

J. S. Brasileiro¹
C. E. S. Castro²
N. A. Parizotto²
M. C. Sandoval³

¹ Profesor del Departamento de Fisioterapia de la Universidade Federal do Rio Grande de Norte-Natal/RN/Brasil.

² Profesores del Departamento de Fisioterapia de la Universidade Federal de São Paulo (Brasil).

³ Profesora de la Escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander, UIS, Bucaramanga (Colombia).

Correspondencia:
Jamilson Simões Brasileiro
Rua Haiti, 327
Nova Estância
São Carlos SP (Brasil)
CEP: 13566-710
E-mail: brasileiro@bol.com.br

Trabajo realizado en el Laboratório de Electro-termofototerapia, Departamento de Fisioterapia de la Universidade Federal de São Carlos, UFSCar, São Paulo (Brasil).

Estudio comparativo entre la capacidad de generación de torque y la incomodidad sensorial producidos por dos formas de estimulación eléctrica neuromuscular en sujetos sanos

Comparative study between the capacity or the torque generation and the sensorial discomforts produced by two forms of neuromuscular electrical stimulation in healthy subjects

RESUMEN

El presente estudio comparó el torque y el grado de incomodidad producidos por dos formas de estimulación eléctrica neuromuscular (EENM), la estimulación de baja frecuencia (EBF) y la corriente rusa (CR), aplicadas en alta intensidad. Participaron en el estudio 18 sujetos adultos jóvenes, sanos y de sexo masculino. Todos fueron evaluados en un dinamómetro isocinético computarizado en su capacidad de producción de torque a través de la realización de contracciones isométricas voluntarias máximas (CIVM) del cuádriceps femoral a 60 de flexión de rodilla. Posteriormente cada uno de ellos fue sometido a los dos tipos de EENM (EBF y CR), aplicadas primero aisladas y después asociadas con la CIVM. El torque eléctricamente inducido en cada una de las situaciones fue registrado como un porcentaje de aquél producido por la CIVM y la incomodidad

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the torque generation and the comfort level of two different forms of neuromuscular electrical nerve stimulation (NMES), low-frequency stimulation (LFS) and russian stimulation (RS), both applied in high intensities. The maximum isometric voluntary contraction (MIVC) of the quadriceps femoris muscle was measured in 18 healthy young men, in an isokinetic computerized dynamometer, at 60° knee flexion. Subsequently, two 10-sec, maximally tolerated contractions were elicited with each of the forms of NMES applied, first isolated and then combined with MIVC. Electrically elicited torque values in each situation were expressed as a percentage of the MIVC, and the discomfort level was quantified using a 10 cm long visual analog scale (VAS). The torque generated by isolated LFS and RS stimulation was 43.6 and 53.8% of MIVC, respectively.

sensorial asociada a cada uno de esos protocolos de estimulación fue evaluado en una escala visual análoga (VAS). Los torques generados por la EBF y por la CR aisladas fueron en media, respectivamente, de 43,6 y 53,8% del valor de la CIVM. Sometidos a un análisis de varianza, estos valores no presentaron diferencias estadísticas significativas ($p = 0,05$). Las dos formas de estimulación cuando fueron asociadas a la CIVM tampoco presentaron diferencias estadísticas entre sí, generando un torque medio de 105,2 y 97,3% con EBF y CR, respectivamente. El grado de incomodidad a la estimulación fue similar para las dos formas de corriente, no habiendo una preferencia clara de los sujetos por ninguna de ellas. Estos resultados sugieren que no hay diferencia entre la capacidad de generación de torque producida por la estimulación de baja frecuencia (EBF) y por la CR; las dos producen índices de torque próximos de aquellos recomendados para inducir eléctricamente un fortalecimiento muscular; la asociación entre EENM y CIVM no potencializa el torque voluntario máximo y finalmente no hay entre esas dos formas de EENM una que pueda ser considerada como más comfortable.

PALABRAS CLAVE

Estimulación eléctrica; Fortalecimiento muscular; Cuadriceps femoral; Fisioterapia.

