

PARÁMETROS DEL ENTRENAMIENTO CON ELECTROESTIMULACIÓN Y EFECTOS CRÓNICOS SOBRE LA FUNCIÓN MUSCULAR (I)

ELECTROMYOSTIMULATION TRAINING PARAMETERS AND CHRONIC EFFECTS ON MUSCLE FUNCTION (I)

La electroestimulación se puede aplicar en el organismo de forma directa o indirecta. La primera de ellas excita directamente las fibras musculares¹, y suele emplearse cuando existe afectación de las vías neurales eferentes. En sujetos sanos la electroestimulación se aplica de forma indirecta, es decir, los impulsos eléctricos producen contracciones en la musculatura esquelética como resultado de la estimulación percutánea de nervios periféricos². A este segundo tipo de aplicación se le denomina estimulación eléctrica neuromuscular (EENM).

El primer autor que utilizó la EENM como método de entrenamiento de la fuerza en deportistas fue Yakov Kots. Sus primeros trabajos fueron publicados en el año 1971, en revistas soviéticas de escasa divulgación internacional, por lo que los conocimientos que se tienen sobre estas investigaciones se han obtenido a través de fuentes secundarias que las tradujeron al inglés³. Desde Kots hasta nuestros días, son numerosos los estudios que se han publicado sobre la influencia de la EENM en el rendimiento físico. Actualmente se considera que la EENM es un complemento del entrenamiento tradicional en sujetos sanos, y no un sustituto del mismo⁴. Además, la enorme variedad de protocolos de entrenamiento utilizados, dificulta conocer qué valores deben tener los parámetros de la corriente para conseguir la máxima eficacia⁵, así como cuáles son sus principales efectos sobre la condición física. Por lo tanto, los objetivos del presente trabajo son:

- Describir, analizar y discutir cómo influye la modificación de los parámetros de la corriente eléctrica y de los protocolos de entrenamiento con EENM sobre el rendimiento físico.
- Analizar los efectos crónicos del entrenamiento con EENM sobre la función muscular.

PARÁMETROS DE LA CORRIENTE Y CARACTERÍSTICAS DE LOS PROTOCOLOS DE ENTRENAMIENTO

Cualquier estudio que evalúe la influencia de un determinado protocolo de EENM sobre la función muscular debe especificar en su metodología: los parámetros de la corriente (tipo de onda, ancho de impulso, frecuencia, tiempo de contracción y de reposo, número de contracciones por sesión), intensidad con la que se aplica la corriente, ángulo de trabajo de la articulación implicada, zona de colocación de los electrodos así como las características de los mismos, músculo estimulado, aparato utilizado, número de sesiones de entrenamiento y frecuencia semanal. Pese a que los efectos de la EENM sobre el organismo están determinados por las propiedades intrínsecas de los diferentes tejidos de cada individuo⁶, en función de cómo se programen y modifiquen estos parámetros, se podrá orientar el tipo de trabajo de la musculatura hacia un determinado objetivo. La mayoría de los valores presentados se

J. Azael Herrero Alonso¹

Olaia Abadía García de Vicuña¹

Juan Carlos Morante Rábago²

Juan García López²

¹Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Europea Miguel de Cervantes

²Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de León

CORRESPONDENCIA:

J. Azael Herrero Alonso
Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Europea Miguel de Cervantes.
Padre Julio Chevalier, 2. 47012 Valladolid. E-mail: jaherrero@uemc.edu

Aceptado: 18-07-2006 / Revisión nº 194

refieren al cuádriceps femoral por ser el grupo muscular más utilizado en el entrenamiento con EENM.

Tipo de impulso o de onda

Es la forma que tiene la onda eléctrica. No se ha demostrado universalmente que exista un tipo de onda que sea la más confortable, ya que esto está condicionado por las diferentes respuestas de cada sujeto a un mismo tipo de onda⁷. Laufer *et al.*⁶, estudiaron los efectos agudos de 3 diferentes tipos de onda (monofásica, bifásica y polifásica) sobre la fuerza y la fatiga muscular. El tipo de onda que menos fuerza y menos fatiga produjo fue la polifásica, sin constatarse diferencias entre las otras dos. A su vez, Stefanovska y Vodovnik⁸ compararon las mejoras producidas por el entrenamiento (21 sesiones; 3 semanas; 10 min. por sesión) de dos tipos de onda bifásica: rectangular y senoide. Tras el entrenamiento, el grupo que utilizó la corriente rectangular mejoró su máxima contracción voluntaria isométrica (MCV) un 25%, siendo este incremento superior al 13% conseguido por el grupo que entrenó con la onda senoide. Parece ser que el tipo de onda rectangular es el más efectivo para la mejora de la fuerza muscular, siendo la onda rectangular, bifásica y simétrica (Figura 1) la más documentada en la bibliografía consultada^{4,9-27}.

