

Comparación de las adaptaciones producidas por el entrenamiento con electroestimulación concéntrica y el entrenamiento voluntario

JUAN AZAEL HERRERO ALONSO*

Doctor en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.

Profesor de la Facultad de Ciencias de la Salud.

Universidad Europea Miguel de Cervantes de Valladolid

OLAIA ABADÍA GARCÍA DE VICUÑA**

Doctora en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.

Decana de la Facultad de Ciencias de la Salud

BEATRIZ FERNÁNDEZ DÍEZ***

Doctora en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.

Profesora de la Facultad de Ciencias de la Salud

JUAN MARTÍN HERNÁNDEZ****

Estudiante de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.

Facultad de Ciencias de la Salud.

Universidad Europea Miguel de Cervantes de Valladolid

Correspondencia con autores/as

* jaherrero@uemc.es

** olaia@lavianesa.com

*** bfernandez@uemc.es

**** martinhj@wanadoo.es

Resumen

El objetivo de este estudio fue comparar los efectos del entrenamiento con electroestimulación neuromuscular (EENM) concéntrica frente al entrenamiento voluntario. 28 estudiantes fueron divididos en tres grupos: EENM (GE; $n = 10$), entrenamiento voluntario (GV; $n = 8$) y grupo control (GC; $n = 10$). Se realizaron 16 entrenamientos del cuádriceps en 4 semanas. Cada sesión consistió en 8 series de 10 repeticiones al 80% de la fuerza máxima isométrica (FMI) en una máquina de extensión de cuádriceps. El ritmo de ejecución fue de 1:1:1 (fases concéntrica, excéntrica y reposo, respectivamente). Al GE se le aplicaba EENM durante la fase concéntrica. Antes y después del entrenamiento (T1 y T2, respectivamente) y tras dos semanas de desentrenamiento (T3) se midió el tiempo de carrera en 20 m (T-20), tres saltos verticales (SJ, CMJ y ABK) y la FMI. Entre T1 y T2 se produjo un incremento significativo de la FMI tanto en GE como en GV (39,2% y 30,1%, $p < 0,001$), disminuyendo el CMJ (-6,2%, $p < 0,01$) y el ABK (-7,5%, $p < 0,01$) en GE. El entrenamiento con EENM concéntrica es igual de eficaz que el entrenamiento voluntario para la mejora de la fuerza máxima isométrica, pudiendo resultar perjudicial para el rendimiento de determinados tipos de saltos verticales.

Palabras clave

Salto vertical, Tiempo de carrera, Fuerza máxima isométrica, Ciclo útil, Desentrenamiento.

Abstract

Comparison of the adaptations induced by concentric electromyostimulation and voluntary training

The purpose of the present study was to compare concentric electromyostimulation (EENM) versus voluntary training effects. 28 students were divided in three groups: EENM (GE; $n=10$), voluntary training group (GV, $n=8$) and control group (GC, $n=10$). Sixteen quadriceps training sessions were performed during four weeks. Each session consisted of 8 sets of 10 repetitions at 80% of the isometric maximum force (FMI) in a leg extension machine. The training rhythm was 1:1:1 (concentric, eccentric and rest phases, respectively). GE received EENM during the concentric phase. Before and after training period (T1 and T2, respectively) and after two detraining weeks (T3) sprint time in 20 m (T-20), three vertical jumps (SJ, CMJ and ABK) and FMI were measured. Between T1 and T2 an increased in FMI was observed both in GE and GV (39.2% y 30.1%, $p < 0.001$), while in GE a decreased was detected in CMJ (-6.2%, $p < 0.01$) and ABK (-7.5%, $p < 0.01$). EENM concentric training is as effective as voluntary training to improve isometric maximum force, but it could be harmful for performance in some vertical jumps.

Key words

Vertical jump, Running time, Maximal voluntary contraction, Duty cycle, Detraining.