INTRODUCCIÓN

La estimulación eléctrica neuromuscular (EENM) es la acción de estímulos eléctricos terapéuticos aplicados sobre el tejido muscular a través del sistema nervioso periférico íntegro (1). El uso de este recurso electroterapéutico viene siendo explorado hace varios años en el campo de la rehabilitación y del acondicionamiento físico humano. Baker (2), de acuerdo con los objetivos del tratamiento, divide el uso terapéutico de la EENM en seis categorías, que son aumentar la fuerza o mantener la masa muscular durante o después de

Submitted to variance analysis, these values have shown no statistically significant differences ($p = 0.05$). When combined with MIVC, the electrically elicited torque was 105.2 and 97.3% of the MIVC, for LFS and RS, respectively. These values were not statistically significant as well. The subjects have expressed no preference based on discomfort levels elicited by any of the waveforms. These results suggest that: 1) the ability to produce torque is equivalent for both waveforms; 2) both isolated waveforms generate approximately the same torque, which was near to the levels required to electrically induce muscle strengthening; 3) the association NMES and MIVC does not increase maximum isometric voluntary torque, and 4) none of the waveforms can be considered most comfortable (least uncomfortable).

57

KEY WORDS

Electrical stimulation; Muscle strengthening; Muscle contraction; Physical therapy.

períodos forzados de inactividad, mantener o ganar amplitud de movimiento articular, reeducar y facilitar el control motor voluntario, reducir temporalmente los efectos de la espasticidad, ofrecer ayuda ortésica y reducir la formación de edema.

Diversos estudios disponibles en la literatura del área investigaron el papel de la estimulación eléctrica como una forma de inducir el fortalecimiento muscular. El científico ruso Y. Kotts fue uno de los primeros investigadores en reportar ganancias de fuerza en músculos sanos de atletas de élite con la aplicación de la denominada *corriente rusa* (CR), caracterizada por

58 pulsos con frecuencias de 2.200 a 2.500 Hz, moduladas en *bursts* normalmente de 50 Hz. Kotz relató ganancia de fuerza del orden del 30 al 40% en atletas olímpicos altamente entrenados, usando amplitudes de corriente en un nivel suficiente para recuperar todas las fibras musculares y reclutando todas las fibras musculares en su contracción tetánica máxima (3). Estos datos son tan impresionantes que Swearingen (3) llega a sugerir que o *Kots adulteró los datos de la fuerza muscular después de un entrenamiento en alta amplitud o los estudios hechos en los Estados Unidos no consiguieron replicar la técnica rusa* de Kots para EENM (p. 160). Aunque los resultados relatados por Kots nunca han sido reproducidos, ellos despertaron un gran interés mundial en el uso de la estimulación eléctrica neuromuscular para el aumento del desempeño muscular en rehabilitación y en atletas.

Dos capítulos escritos en libros de texto actuales en electroterapia (3, 4) resumen y analizan datos referentes a investigaciones con EENM para el fortalecimiento muscular en sujetos saludables y en poblaciones de pacientes. En estos estudios la capacidad de generación de torque eléctricamente inducido se caracteriza por una gran discrepancia entre los resultados obtenidos. Por ejemplo, la EENM del músculo cuádriceps femoral indujo torques variando entre 15,2 (5) a 112% (6) de la capacidad de contracción voluntaria máxima (CVM) en sujetos sanos y en un atleta de élite, respectivamente. Las variaciones metodológicas de estos estudios pueden haber sido las responsables por la discrepancia entre los resultados. La efectividad de la EENM para fortalecer un músculo parece depender de un gran número de variables como, por ejemplo, de la forma de corriente empleada, de la intensidad de la estimulación, de la frecuencia de los pulsos, de la carga de fase de la corriente, del número de contracciones eléctricamente inducidas por sesión y del número de sesiones por semana. Aún no existe un acuerdo universal sobre la optimización de todos esos parámetros (7). No obstante, Lieber y Kelly (5) sugieren que algunos individuos pueden beneficiarse más de un proceso de fortalecimiento muscular eléctricamente inducido por

EENM por causa de una mayor capacidad de actuación de sus músculos en altas tensiones de contracción. Diferencias anatómicas, tales como la presencia de una menor capa adiposa a nivel de los pliegues cutáneos o de un patrón de ramificación más superficial de nervios motores y diferencias fisiológicas, tales como la tipología de las fibras musculares, es decir, la presencia de más fibras de tipo I, IIa o IIb contribuirían para un patrón de respuesta diferenciado frente a la EENM (8, 9).