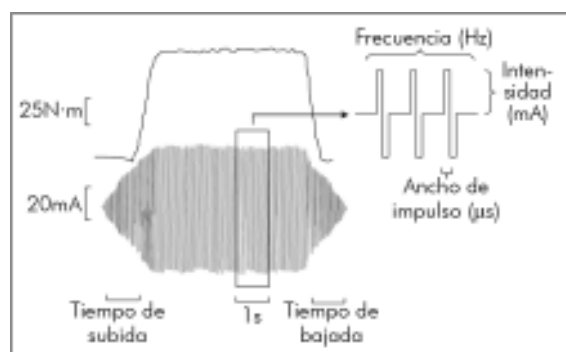
Ancho de impulso

Es la duración de cada pulso de corriente y normalmente se expresa en microsegundos (μs)

(Figura 1). Según la *Ley de Lapique* para producir una contracción apreciable, el tiempo de actuación del estímulo debe ser por lo menos igual a la cronaxia nerviosa. Se ha sugerido que las anchuras de impulso óptimas para la estimulación percutánea están entre los 500 y los 1000 μs ²⁸ o que las mayores contracciones se logran con anchuras de impulso de 300-400 μs ^{29,30}. No obstante, estos valores dependerán de la musculatura objeto de entrenamiento, refiriéndose estos anchos de impulso óptimos al cuádriceps femoral, por lo que en grupos musculares más reducidos la anchura de impulso óptima será menor. Coarasa *et al.*³¹ describieron que con el ejercicio, tanto la cronaxia muscular como la nerviosa se elevan (37,5% y 62,5%, respectivamente tras un test máximo). Este incremento de ambas cronaxias supone que la velocidad de contracción muscular disminuya conforme la carga de trabajo es mayor. Por lo tanto, según los resultados de este trabajo en el entrenamiento con EENM, siempre y cuando fuese posible, habría que utilizar corrientes cuyo ancho de impulso aumentase progresivamente durante cada entrenamiento. De no ser posible, habría que utilizar anchos de impulso ligeramente superiores a las cronaxias nerviosas de los grupos musculares a entrenar para que la estimulación fuese más eficaz en las últimas repeticiones del entrenamiento. Estas suposiciones se ven apoyadas por el trabajo de Coarasa *et al.*²¹, en donde se observó que una corriente bifásica con un ancho de impulso de 300 μs generaba una mayor fuerza (39% de la máxima contracción voluntaria respecto a 26%) que al utilizar un ancho de impulso igual a la cronaxia nerviosa (<300 μs). Estos autores concluyeron que la duración del impulso influye en la despolarización nerviosa, de manera que el impulso más largo permite alcanzar el umbral de excitabilidad de un mayor número de unidades motrices. A su vez, los impulsos con una duración superior a la cronaxia muscular producen contracciones más fuertes, precisando simultáneamente menor intensidad eléctrica.

El problema los anchos de impulso de elevada duración es la confortabilidad de la corriente, habiéndose documentado que las ondas de me-

FIGURA 1.
Fuerza producida por la corriente (arriba) e intensidad aplicada (abajo). La corriente administrada tiene una forma rectangular, bifásica y simétrica



nor duración se toleran mejor³², además de minimizar la irritación de la piel y el daño tisular. No obstante, aunque se pretendan utilizar anchos de impulso que se toleren mejor, hay que saber que algunos autores han achacado la ausencia de beneficios sobre la fuerza muscular en programas de entrenamiento con EENM a los reducidos tiempos del ancho de impulso utilizados en determinados trabajos ($\leq 100\mu\text{s}$)³².