Introducción

En las dos últimas décadas se ha incrementado el número de investigaciones sobre la utilización de la electroestimulación neuromuscular (EENM) como método de entrenamiento (Hainaut y Duchateau, 1992; Herrero y García, 2002; Requena *et al.*, 2005). Diferentes estudios han constatado incrementos en la fuerza máxima tras un periodo de entrenamiento con EENM, oscilando estos incrementos entre el 7,1 % y el 58 % (Herrero *et al.*, 2006a).

Algunos trabajos han comparado los efectos del entrenamiento con EENM frente al entrenamiento voluntario (Wolf *et al.*, 1986; Kubiak *et al.*, 1987; Venable *et al.*, 1991; Willoughby y Simpson, 1996). En dos de estos trabajos se observó que el entrenamiento combinado de EENM y pesas no suponía un mayor beneficio que las pesas por sí solas (Venable *et al.*, 1991; Wolf *et al.*, 1986). En otro de ellos se reflejó que el entrenamiento voluntario isométrico era más eficaz que la EENM isométrica para la mejora de la fuerza máxima isométrica (Kubiak *et al.*, 1987). En el último de estos trabajos se observó que la superposición de EENM sobre el trabajo de pesas era más eficaz que cualquiera de los dos métodos por separado (EENM o pesas), siendo las mejoras aisladas de cada método iguales (Willoughby y Simpson, 1996). Parece ser que en personas sanas el entrenamiento voluntario es más efectivo que la EENM para la mejora de la fuerza muscular (Bax *et al.*, 2005), sin embargo son pocos los estudios que han comparado las mejoras producidas por cada método de entrenamiento.

Respecto a la influencia que tiene el entrenamiento con EENM sobre la fuerza explosiva (saltos verticales) y la velocidad de desplazamiento, ningún estudio ha demostrado que este método de entrenamiento por sí solo resulte beneficioso sobre estas cualidades (Herrero *et al.*, 2006b; Sánchez y Pablos, 2002; Venable *et al.*, 1991; Wolf *et al.*, 1986). Por el contrario, en estudios donde la EENM se combinó con otros métodos de entrenamiento voluntario en los que predominaban acciones pliométricas sí se obtuvieron mejoras en el salto vertical (Maffiuletti *et al.*, 2000 y 2002a; Malatesta *et al.*, 2003; Herrero *et al.*, 2006b), y cuando la EENM se combinó con un entrenamiento voluntario también obtuvieron mejoras en tests de velocidad específicos de las disciplinas deportivas que realizaban los sujetos (Pichon *et al.*, 1995; Brocherie *et al.*, 2005; Herrero *et al.*, 2006). Por lo tanto, para que la EENM mejore estas cualidades ha de combinarse con un trabajo de transferencia específico

o, tal y como ha sido sugerido, aplicarse de forma dinámica sobre contracciones voluntarias para entrenar el patrón de reclutamiento de unidades motrices voluntario (Herrero *et al.*, 2006b). Sin embargo, ninguno de los estudios que han aplicado la EENM de forma dinámica durante un periodo de entrenamiento ha evaluado sus efectos sobre la fuerza explosiva (Portmann y Montpetit, 1991; Ruther *et al.*, 1995; Van Gheluwe y Duchateau, 1997; Stevenson y Dudley, 1995). Por este motivo, los objetivos de este trabajo fueron: *a)* comparar los efectos del entrenamiento con EENM concéntrica frente al entrenamiento voluntario sobre la fuerza máxima, el salto vertical y el tiempo de carrera; *b)* evaluar si el entrenamiento con EENM dinámica concéntrica resulta beneficioso en las acciones que requieren fuerza explosiva.

Métodos

Sujetos

Participaron de forma voluntaria 28 estudiantes de educación física. Tras ser informados del proceso experimental del que iban a formar parte, y antes de someterse a él, cada sujeto dio su consentimiento por escrito aceptando los riesgos y beneficios del estudio. Ninguno de los sujetos realizó algún tipo de ejercicio estandarizado por su cuenta a lo largo de la fase experimental. El estudio se realizó de acuerdo a la Declaración de Helsinki (modificada en el año 2000) y fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Europea Miguel de Cervantes.