Como el proceso de fortalecimiento muscular eléctricamente inducido parece necesitar de altas intensidades de estimulación o principio de sobrecarga (3, 4), la incomodidad sensorial producida por las corrientes pasa a ser el principal factor limitante de esta terapéutica. Se atribuye a la CR una sensación más agradable a la estimulación, pues este tipo de corriente en función de la alta frecuencia de su onda portadora (2.500 Hz), minimizará la incomodidad sensorial a nivel de la piel, permitiendo así que la estimulación sea más intensa y profunda, lo que resultaría en una mayor inducción de la fuerza de contracción muscular (10). Entre tanto algunos estudios no confirman esta superioridad de la CR sobre los estimuladores de baja frecuencia más convencionales (4).

Como actualmente existen varios tipos de generadores eléctricos para EENM disponibles en el mercado, el propósito de este estudio fue comparar la capacidad de generación de torque de un estimulador de baja frecuencia (EBF) con los torques producidos por un generador de CR cuando fueron aplicados al músculo cuádriceps femoral de sujetos sanos. Esta comparación fue hecha de dos formas: en la primera la estimulación eléctrica actuó aisladamente sobre el músculo y en la segunda la estimulación fue asociada con la contracción voluntaria máxima de los individuos. La fuerza de contracción isométrica inducida en estas situaciones fue registrada y referida como un porcentaje de la capacidad de contracción isométrica voluntaria máxima (CIVM) de los sujetos. Se evaluó también el grado de incomodidad producido por estas dos formas de onda.

MATERIAL Y MÉTODOS

Sujetos

Dieciocho sujetos saludables de sexo masculino, con edad variando entre 19 y 25 años (media de 21,2 años), tomaron parte en el experimento. Todos los voluntarios fueron informados sobre los objetivos del estudio y firmaron un término de consentimiento en el momento de la admisión en el experimento. Fue considerado como criterio de exclusión cualquier historia previa o actual de dolencias o de disfunciones en el miembro inferior evaluado. Algunos de los voluntarios practicaban actividades deportivas a nivel de aficionado, pero ninguno de ellos realizaba entrenamiento atlético con carácter competitivo.

Instrumentación

Fueron comparados dos generadores de EENM: un EBF y un generador de CR, cuyas características generales están descritas en la [tabla 1](#).

Para los procedimientos de estimulación los equipos fueron programados con las siguientes características:

- *EBF*. Duración de los pulsos de 300 μ s, frecuencia de 50 pulsos por segundo (pps), intervalos interpulsátiles de 20 ms, rampa de subida

de 2 segundos y ciclo ON de estimulación de 10 segundos. 59

- *CR*. Duración de los pulsos de 400 μ s, frecuencia de la onda portadora de 2.500 Hz, modulada en 50 *burst* por segundo (bps), intervalo interbursts de 10 ms, rampa de subida de 2 segundos y ciclo ON de 10 segundos. La amplitud usada en los dos equipos fue la máxima tolerada por el sujeto.

La corriente fue transmitida a través de una única salida, bifurcada con dos cables aislados de 1,20 metros de longitud y los electrodos eran autoadhesivos, de marca Pals, con dimensiones idénticas de 8 \times 12 cm.

Para el registro de los torques fue utilizado un dinamómetro isocinético computarizado de la marca Biodex, modelo Biodex Multi-Joint System 2, programado a una velocidad angular de 0° por segundo (isométrico). Los datos fueron grabados en el disco duro del computador del dinamómetro y en una ficha previamente diseñada para la colecta de los datos y su posterior análisis.