Frecuencia

Es el número de veces que se repite el impulso en un segundo y se expresa en hercios (Hz). En el cuerpo humano las frecuencias de descarga de las unidades motrices lentas (predominantes en músculos tónicos) oscilan entre 5 y 15 Hz, mientras que las frecuencias de descarga de las unidades motrices rápidas (predominantes en músculos fásicos) oscilan entre 30 y 60 Hz³³. Las frecuencias de electroestimulación bajas (~ 20 Hz) hacen que el músculo se contraiga y relaje con cada pulso o ciclo²⁹, pudiendo llegar a alcanzarse con ellas el 65% de la fuerza máxima alcanzada con frecuencias altas³⁰. Por el contrario, cuanto mayor es la frecuencia de estimulación mayor es la fatiga muscular producida³⁴, la fuerza generada por la corriente^{35,36} y el daño muscular generado³⁵. Algunos autores han demostrado una relación positiva entre el momento de fuerza generado por un grupo muscular y la frecuencia de estimulación, sin embargo, parece ser que dicha relación no es siempre lineal³⁶.

En la Figura 2 se muestra un test de fuerza-frecuencia, el cual consiste en aplicar una intensidad constante e ir incrementando la frecuencia registrándose la fuerza producida por la contracción³⁷. Las intensidades aplicadas fueron aquellas que producían el 20%, 50% y 80% de la MCV al aplicar una corriente de 100 Hz, observándose que cuanto mayor es la frecuencia de estimulación, mayor es la fuerza producida por la corriente. En este mismo estudio³⁷ se observó que para producir el 20% de la MCV con frecuencias de 20, 40 y 60 Hz, se tuvieron que aplicar intensidades equivalentes al 36%, 25% y 22% de la MCV cuando el

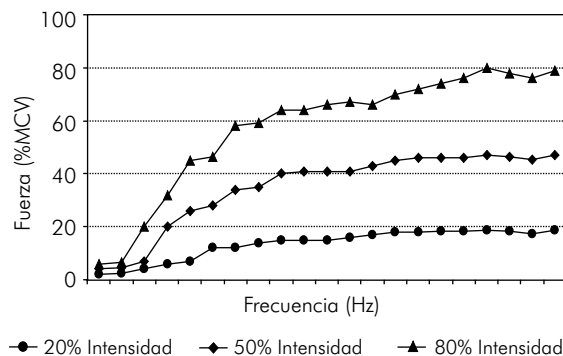


FIGURA 2. Fuerza producida durante un test de fuerza-frecuencia. Valores medios expresados como porcentaje de la MCV (Adaptado de Binder-Macleod, et al.³⁷)

cuádriceps era estimulado con una corriente de 100 Hz, respectivamente. Asimismo, para producir el 50% de la MCV con frecuencias de 20, 40 y 60 Hz, las intensidades necesarias deberían ser el 89%, 60% y 54% de la MCV respecto a haber utilizado una corriente de 100 Hz.

Las frecuencias muy elevadas (2000-2500 Hz) reducen la impedancia entre los electrodos y la piel aumentando el grado de confort⁷, habiendo sido utilizadas en algunos estudios para estimular la musculatura³⁸⁻⁴⁰. Sin embargo, el periodo refractario de la motoneurona en determinados grupos musculares es demasiado corto, lo que ocasiona que con frecuencias de 2500 Hz se produzca el fenómeno fisiológico conocido como *Wedensky inhibition*, que supone una pérdida de intensidad de la transmisión neuromuscular ocasionando una disminución de la fuerza de contracción⁴¹. Todo esto denota la importancia de prefijar adecuadamente la frecuencia de estimulación para conseguir contracciones máximas en la musculatura durante el entrenamiento. Así, algunos autores han comentado que el espectro de frecuencias idóneas para el cuádriceps está entre 33 y 200 Hz²¹, o de forma general para que cualquier músculo desarrolle su máxima fuerza, la frecuencia de estimulación debe estar comprendida entre 50 y 120 Hz^{28,32} o entre 60 y 100 Hz³⁰.