Diseño experimental

Los sujetos se distribuyeron aleatoriamente en 3 grupos: grupo de entrenamiento con EENM (GE, $n = 10$; edad: $21,4 \pm 1,4$ años; altura: $1,76 \pm 0,05$ m; peso: $79,2 \pm 10,8$ kg), grupo de entrenamiento voluntario (GV, $n = 8$; edad: $21,1 \pm 1,6$ años; altura: $1,75 \pm 0,07$ m; peso: $77,8 \pm 12,0$ kg) y grupo control (GC, $n = 10$; edad: $20,6 \pm 2,0$ años; altura: $1,77 \pm 0,05$ m; peso: $7 \pm 1,6 \pm 6,2$ kg). Los sujetos del GE y GV entrenaron durante 4 semanas a razón de 4 entrenamientos por semana (lunes, martes, jueves y viernes). Todos los sujetos llevaron a cabo una sesión de familiarización con los tests de valoración una semana antes del comienzo de los entrenamientos. Estos test fueron repetidos en otras tres ocasiones: el viernes anterior a la semana en la que comenzaban los entrenamientos (T1), el lunes siguiente al término de las 4 semanas de entrenamiento (T2), y

el viernes correspondiente a la segunda semana de desentrenamiento (T3). Los test se realizaron siempre a la misma hora del día y tras haber realizado un calentamiento estandarizado consistente en carrera continua, varias progresiones, saltos progresivos en intensidad y ejercicios de estiramiento.

Protocolos de entrenamiento

Entrenamiento con EENM

El GE se entrenó en una máquina de extensión de cuádriceps (Salter Fitness, Tarragona, España). Los sujetos calentaban durante 5 minutos con EENM de baja frecuencia (5 Hz). Posteriormente se realizaban 8 series de 10 repeticiones con un descanso de 3 minutos entre series. El ritmo de ejecución de las repeticiones fue de 1 s de fase concéntrica (desde 90° de flexión de rodilla hasta 0° o extensión completa), 1 s de fase excéntrica (desde 0° hasta 90°) y 1 s de reposo (a 90°). Durante la fase concéntrica del movimiento la acción que realizaba el sujeto se suplementaba con EENM (Compex Sport-P, Medicompex SA, Ecublens, Suiza). Se aplicó una corriente con una onda bifásica, rectangular y simétrica, con un ancho de impulso de 400 μ s y una frecuencia de 120 Hz. Se utilizaron 3 electrodos autoadhesivos en cada muslo: un electrodo negativo (10 \times 5 cm) se colocaba en la parte proximal del muslo 10 cm por debajo de la espina iliaca antero-superior; y dos electrodos positivos (5 \times 5 cm) se colocaban sobre los puntos motores del vasto externo y vasto interno. La intensidad de corriente era manipulada por el investigador, el cual la ajustaba en cada contracción a la máxima tolerancia del sujeto (intensidad media tolerada: 60,3 \pm 15,3 mA). Durante cada una de las repeticiones los sujetos vencían una resistencia igual al 80 % de su fuerza máxima isométrica en un test realizado en la misma máquina de musculación.

Entrenamiento voluntario

El GV realizó el mismo entrenamiento que el GE, pero sin la utilización de la EENM. Por lo tanto, en cada entrenamiento se realizaron 8 series de 10 repeticiones al ritmo 1 s fase concéntrica, 1 s fase excéntrica y 1 s de reposo con 3 minutos de descanso entre series y venciendo una resistencia igual al 80 % de la fuerza máxima isométrica de cada sujeto. Al no usar el electroestimulador, los ritmos de ejecución eran marcados por un metrónomo (Wittner, Dresden, Alemania).