Para el registro de la incomodidad sensorial fue utilizada una escala análoga visual (VAS) horizontal de 10 cm, donde se atribuía el valor de 0 al concepto de «ninguna incomodidad» y el valor de 10 a la «máxima incomodidad posible».

Tabla 1. Características generales de los dos estimuladores utilizados en el experimento

| | Estimulador de baja frecuencia (EBF) | Generador de corriente rusa (CR) |
|--------------------------------|--|--|
| Forma da la onda | Rectangular bifásica simétrica | Sinusoide alternada |
| Duración del pulso | 50-300 μ s | 200 μ s (fijo) |
| Duración de <i>burst</i> | — | 10 ms |
| Intervalo <i>interbursts</i> | — | 10 ms |
| Frecuencia de los pulsos | 0-100 Hz | 2.500 Hz (fijo) |
| Frecuencia de los <i>burst</i> | — | 50 Hz (fijo) |
| Amplitud | 0 a 100 mA | 0 a 130 mA |
| Modos | Ciclo ON/OFF variable Con rampa de subida | Ciclo ON/OFF variable Con rampa de subida |
| Polaridad | No polarizado | No polarizado |
| Número de canales | 2 | 8 |
| Modelo/marca | Orion TENS Fernandes Equipamentos | Physiotonus Slim Bioset |

60 Procedimientos

Los datos de este experimento fueron recogidos en las dependencias del Servicio Ambulatorial de Fisioterapia, Departamento de Fisioterapia, Universidad Federal de São Carlos, São Carlos, São Paulo (Brasil).

Colocación de los sujetos para la realización de las pruebas

Todos los sujetos fueron sometidos a una única sesión de pruebas. Después de un breve período de calentamiento muscular que consistía en pedalear en una bicicleta estática sin carga por cinco minutos, los voluntarios se colocaron en la silla del dinamómetro isocinético, que estaba previamente calibrado (Fig. 1). La



Figura 1. Posición del miembro inferior derecho del sujeto en el dinamómetro isocinético para la prueba de torque isométrico.

cadera fue colocada a 90° de flexión y la rodilla a 60°. Esta posición de la rodilla ha mostrado ser la más adecuada para permitir generación de un torque isométrico extensor máximo de rodilla (11). El eje de rotación del dinamómetro fue alineado con el eje de rotación de la rodilla derecha evaluada. El tronco, la pelvis y la cadera de los sujetos fueron estabilizados por medio de cintas para evitar posibles compensaciones musculares, y el apoyo del brazo del dinamómetro fue fijado en la región distal de la pierna del sujeto, permitiendo un arco completo de dorsiflexión del cuello de pie.

Determinación del pico de torque de la contracción isométrica voluntaria máxima

Una vez posicionado el sujeto se solicitaba que realizara una contracción isométrica voluntaria máxima (CIVM) del cuádriceps derecho que debería ser mantenido por 10 segundos. Durante la contracción los sujetos eran animados verbalmente por el examinador. El mayor torque registrado en el monitor del dinamómetro, o pico de torque, fue considerado el valor de la HCIVM, que es referido como 100% de su capacidad voluntaria de generación de torque isométrico.

Determinación del pico de torque para las contracciones eléctricamente inducidas por estimulación de baja frecuencia y corriente rusa de forma aislada (EBFi y CRi)

Posteriormente a este procedimiento los dos electrodos autoadhesivos fueron fijados en la cadera del voluntario: uno sobre el triángulo femoral, en la salida del nervio femoral, y otro sobre la porción distal del músculo cuádriceps, 5 cm encima del borde suprapatelar (Fig. 2). La amplitud del equipo fue entonces gradualmente aumentada hasta que la máxima intensidad soportada por el sujeto fue determinada. Transcurridos tres minutos de la verificación de esta amplitud, tiempo sugerido en la literatura para que haya un reabastecimiento total de las reservas energéticas musculares (11), una de las formas de corriente fue aplicada sobre el cuádriceps derecho del sujeto, en la intensidad previamente determinada para éste, por un período de 10 segundos. En este momento el examinador solicitaba que el individuo mantuviera el miembro evaluado lo más