Tiempo de contracción

Es el tiempo durante el cual se mantienen los impulsos eléctricos a una determinada frecuen-

cia y se expresa en segundos (s). Kots y Xvilon³ analizaron la aplicación de tiempos de contracción de 15 s, observándose que a partir de 12,5 s la fuerza generada por la corriente decrecía considerablemente, por lo que para la segunda parte de su estudio, estos autores acordaron que un tiempo de contracción máximo de 10 s era óptimo para producir fatiga muscular. Estos resultados concuerdan con los de Selkowitz⁴², quien utilizó tiempos de contracción de 10 s aproximadamente, observando que a partir de 8,2 s la fuerza producida por la EENM decaía significativamente, marcando el punto en el que se dejaba de administrar corriente. Por el contrario, Rich⁴³ reflejó que al aplicar tiempos de contracción de 10 s, la fuerza generada por la corriente era máxima y se mantenía durante los primeros 2 s, decreciendo progresivamente durante los 8 s siguientes. No obstante, el grupo muscular estimulado por Rich⁴³ fue el biceps braquial a diferencia del cuádriceps femoral que fue estimulado en los dos estudios anteriores, pudiendo ser esta la principal causa de la fatiga más temprana acontecida en este estudio.

Actualmente los tiempos de contracción utilizados con EENM son bastante inferiores a los utilizados por los dos primeros estudios citados en este apartado debido, principalmente, a la búsqueda de especificidad de las contracciones entre el entrenamiento y las modalidades deportivas o tests de valoración realizados. Sin embargo, muchos de los aparatos del mercado

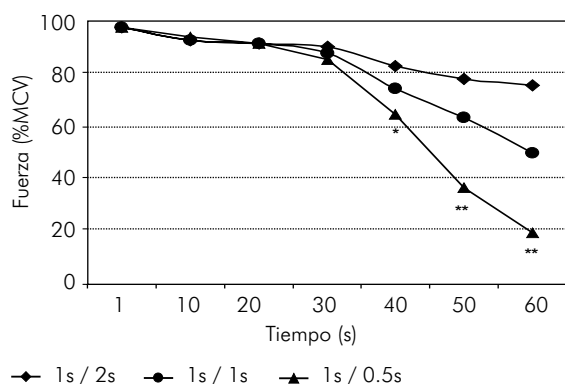
no permiten inducir tiempos de contracción inferiores a 2 s, ya que durante el tiempo de contracción se distinguen tres fases (Figura 1): un tiempo de subida de la intensidad eléctrica (*rise time*), un tiempo durante el cual se mantiene la intensidad y un tiempo de bajada (*fall time*). Esta circunstancia hace que los tiempos de contracción sea inespecíficos para mejorar la fuerza muscular en determinadas disciplinas deportivas donde las acciones de fuerza tienen una duración menor⁴⁴. En un futuro sería interesante desarrollar aparatos que permitan administrar estímulos máximos de una duración similar a la de las acciones explosivas voluntarias.

Tiempo de reposo

Es el tiempo que transcurre entre cada dos contracciones consecutivas y se expresa en segundos (s). En el estudio de Kots y Xvilon³ también se analizó la influencia de diferentes tiempos de reposo a fin de encontrar cuál resultaba óptimo para aplicar contracciones de 10 s de duración. Tras estudiar tiempos de 10, 20, 30, 40 y 50 s, observaron que por debajo de 30 s, al aplicar dos contracciones consecutivas la segunda contracción producía menos fuerza que la anterior, estableciendo que el tiempo de reposo entre ambas debía de estar entre 40 y 50 s para desarrollar la máxima fuerza en cada contracción. Posteriormente, analizaron la influencia de los dos tiempos de reposo (40 y 50 s) en 10 contracciones de 10 s consecutivas, observando que con 40 s, la fuerza producida por las últimas contracciones disminuía considerablemente. Esta es la razón por la cual las famosas *Corrientes Rusas* o *Corrientes de Kots* consisten en 10 contracciones de 10 s de contracción y 50 s de reposo⁴⁵.

