstante en estas frecuencias subtetánicas la tensión electroinducida se reduce (10, 12) y parece menos probable que se produzcan picos de fuerza eficaces para mejorar el trofismo y la fuerza máxima. Exploraciones funcionales de la fuerza (21), estudios de histoquímica (22), electromiográficos (23) y de resonancia nuclear magnética (24) confirman que las frecuencias tetanizantes son capaces de producir una activación aislada de fibras tipo II, hecho que normalmente no ocurre en el alto esfuerzo voluntario. La alteración del orden fisiológico de reclutamiento, con diferentes patrones de activación de las unidades motoras en la EENM, pudiera suceder por mecanismo de despolarización axonal directa o por mecanismo de retroalimentación a partir de aferencias cutáneas (25, 26). De todas formas el empleo de frecuencias elevadas e idénticas como en esta experiencia puede conducir a un fenómeno de habituamiento o a la fatiga rápida. Por ello en los protocolos clínicos parece razonable buscar formas más dinámicas y respetar el mimetismo fisiológico con fases de precalentamiento - trabajo - relajación.

Es conocido que la cantidad de corriente eléctrica está ligada a sensaciones nociceptivas y es un importante factor en términos de seguridad de la estimulación. La EENM debe reducir al mínimo los riesgos de sensación desagradable que parece ser una de las causas principales de ineficacia de la técnica en ciertos sujetos. En estos resultados ha quedado patente que las corrientes bifásicas de BF por su brevedad de pulso e intensidades soportadas requieren menor cantidad de corriente para producir una fuerza superior que las corrientes farádicas. Se puede afirmar que en la gama BF las formas bidireccionales (quizá con mejor tolerancia en la duración de pulso de 200 µs) resultan más

confortables y con efectividad superior que las formas unidireccionales que además tienen el inconveniente de las acciones polares. Las corrientes farádicas parecen ser peor toleradas que las aplicaciones de MF interferenciales, puesto que precisan mayor cantidad de corriente aunque inducen fuerzas superiores. No ha existido una tolerancia diferente en las corrientes bidireccionales y en las aplicaciones interferenciales pero sí en las fuerzas evocadas por ambas, siendo más eficaces las primeras. Respecto a la corriente de 2.500 Hz, precisando una cantidad de corriente más alta que las otras aplicaciones genera las contracciones más débiles, posiblemente por la ausencia de modulación de frecuencia como se realiza en la corriente rusa de Kots cuyos picos de fuerza ya han sido evaluados en otras investigaciones (12).

Electrofisiológicamente una estimulación percutánea más intensa produce una contracción de mayor nivel y de este modo hay un aumento simultáneo de los miliamperios y de la fuerza producida en el nivel perceptivo superior. Ahora bien, ni en esta experiencia ni en otras (7, 13, 14) se ha encontrado una relación proporcional entre la intensidad de la corriente emitida y el porcentaje de FMV electroinducido en los sujetos y tampoco entre el incremento de intensidad y la ganancia de fuerza generada. Algun trabajo (14) indica que tal ausencia se debe a una deformación de la señal eléctrica en el conjunto organismo - electrodo y así los valores de intensidad seleccionados en el estimulador no corresponden a los soportados por el músculo. Esto apoyaría que la intensidad de la corriente nunca puede ser la guía para conducir un tratamiento de EENM. Otras cuestiones técnicas, que aquí no han influido, pueden hacer que la intensidad de la EENM necesaria para inducir un mismo pico de fuerza varíe de un día a otro, como los cambios en las condiciones de orientación o contacto de electrodos o en la conductividad (humedad, grado de hidratación...) (7).