Figura 2. Posición de los electrodos de estimulación sobre el músculo cuádriceps femoral.

relajado posible, sin «ayudar» voluntariamente a la contracción eléctricamente inducida, y evitando producir una contracción voluntaria de los músculos antagonistas flexores de rodilla. El valor de pico de torque en el monitor fue llamado valor EBFi o CRi. Se alternó entre los sujetos la primera forma de estimulación usada para evitar probables errores de interpretación debido a la producción de una posible fatiga muscular. Los valores obtenidos fueron expresados como un porcentaje de la CIVM.

Determinación del pico de torque de las contracciones eléctricamente inducidas asociadas a una CIVM

Después de un nuevo intervalo de tres minutos se solicitaba al voluntario la realización de una CIVM mantenida por 10 segundos y simultáneamente a la realización

de ésta se aplicaba una estimulación eléctrica de la misma intensidad y con los mismos tipos de corriente usadas anteriormente. Los datos de este tercer procedimiento fueron recogidos y llamados EBF + CIVM y CR + CIVM. Entre la aplicación de cada una de las formas de corriente asociada a CIVM también había un intervalo de tres minutos. El torque resultante de estas intervenciones también fue expresado como un porcentaje de la contracción isométrica voluntaria máxima del sujeto.

Determinación del grado de incomodidad producido por los dos tipos de estimulación

Durante todo el procedimiento los equipos fueron mantenidos siempre detrás de la silla del dinamómetro de forma que el voluntario no pudiera visualizar cual de ellos estaba siendo usado.

Al final del protocolo de pruebas los sujetos fueron invitados a atribuir un valor a la incomodidad subjetiva producida por cada una de las formas de pulso. Esto fue hecho por medio de la VAS horizontal, la cual fue categorizada posteriormente, de tal forma que entre los dos extremos el valor de 2,5 indicaba «leve incomodidad» o 5,0 «moderada incomodidad» y el valor de 7,5 señalaba «severa incomodidad».

Análisis de los datos

Los datos referentes a los torques generados en las cinco situaciones protocolares fueron sometidos a un análisis de varianza (ANOVA) para comparación entre las medidas, utilizándose un nivel de significancia de $\alpha \leq 0,05$. Después fue realizado un test *post hoc* de comparaciones múltiples de Duncan para localización de diferencias entre los grupos. Los valores atribuidos a los niveles de incomodidad fueron sometidos a una prueba «t» de Student para muestras pareadas, utilizando también un $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

Capacidad de generación de torque

Los principales resultados relativos al pico de torque voluntario y a los picos de torque inducidos eléctricamente son presentados en la **tabla 2**.

62

Tabla 2. Medidas (M), desviación estándar (DS) y porcentajes (%) de los valores de pico de torque isométrico máximo para cada situación protocolar de prueba (n = 18)

| | Media (en Nm) | DS | % de CIVM |
|------------|---------------|------|-----------|
| CIVM | 259,4 | 3,1 | 100 |
| EBFi | 113,1 | 10,9 | 43,6 |
| CRi | 139,7 | 33,1 | 53,8 |
| EBF + CIVM | 273,1 | 46,4 | 105,2 |
| CR + CIVM | 252,6 | 65,5 | 97,3 |

CIVM: contracción isométrica voluntaria máxima; EBFi: estimulación de baja frecuencia aislada; CRi: corriente rusa aislada; EBF + CIVM: estimulación de baja frecuencia asociada a contracción isométrica voluntaria máxima; CR + CIVM: corriente rusa asociada a contracción isométrica voluntaria máxima. La última columna presenta los valores de pico de torque generados por las intervenciones eléctricas aisladas y asociadas con un porcentaje de la CIVM.