Al utilizar tiempos de contracción más reducidos (1 s), se ha observado que la duración del tiempo de reposo debe ser por lo menos el doble del tiempo de contracción (2 s) para que la fuerza generada por la corriente no disminuya significativamente en las últimas contracciones de cada sesión de entrenamiento⁴⁶. Así, en la Figura 3 se muestra la diferencia de emplear

FIGURA 3.
Comparación de contracciones de 1 s separadas por diferentes tiempos de reposo: 2 s; 1 s; y 0,5 s. Valores medios expresados como porcentaje de la MCV
*,** diferencias significativas ($p < 0.05$ y $p < 0.01$) con 1 s y 2 s de reposo, respectivamente (Adaptado de Duchateau y Hainaut⁴⁶)



tiempos de reposo de 0,5, 1 o 2 s, tras contracciones de 1 s, mostrando cómo a partir de la contracción número 30 hasta la 60 el porcentaje de fuerza desarrollado respecto del máximo decrece significativamente. Estos autores concluyeron que los 0,5 s de reposo fueron insuficientes para que el músculo pudiese eliminar los metabolitos producidos por el metabolismo láctico inducido por la EENM.

Matheson, *et al.*¹⁶ investigaron cómo influía la modificación del tiempo de reposo en la producción de fuerza muscular y en las respuestas metabólicas celulares durante la EENM. Se compararon dos protocolos de 12 contracciones: protocolo A (10 s de contracción y 10 s de reposo); y protocolo B (10 s de contracción y 50 s de reposo). Aleatoriamente los sujetos recibían el protocolo A o el B, y una hora después el otro protocolo. Con espectroscopia de resonancia magnética nuclear (RMN) se midió el pH intramuscular (pH_i), el fósforo inorgánico (P_i) y la fosfocreatina (PCr). A lo largo de las 12 contracciones, ambos protocolos disminuyeron la fuerza y el pH_i y aumentaron la relación P_i/PCr , siendo estas modificaciones significativamente más acentuadas en el protocolo A. Se concluyó que el tiempo de reposo más corto produjo más fatiga durante el periodo de estimulación, posiblemente como resultado de una mayor acidosis intracelular y por la poca capacidad de resintetizar los fosfatos de alta energía. Los autores comentan que cuando el objetivo del entrenamiento sea producir una elevada fatiga intramuscular (hipertrofia), el protocolo a utilizar sería el A, mientras que si la producción de fuerza es el factor importante a tener en cuenta en el entrenamiento (como es el caso de la rehabilitación o del entrenamiento), el protocolo adecuado sería el B.

Los estudios analizados muestran que el tiempo de reposo determina el sistema energético utilizado y los depósitos de energía disponibles para cada contracción⁴². Según Faghri¹⁷ este tiempo debe ser suficiente para permitir la refosforilación del adenosín difosfato y la fosfocreatina en los músculos estimulados así como de inhibir la vasodilatación tras la con-

tracción estática. Así pues, el parámetro más importante es la relación entre el tiempo de contracción y el tiempo de un ciclo contracción-reposo, denominado *ciclo útil*, el cual debe minimizar los efectos de la fatiga^{28,46}. Se ha sugerido que el *ciclo útil* con EENM debería ser 20% (ej. 10 s contracción y 40 de reposo) y debería incrementar gradualmente con la disminución de la fatiga²⁹. Lieber y Kelly⁴⁷ observaron que los ciclos útiles menores tienen una mayor capacidad para mantener elevados los niveles de fuerza durante una sesión de entrenamiento. Actualmente en el entrenamiento de fuerza con EENM los ciclos útiles oscilan entre 14 y 24%^{23-27,48}.

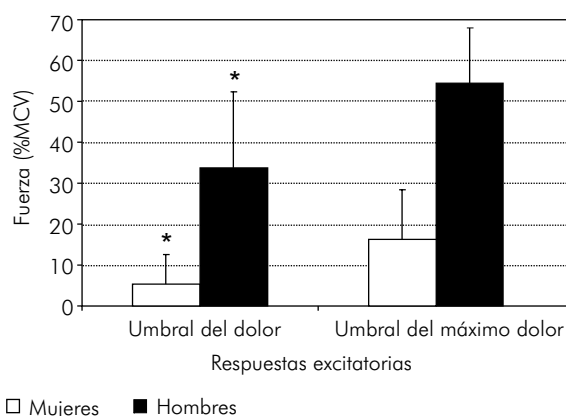
Intensidad o amplitud del impulso eléctrico