Protocolos de valoración

Los tests fueron realizados en el orden en que se exponen:

- *Tiempo de carrera en 20 m (T-20)*. Los sujetos se colocaban en bipedestación un metro antes de la línea de salida. Dos pares de células fotoeléctricas (Globus Italia, Codogno, Italy) se colocaban al principio y al final de un tramo de 20 m. Las fotocélulas se colocaron a una altura de 1 m sobre el suelo (Moir *et al.*, 2004). Se llevaron a cabo 3 intentos máximos, con 3 minutos de recuperación entre cada uno, analizándose el mejor de ellos. La salida estaba estandarizada, con un pie más adelantado que otro, ambos mirando hacia el frente, sin flexionar las rodillas y con los brazos extendidos con las palmas de las manos pegadas al cuerpo.
- *Batería de saltos verticales*. Los sujetos realizaron el salto vertical desde posición de squat (SJ), el salto con contramovimiento (CMJ) y el salto con contramovimiento y brazos libres (ABK). La altura del salto se calculó en base al tiempo de vuelo medido con una plataforma de contacto conectada a un ordenador (SportJump-v1.0 System, DSD Inc., España). El SJ y el CMJ requerían que los sujetos mantuvieran las manos unidas a la cadera durante todo el movimiento. La flexión de las rodillas no se estandarizó. Se realizaron 3 saltos máximos con 1 minuto de recuperación analizándose el mejor de ellos.
- *Fuerza máxima isométrica de extensión de cuádriceps (FMI)*. Este test se realizó en una máquina de extensión de cuádriceps, fijando el rodillo al soporte del banco por medio de unas cadenas que contenían una célula de carga (Globus Italia, Codogno, Italy). La cadena estaba tensada y los empeines del sujeto en contacto con el rodillo antes de ejecutar el test para evitar tirones. Durante 6 s se debía ejercer la máxima fuerza posible desde la señal de inicio. El ángulo de flexión de la rodilla durante el test fue aproximadamente de 110°. Este test se realizó 3 veces con 3 minutos de recuperación entre ensayos, tomando como valor a analizar el mejor intento.

Análisis estadístico

Se utilizó el paquete SPSS 12.0 para Windows. Las variables independientes fueron grupo de entrenamiento (GE, GV y GC) y tiempo (T1, T2 y T3) y las variables

dependientes fueron T20, SJ, CMJ, ABK y FMI. Para comparar las variables dependientes dentro de cada grupo de entrenamiento en cada una de las sesiones de tests se utilizó un ANOVA de medidas repetidas. Para comparar las modificaciones producidas en cada grupo entre T1 y T2, entre T1 y T3, y entre T2 y T3 se aplicó un ANOVA de un factor. Cuando el estadístico F de ambos ANOVA resultaba estadísticamente significativo, las comparaciones dos a dos se realizaban mediante un análisis *post-hoc* de Bonferroni. Los resultados se muestran como media \pm desviación estándar. Se utilizó el criterio de $p < 0,05$ para establecer diferencias significativas.

Resultados

En la *tabla 1* se muestran los valores de cada una de las variables dependientes en cada grupo en las tres sesiones de valoración. Se observa un efecto tiempo en el GE en los tests CMJ ($p < 0,01$), ABK ($p < 0,001$) y FMI ($p < 0,001$), así como en el GV en la FMI ($p < 0,001$). Realizando un análisis *post hoc* se refleja que en el GE el CMJ disminuye entre T1 y T2 (-6,2 %, $p < 0,01$), el ABK empeora entre T1 y T2 (-7,5 %, $p < 0,01$) y la FMI mejora entre T1 y T2 (39,2 %, $p < 0,001$), permaneciendo estas mejoras una vez cesado el entrenamiento entre T1 y T3 (49,3 %, $p < 0,001$). Al aplicar el tratamiento *post hoc* en el GV se constata que la FMI incrementa entre T1 y T2 (30,1 %, $p < 0,001$), manteniéndose la mejora en la valoración a corto plazo entre T1 y T3 (22,4 %, $p < 0,01$).