La EENM aislada produjo torques que correspondieron al 43,6 y 53,8% del valor de la CIVM para EBFi y CRi, respectivamente. Después de sometidos a un análisis de varianza estos valores se mostraron significativamente inferiores al valor de la CIVM ($p < 0,05$). Por tanto no existe diferencia estadísticamente significativa entre las dos formas de estimulación ($p > 0,05$).

Cuando se evaluaron los efectos de la sobreposición de la EENM a la CIVM, EBF + CIVM generó 105,2% de la CIVM, en tanto que CRi + CIVM alcanzó un índice del 97,3% de la CIVM. El análisis de varianza no reveló ninguna diferencia significativa ($p > 0,05$) entre estos valores ni en la comparación con el torque generado por la CIVM (Fig. 3).

Niveles de incomodidad

El análisis de la incomodidad subjetiva señalada por los sujetos en la VAS reveló un valor medio de 6,1 (DP = 0,71) para la EBF y de 7,0 (DP = 0,98) para la CR. Estos valores representan una incomodidad variando entre los grados moderado y severo en la VAS categorizada. Cuando fueron sometidos a la prueba «t» de Student no se observó ninguna diferencia estadística

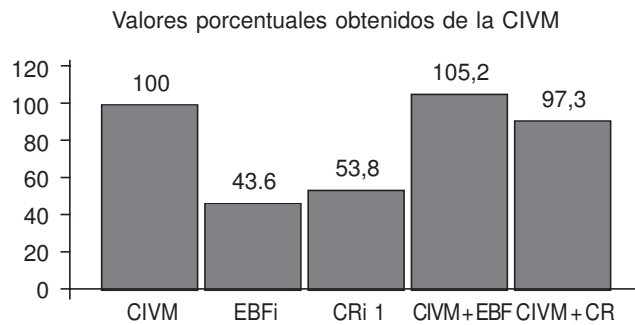


Figura 3. Torques producidos por las dos formas de estimulación eléctrica neuromuscular (EENM) cuando fueron aplicadas de forma aislada y asociadas a la contracción isométrica voluntaria máxima (CIVM). Los valores están expresados como un porcentaje de la CIVM.

camente significativa entre los niveles de incomodidad producidos por las dos formas de corriente ($p > 0,05$).

DISCUSIÓN

Los resultados de este estudio indican que no existen diferencias en el torque producido por la EENM convencional de baja frecuencia (EBF) y por la CR y tampoco en el grado de incomodidad generado por estas dos formas de corriente.

Estudios previos han sugerido que la EENM debe ser capaz de generar aisladamente del 50 al 60% de la CIVM cuando el objetivo es fortalecer o hipertrofiar músculos saludables no atrofiados. Torques menores a éstos parecen ser poco eficaces para fortalecer y/o hipertrofiar músculos sanos debido a los bajos niveles de inducción de fuerza tetánica (12). Los valores encontrados en el presente estudio para EBFi (43,6% de la CIVM) y CRi (53,8% de la CIVM) están próximos a estos valores referenciales, y teniendo en consideración que los sujetos fueron sometidos a sólo una sesión de pruebas se espera que estos índices puedan ser aumentados en función de una mayor tolerancia a la estimulación en respuesta al uso repetido de la EENM durante un proceso de entrenamiento (acomodación sensorial). Entre tanto, independiente de la forma de pulso utilizada, los picos de torque generados por las

corrientes aisladas fueron significativamente menores de que los producidos por la CIVM ($p=0,05$). Esto permite sugerir que para el fortalecimiento de músculos saludables es mejor conducir un protocolo de ejercicios voluntarios máximos que utilizar EENM para sustituirlos.

Según Kramer (8), Kots examinando el bíceps femoral y el tríceps sural e Ikai examinando el aductor del pulgar fueron los únicos investigadores que registraron en contracciones eléctricamente estimuladas torques superiores a los producidos por la CVM. Delitto (6) también afirma haber encontrado en un atleta de levantamiento de peso valores del orden del 112% de la CVM en el músculo cuádriceps femoral. Diversos autores han reportado diferentes índices de producción de torque inducido por estimulación eléctrica aislada variando porcentualmente entre 15 (5), 32 (12), 45 (13), 50 (8), 62 (14) a 90% (15) del valor de la CVM. Esta gran variación entre los resultados parece tener relación directa con la diversidad de los protocolos utilizados.