Si la corriente se representase gráficamente, la intensidad se identificaría con la altura de la onda (Figura 1). Algunos aparatos marcan esta intensidad en milivoltios (mV), si bien, lo más normal es que esté indicada en miliamperios (mA). En el cuerpo humano la relación entre ambos conceptos es la impedancia o resistencia que ofrecen los diferentes tejidos al paso de la corriente eléctrica. Al aplicar la EENM e ir aumentando la intensidad de la corriente se van superando 4 umbrales¹⁸: sensitivo, motor, dolor y máximo dolor. Alon, *et al.*¹⁸ analizaron si existían diferencias en la percepción de estos umbrales entre hombres y mujeres, reflejándose que todos los umbrales se alcanzaban con intensidades más bajas en las mujeres. Además, las fuerzas producidas por la EENM fueron inferiores en las mujeres respecto de los hombres, concluyéndose que la habilidad para generar fuerza por la corriente depende del género. No obstante, los resultados de este trabajo son cuestionables, ya que la cantidad de intensidad tolerada se comparó en valores absolutos y no se relativizó con la cantidad de masa muscular de cada sujeto. Esto es importante debido a que se ha demostrado que sujetos entrenados toleraban una mayor intensidad de corriente (31,3 mA y 21,9 mA respectivamente) y más dolor que sujetos no entrenados⁴⁹, pero cuando la intensidad tolerada se relativiza con respecto al área de sección transversal, estas

diferencias desaparecían ($0,29 \text{ mA}\cdot\text{cm}^{-2}$ en entrenados, y $0,28 \text{ mA}\cdot\text{cm}^{-2}$ en desentrenados), siendo la fuerza producida por la EENM similar en ambos grupos. Por lo tanto, se puede establecer que la intensidad tolerada no depende del género y sí de la cantidad de masa muscular.

La aportación más interesante del trabajo de Alon, *et al.*¹⁸ es que los sujetos incrementaban considerablemente su fuerza entre el umbral del dolor y el del máximo dolor (Figura 4), lo que indica que es necesario "sufrir" para que la EENM genere sobrecarga en el músculo y sea efectiva como método de entrenamiento⁵⁰. Por esta razón el umbral del dolor determina la intensidad máxima admisible de corriente y su poder de penetración a través del músculo^{33,37}, resultando un factor limitante en la cantidad de fuerza producida por la EENM³⁰.

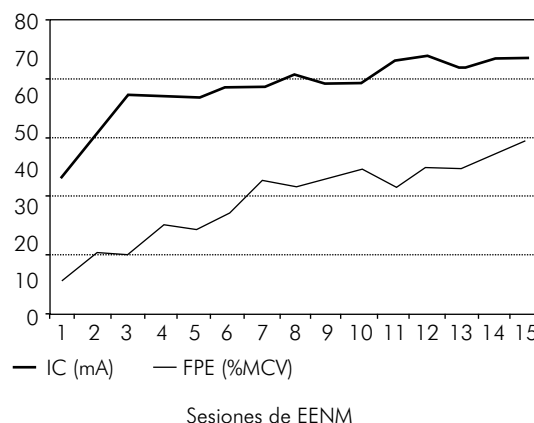
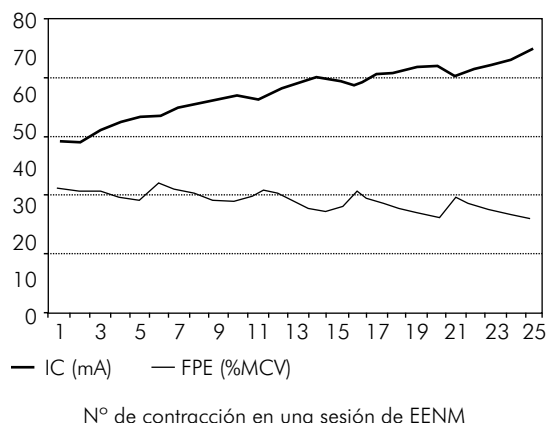
FIGURA 4. Fuerza inducida por la EENM en los flexores plantares. Valores de hombres (n=11) y mujeres (n=9) expresados como porcentaje de la MCV (media \pm SD). *indica diferencias significativas entre los dos tipos de respuestas excitatorias, $p < 0,05$ (Adaptado de Alon *et al.*¹⁸)