El beneficio de la EENM se revela en los estudios como muy variable según el sujeto. Se ha verificado que fuerzas electroinducidas inferiores al 20%FMV del músculo estimulado producen ganancias insignificantes mientras que fuerzas entre 20 - 30% FMV se sitúan en la zona crítica de eficacia y por encima del 35% FMV se consigue con la EENM el aumento del rendimiento muscular (6, 8). Otras investigaciones (7) modifican el referente de fuerza y comprueban que la EENM resulta inoperante si la respuesta generada es menor del 10% FMV del músculo sano contralateral y para recuperar el 70% de esta fuerza y lograr hipertrofia deben desencadenarse contracciones del 40% FMV del músculo sano. Los datos de esta experiencia sugieren que en el nivel de sensación moderada de corriente las aplicaciones bidireccionales de BF permitirían el mantenimiento de un nivel de fuerza preexistente evitando la

progresión hacia la atrofia; en la mayoría de los sujetos estas corrientes en niveles perceptivos máximos de la respuesta motora no dolorosa tendrían efectos de hipertrofia y fortalecimiento. Las corrientes farádicas sólo en niveles próximos al umbral de intolerancia asegurarían el mantenimiento de la fuerza y trofismo, situándose en el límite de ineficacia en niveles de percepción de sensación moderada. Las fuerzas generadas con EENM de MF interferencial en niveles de sensación moderada de corriente aunque podrían minimizar la atrofia evolutiva no impedirían la instauración del deterioro, salvo en intensidades de corriente elevadas próximas al umbral del dolor aunque no logrían un fortalecimiento. Queda para futuras investigaciones la comprobación de estos supuestos, tanto en músculo sano como patológico.

La necesidad de alcanzar unos umbrales de contracción y la dispersión de las fuerzas producidas, como se ratifica en el análisis individual del estudio, hace preciso realizar la EENM con algún dispositivo ergométrico para predecir y cuantificar la mejoría durante un tratamiento o suprimir la técnica en un sujeto determinado. Diversas publicaciones (3, 7, 27) han encontrado una mejoría de la fuerza y el trofismo en el músculo atrofiado del sujeto joven tratado con EENM. Otros trabajos (8, 12, 13) exponen que en el músculo sano la EENM permite el fortalecimiento aunque no la hipertrofia y en todo caso el beneficio no es superior al del entrenamiento por contracción voluntaria, donde pueden imponerse mayores cargas de trabajo. Hay argumentos que también tienden a concluir la escasa originalidad de la respuesta muscular con una similitud de los mecanismos fisiológicos de adaptación (de orden central y/o de orden metabólico periférico) puestos en juego para incrementar la fuerza en ambos tipos de contracción (14, 28). Finalmente no hay que olvidar que se han citado ciertos inconvenientes de la EENM dirigida al fortalecimiento de grandes músculos, como el mayor riesgo potencial de la lesión estructural con dolor tardío (29) y el aumento significativo de la actividad simpática (30).

CONCLUSIONES

1. Existe una amplia variabilidad interindividual de la intensidad de las contracciones electroinducidas que justifica la necesidad de medición de las fuerzas generadas en las sesiones de EENM para predecir su eficacia.
2. Las corrientes bidireccionales de BF desarrollan contracciones de mayor nivel que las de MF en 2.500 Hz o en aplicación interferencial y que las corrientes farádicas que resultan las peor toleradas.

3. En el nivel fisiológico de respuesta motora no hay relación proporcional entre la intensidad de la corriente emitida por el estimulador y la fuerza de la contracción muscular inducida.