En nuestro experimento cuando fueron usadas aisladamente las dos formas de EENM generaron valores de torque muy similares. Tal vez esto sea debido a la semejanza de las características de amplitud, tiempo de duración del pulso y frecuencia de ambas corrientes y a la homogeneidad de los sujetos que fueron estimulados, es decir, adultos jóvenes saludables, no atletas, que presentaban índices de CIVM muy parecidos.

Aunque los resultados de producción de torque vía EENM aislada encontrados en nuestro estudio se deban limitar al comportamiento de un músculo sano frente a la estimulación, ellos pueden tener un importante valor clínico para pacientes que presenten disminución de la fuerza muscular. Es conocido que la estimulación eléctrica tiene selectividad de reclutamiento de las unidades motoras de contracción rápida, o sea, las fibras musculares tipo II y las fibras superficiales que están inmediatamente bajo los electrodos son más fácilmente activadas por la estimulación. Éstas están compuestas predominantemente por fibras tipo II (9). Como en las atrofas por desuso ocurre una notable

pérdida de masa en las fibras musculares de tipo II, la EENM aislada puede ser efectiva para retardar la atrofia de este tipo de fibras (16, 17). **63**

Observamos que en la sobreposición de la EENM a la CIVM no hubo alteración del torque generado por la contracción voluntaria y que las dos formas de estimulación se mostraron similares: la asociación EBF + CIVM generó 105,2% de la CIVM, en tanto que la asociación CR + CIVM generó 97,3% de la CIVM. Estos datos están en concordancia con estudios previos que tampoco observaron ninguna modificación en el torque generado por la asociación entre EENM y CVM (8, 13). Estos estudios evaluaron los efectos de la sobreposición en sujetos saludables, atletas o no. En este tipo de individuos cuando la EENM es asociada a CVM el torque resultante puede no aumentar porque la activación de las unidades motoras puede estar próxima de la máxima (12). Por otro lado en poblaciones de pacientes, principalmente en aquellos que presentan déficit de reclutamiento de las unidades motoras, hay una activación incompleta de esas unidades vía esfuerzo voluntario. En esos casos la sobreposición de la EENM a la CVM podría movilizar la reserva funcional de esas unidades y de esta forma producir un aumento porcentual en los valores de torque.

El grado de incomodidad producido por las dos formas de corriente evaluadas varió de moderado a severo, 6,1 para EBF y 7,0 para CR en una VAS de 10 cm. Nuestros encuentros coinciden con los de un estudio anterior que evaluó el grado de comodidad de las formas de onda senoidal, triangular y cuadrada y verificó que ninguna de esas corrientes puede ser considerada como la más confortable (18). Aunque ninguna de las formas de corriente empleadas en nuestro estudio haya sido considerada más confortable para un número considerable de individuos, observamos una preferencia individual de los sujetos por una u otra forma de onda. Consideramos importante relatar esto porque en un proceso de fortalecimiento eléctricamente inducido los sujetos deben tolerar altas intensidades de corriente para aumentar el nivel de contracción muscular producido. De esta forma la percepción dolorosa del indivi-

- 54 duo debe ser considerada siempre en el momento de la elección de una forma de aplicación de EENM.

CONCLUSIONES

Los datos del presente experimento sugieren que:

- No hay diferencia entre la capacidad de generación de torque producida por la EBF y por la CR.
- Cuando fueron aplicadas de forma aislada ambas formas de corriente produjeron índices de torque próximos a aquellos recomendados para producir un fortalecimiento muscular eléctricamente inducido.
- En sujetos saludables asociar la estimulación eléctrica neuromuscular a la contracción isométrica voluntaria máxima no potencia la producción de torque voluntario.

- Entre las dos formas de EENM no hay una que pueda ser considerada como la más confortable.