Se puede afirmar que dentro de una sesión de entrenamiento cuanta mayor intensidad de corriente se administre a la musculatura, mayor será la fuerza resultante. Aunque se ha expuesto que la fuerza de las contracciones producidas por la EENM es proporcional a la intensidad de estimulación^{30,51}, varios estudios (Figura 5) han demostrado que no existe una correlación entre la intensidad administrada y las modificaciones obtenidas en la fuerza muscular^{12,21,42,52}. Por el contrario, sí se ha encontrado una relación directa entre el momento de fuerza producido por la EENM y la ganancia de fuerza¹². Por este motivo se ha establecido que el elemento determinante de la eficacia en un entrenamiento con EENM no parece ser la intensidad de corriente, sino la respuesta provocada, lo cual implica que la carga de trabajo no puede ser fijada a priori como en las contracciones voluntarias²¹. Así, cuando se pretenda prefijar una determinada carga de entrenamiento, habrá que basarse en la fuerza producida por la contracción y no en la intensidad de corriente¹². Por ejemplo, se ha sugerido que la intensidad mínima que debe tolerar una persona para que la EENM produzca un incremento en la fuerza debe ser la que alcance, como mínimo, el 33% o 35% de la MCV^{12,21}.

En el entrenamiento con EENM se ha constatado que los sujetos toleran progresivamente más intensidad de corriente durante cada sesión de entrenamiento^{12,42,53}. Por esto se ha propuesto aumentar la intensidad en cada una de las

FIGURA 5. Izquierda: Intensidad de corriente (IC) y fuerza producida por la EENM (FPE) durante 5 series de 5 contracciones de una sesión de entrenamiento con EENM. Derecha: Intensidad de corriente y fuerza producida por la EENM durante las 15 sesiones de entrenamiento (Adaptado de Miller y Thépaud-Mathieu¹²)



contracciones de una misma sesión de entrenamiento para ajustar la intensidad de corriente a los niveles de máxima tolerancia de cada sujeto^{12,42}, y porque las fibras estimuladas debajo de los electrodos se van fatigando, y si se pretende que el músculo siga manteniendo la misma fuerza de contracción⁵⁴, se debe incrementar la intensidad para reclutar fibras más distantes de los electrodos⁵⁵.

Por último, cuando en el entrenamiento con EENM se comienza administrando la máxima intensidad tolerable por cada sujeto, se ha descrito la aparición de agujetas durante la primera semana de entrenamiento^{42,56}, desapareciendo estos síntomas a partir de la segunda semana. Se ha especulado que, dado que el reflejo miotático inverso no puede actuar durante la aplicación externa de la EENM, puede intervenir entonces un mecanismo que intente inhibir por otra vía esa contracción, activando este mecanismo la musculatura antagonista y como consecuencia de ello es probable padecer también agujetas en esta musculatura⁵⁶.

Ángulo de entrenamiento

Actualmente la manera más utilizada de trabajar con EENM es de forma isométrica, debido a que existe una menor posibilidad de lesión y un mayor control de la carga de entrenamiento. Por esto, un aspecto esencial en el entrenamiento con EENM es el ángulo en el que deben permanecer las articulaciones durante cada sesión de trabajo, influyendo éste en la cantidad de intensidad que el músculo puede tolerar⁴³. Apenas existen estudios que hayan analizado cuáles son los ángulos articulares óptimos de entrenamiento para cada grupo muscular, así como cuál es la secuencia idónea de combinación de ángulos dentro de un entrenamiento con EENM⁵⁷. El trabajo empírico de Abarde y Medina⁵⁸ es la única referencia bibliográfica que ha indagado en esta línea de investigación. En el caso del cuádriceps se ha sugerido que el ángulo óptimo de la articulación de la rodilla es 60° de flexión, debido a la capacidad de la musculatura para generar fuerzas concéntricas, isométricas y excéntricas en ese estado de acor-

tamiento, y debido a su enorme fiabilidad⁵⁹. Además, el ángulo de entrenamiento puede ser la razón por la cual no se produzca ningún beneficio en el entrenamiento con EENM. Por ejemplo, Farrance *et al.*⁶⁰ no observaron ninguna modificación en la fuerza máxima isométrica ni dinámica de los extensores de la rodilla tras 30 sesiones de EENM (50 Hz; 12 s contracción; 48 s reposo). El principal motivo que justifica estos resultados puede ser el haber estimulado el cuádriceps con una extensión completa de rodilla, ya que se ha descrito que en estado de máximo acortamiento muscular la intensidad tolerada por la persona está bastante limitada, produciendo en consecuencia niveles de fuerza medios y no máximos⁵⁶.