BIBLIOGRAFÍA

1. Appell HL. Muscular atrophy following immobilization. A review. *Sport Med* 1990;10:42-58.
2. Sweitzer RW, Sweitzer DA, Saraniti AJ. Rehabilitación de las lesiones de ligamentos y aparato extensor. En: Norman Scott W, ed. Lesiones de los ligamentos y del aparato extensor de la rodilla. 1^a ed. London: Mosby year book; 1992. p. 401-33.
3. Gremion G, Fourticq G, Lacraz A, Meunier C, Chantraine A. Traitement des amyotrophies par électrostimulation. *Ann Kinésithér* 1992;19:61-5.
4. Joly B. Données récentes en matière d'excitation musculaire. *Ann kinésithér* 1989;16:253-63.
5. Rioja J. Electroterapia de baja frecuencia: actualizaciones en lo concerniente al efecto excitomotor. *Rehabilitación (Madr)* 1995;29:274-80.
6. Miller Ch, Thépaut-Mathieu Ch. Facteurs conditionnant l'efficacité de l'entraînement par l'électro-stimulation. *Cinésiologie* 1990;29:147-55.
7. Snyder-Mackler L, 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.
8. Miller Ch, Thépaut-Mathieu Ch. Entrainement sous électrostimulation ou par contraction volontaire. *Kinésithér Sci* 1990;29:37-48.
9. Coarasa A, Ros R, Moros MT, Villarroya A. Fracaso electromecánico inducido por el ejercicio dinámico. *Biomecánica* 1995;5:99-106.
10. Vanderthommen M, Kelleter B, Crielaard JM. Les courants excito-moteurs de basses fréquences. Détermination des fréquences optimales de tétanisation. *A Kinésithér* 1991;18:481-2.
11. Alon G, Allin J, Inbar G. Optimization of pulse duration and pulse charge during transcutaneous electrical nerve stimulation. *Aust J Physiother* 1983;29:195-201.
12. Currier DP, Mann R. Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. *Phys Ther* 1983;63:915-21.
13. Selkowitz DM. Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Phys Ther* 1985;65:186-96.
14. Thépaut-Mathieu Ch, Van Hoecke J, Maton B. Myoelectrical and mechanical changes linked to length specificity during isometric training. *J Physiol* 1988;64: 1500-5.
15. Hultman E, Sjoholm H, Jäderholm I, Krynicki J. Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. *Pflugers Arch* 1983;398:139-41.
16. Vanderthommen M, Bauvin P, Depresseux JC, Crielaard JM. Evaluation du débit sanguin au niveau du quadriceps électrostimulé et contracté volontairement. *Ann Kinésithér* 1996;23:20-3.
17. Gremion G, Chantraine A. Intérêt de l'électrostimulation dans les amyotrophies par nonusage. *J Traumatol Sport* 1991;8:134-8.
18. Fernández Vega V, Laguna Mena C, Barrón ML, Núñez C, Alfaro R. Evolución de la atrofia del cuádriceps por desuso. *Rehabilitación (Madr)* 1994;28:237-9.
19. Rochester L, Chandler CS, Johnson MA, Sutton RA, Miller S. Influence of electrical stimulation of the tibialis anterior muscle in paraplegic subjects. *Paraplegie* 1995;33:437-49.
20. 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.
21. Felder H. The effect of electromyostimulation on selected power parameters. (Abstract.) *Sportverletz Sportschaden* 1994;8:122-127.
22. Sinacore DR, Delitto A, King DS, Rose SJ. Type II fiber activation with electrical stimulation: a preliminary report. *Phys Ther* 1990;70:416-22.
23. Trimble MH, Enoka RM. Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. *Phys Ther* 1991;71:273-82.
24. Adams GR, Harris RT, Woodard D, Dudley GA. Mapping of electrical muscle stimulation using MRI. *J Appl Physiol* 1993;74:532-7.
25. Snyder-Mackler L, Ladin Z, Schepsis A. Electrical stimulation of the thigh muscles after reconstruction of the anterior cruciate ligament: effects of electrically elicited contractions of the quadriceps femoris and hamstring muscles on gait and strength of the thigh muscles. *J Bone Joint Surg* 1991;73:1025-36.
26. Knaflitz 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.
27. Vanderthommen M, Constant T, Crielaard JM. Intérêt de l'électrostimulation de basse fréquence après arthroscopie du genou. *Kinésithér Scien* 1992;30:821-2.
28. Delitto A, Snyder-Mackler L. Two theories of muscle strength augmentation using percutaneous electrical stimulation. *Phys Ther* 1990;70:158-64.
29. 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.
30. Moreau D, Dubots P, Boggio V, Guilland JC, Cometti G. Effects of electromyostimulation and strength sympathetic activation. *J Sports Sci* 1995;13:95-100.

Correspondencia:

A. Coarasa Lirón de Robles
C/ Amantes de Teruel nº 4
50012 Zaragoza