Estas conclusiones deben quedar limitadas a la estimulación de sujetos saludables que no presentan problemas de desempeño muscular. Por tanto otros estudios comparativos sobre la EENM para fortalecimiento deben ser realizados, principalmente en poblaciones de pacientes que presenten déficit de fuerza muscular.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen la asesoría del profesor Jorge Oishi, del Departamento de Estadística de la Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), y también a todos los voluntarios que participaron de este experimento.

BIBLIOGRAFÍA

1. Section on Clinical Electrophysiology. Electrotherapeutic terminology in physical therapy. American Physical Therapy Association; 1990.
2. Baker L. Electrical stimulation to increase functional activity. En: Roger MN, Karen WH, Dean PC, eds. Clinical electrotherapy, 3.^a ed. Stanford, Appleton & Lange; 1999. p. 355-410.
3. Swearingen JV. Electrical stimulation for improving muscle performance. En: Roger MN, Karen WH, Dean PC, eds. Clinical electrotherapy, 3.^a ed. Stamford, Appleton & Lange; 1999. p. 143-82.
4. Delitto A, Snyder-Mackler L, Robinson AJ. Estimulação elétrica do músculo: técnicas e aplicações. En: Andrew J. Robinson e Lynn Snyder-Mackler. Eletrofisiologia clínica-eletroterapia e teste eletrofisiológico. 2.^a ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2001;4:119-45.
5. Lieber RL, Kelly MJ. Factors influencing quadriceps femoris muscle torque using transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. Physical Therapy 1991;71(10):715-23.
6. Delitto A, et al. Electrical stimulation of quadriceps femoris in an elite weight lifter. Journal Sports Medicine 1989;10: 187-91.
7. Soo CL, Currier DP, Threlkeld AJ. Augmenting voluntary torque of healthy muscle by optimization of electrical stimulation. Physical Therapy 1988;68(03):333-7.
8. Kramer JF. Effect of electrical stimulation current frequencies on isometric knee extension torque. Physical Therapy 1987; 67(01):31-8.
9. Sinacore DR, Delitto A, King DS, Rose SJ. Type II fiber activation with electrical stimulation: a preliminary report. Physical Therapy 1990;70(7):416-22.
10. Kots Y. Electrostimulation. Symposium on electrostimulation of skeletal muscles, Canadian Soviet Exchange Symposium, Concordia University, December 6-10, 1977. En: Kramer JF, Mendryk SW, eds. Electrical stimulation as a strength improvement technique: a review. Journal Orthopaedic Sports and Physical Therapy 1982;8:91-8.
11. Selkowitz DM. Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. Physical Therapy 1985;65(02):186-96.
12. Hortobágyi T, Lambert NJ, Tracy C, Shinebarger M. Voluntary and electromyostimulation forces in trained and untrained men. Medicine and Science in Sports and Exercise 1992; 24(6):702-7.
13. Brasileiro JS, Villar AFS. Comparação dos torques gerados por estimulação elétrica e contração voluntária no músculo quadríceps femoral. Revista Brasileira de Fisioterapia 2000;4 (2):74-81.

14. Snyder-Mackler L, Garrett M, Roberts M. A Comparison of torque generating capabilities of three different electrical stimulating currents. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1989;297-301.
15. Westing SH, Seger JY, Thorstensson A. Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque-velocity relationships during knee extension in man. *Acta Physiologica Scandinava* 1990;140:17-22.
16. Delitto A, Rose SJ, McKowen JM, Lehman RC, Thomas JA, Shivel YRA. Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. *Physical Therapy* 1988;68:660-2. **65**
17. Lieber RL, Silva PD, Daniel DM. Equal effectiveness of electrical and volitional strength training for quadriceps femoris muscles after anterior cruciate ligament surgery. *Journal of Orthopaedic Research* 1996;14(01):131-8.
18. Delitto A, Rose SJ. Comparative comfort of three waveforms used in electrically eliciting quadriceps femoris muscle contractions. *Physical Therapy* 1986;66(11):1704-07.