Colocación de los electrodos y punto motor

En la aplicación de la EENM, la colocación de los electrodos es fundamental para obtener resultados satisfactorios³⁰. Lo más normal es utilizar electrodos bipolares (polo positivo y negativo) colocando uno de ellos sobre el punto motor del músculo a estimular³⁰. El punto motor es la zona del músculo en la que se aprecia contracción muscular con la menor cantidad de intensidad posible^{30,61}, o la zona de la musculatura en la que los electrodos tienen una mayor eficacia³². El tipo, tamaño, número y colocación de los electrodos, así como el gel utilizado, condicionan la cantidad de energía transmitida a los músculos, la fuerza resultante de la contracción y el grado de confort del paciente^{7,62}. Así, cuanto menos gel tengan los electrodos más incómoda será la corriente y más dolor producirá. Según Rich⁴³, cuanto más fuerte se sujeten los electrodos contra la piel mayor será el dolor que perciba el sujeto, si bien, los resultados obtenidos en nuestro laboratorio durante el entrenamiento de la musculatura abdominal defienden lo contrario. Además, la colocación de los electrodos sobre la piel deberá ser de forma longitudinal con respecto a las fibras musculares, dado que esta colocación supone alcanzar un 64% más de fuerza con respecto a una colocación transversal respecto de las fibras musculares⁶³. En el caso del cuádriceps se ha observado que al utilizar cuatro electrodos

bipolares (dos proximales y dos distales), cuando los electrodos se colocaban cruzados la fuerza generada por la corriente fue mayor (23%) con respecto a cuando los electrodos se colocaban de forma paralela⁶⁴. Por lo tanto, siempre que se quieran alcanzar los mayores niveles de fuerza posibles para una determinada intensidad de corriente, los electrodos deberán colocarse en el punto motor de los músculos que se desee entrenar.

Grupo muscular estimulado

El grupo muscular por excelencia para aplicar la EENM es el cuádriceps^{56,65}. Este grupo muscular es el elegido en la mayoría de los estudios analizados, quizás por ser el que más demanda los métodos de fortalecimiento, o por ser uno de los que mejor se adapta a este método de entrenamiento. Independientemente del grupo muscular escogido, siempre se debe tener en cuenta que pese a que una corriente determinada pueda suponer amplios beneficios en un músculo, no tiene porqué producir esos mismos beneficios en otros músculos diferentes³². Además, como se ha visto anteriormente, el músculo que se quiere entrenar condicionará la elección de alguno de los parámetros de la corriente.

A la hora de trabajar un grupo muscular en concreto, se debe tener en cuenta la posible activación de la musculatura antagonista. Así, cuando se trabaja con niveles de intensidad máximos se puede producir una activación inconsciente de esta musculatura, reduciendo la fuerza total generada por la musculatura agonista^{12,49}. Esta activación de la musculatura antagonista es inevitable cuando la EENM se aplica de forma isométrica sin fijar los segmentos corporales implicados en la contracción como sucedió en el estudio de Martín, *et al.*¹³. Estos autores, tras estimular el tríceps sural, observaron mayores mejoras en la flexión dorsal (33,8%) con respecto a la flexión plantar (10,3%). Igualmente, Rich⁴³ reflejó incrementos de la fuerza máxima isométrica del tríceps braquial cuando el músculo que se estimulaba mediante EENM era el bíceps braquial. Rich⁴³ justifica este hecho debido a que el sistema nervioso central pudo interpretar la EENM como estímulo nocivo por lo que activó la musculatura antagonista para estabilizar el brazo. Por último, Westing, *et al.*⁵⁹ defienden que esta pequeña activación de la musculatura antagonista explicaría porqué las contracciones concéntricas con EENM superpuesta producen menores niveles de fuerza que la propia contracción voluntaria.

La bibliografía citada se publicará en la segunda parte del artículo