La *tabla 2* resume el tratamiento estadístico aplicado para comparar las variaciones absolutas obtenidas entre las diferentes sesiones de tests. En la figura 1 se observa que los dos grupos de entrenamiento, GE y GV, mejoran la FMI de forma significativa respecto al GC ($p < 0,001$) tras las sesiones de entrenamiento. Sin embargo, no existen diferencias entre los incrementos producidos en estos dos grupos, por lo que ambos tipos de entrenamiento mejoran la FMI por igual. Una vez que finalizan las sesiones de entrenamiento, la FMI sigue aumentando en GE mientras que disminuye en GV (*fig. 1*), existiendo diferencias significativas entre ambas modificaciones ($p < 0,01$).

Respecto al resto de variables en las que el ANOVA de un factor arroja una significación estadística (*tabla 2*), el tratamiento *post hoc* desvela los siguientes resultados: entre T1 y T2 el GE empeora el CMJ y ABK en relación al GC ($p < 0,05$); entre T1 y T2 el GE empeora el ABK en relación al GV ($p < 0,01$); entre T1 y T3 la variación en el ABK es diferente entre GE y GV ($p < 0,01$).

Variable	Test	GE	GV	GC
T-20 (s)	T1	3,07 \pm 0,19	3,03 \pm 0,11	3,03 \pm 0,14
	T2	3,06 \pm 0,15	3,07 \pm 0,11	3,05 \pm 0,14
	T3	3,06 \pm 0,17	3,03 \pm 0,10	3,03 \pm 0,12
SJ (cm)	T1	35,6 \pm 5,5	33,0 \pm 4,7	31,1 \pm 6,3
	T2	34,0 \pm 5,5	31,8 \pm 4,4	31,4 \pm 5,9
	T3	34,3 \pm 6,5	33,5 \pm 5,3	30,5 \pm 5,4
CMJ (cm)	T1	40,6 \pm 6,1*	39,2 \pm 5,1	34,7 \pm 5,8
	T2	38,1 \pm 6,1	39,1 \pm 4,5	34,6 \pm 5,4
	T3	38,6 \pm 7,3	39,6 \pm 4,5	33,4 \pm 5,0
ABK (cm)	T1	48,1 \pm 6,1**	45,3 \pm 6,8	42,5 \pm 7,2
	T2	44,5 \pm 5,9	46,2 \pm 6,3	42,1 \pm 6,5
	T3	45,2 \pm 7,0	47,5 \pm 4,3	41,4 \pm 6,0
FMI (kg)	T1	90,9 \pm 23,7**	96,5 \pm 19,3**	86,7 \pm 24,2
	T2	126,5 \pm 30,3	125,5 \pm 24,7	90,3 \pm 25,4
	T3	135,7 \pm 33,2	118,1 \pm 25,1	91,2 \pm 19,6

* y ** indican que el estadístico F del ANOVA de medidas repetidas tiene un nivel de significación $p < 0,01$ y $0,001$ respectivamente. T-20 = tiempo de carrera en 20 m; SJ = salto desde posición de sentadilla; CMJ = salto con contramovimiento; ABK = salto con contramovimiento y brazos libres; FMI = fuerza máxima isométrica; T1, T2 y T3 = test 1, 2 y 3 respectivamente; GE = grupo de entrenamiento con electroestimulación; GV = grupo de entrenamiento voluntario; GC = grupo control.

Tabla 1

Resultados de los tres grupos en cada una de las variables dependientes.

Variable	Δ T1-T2	Δ T1-T3	Δ T2-T3
T-20	0,137	0,931	0,545
SJ	0,850	0,354	0,085
CMJ	0,019	0,264	0,212
ABK	0,002	0,009	0,117
FMI	0,000	0,000	0,008

Δ = incremento. Consultar resto de abreviaturas en tabla 1.

Tabla 2

Niveles de significación del ANOVA de un factor que compara las modificaciones entre las diferentes sesiones de tests.

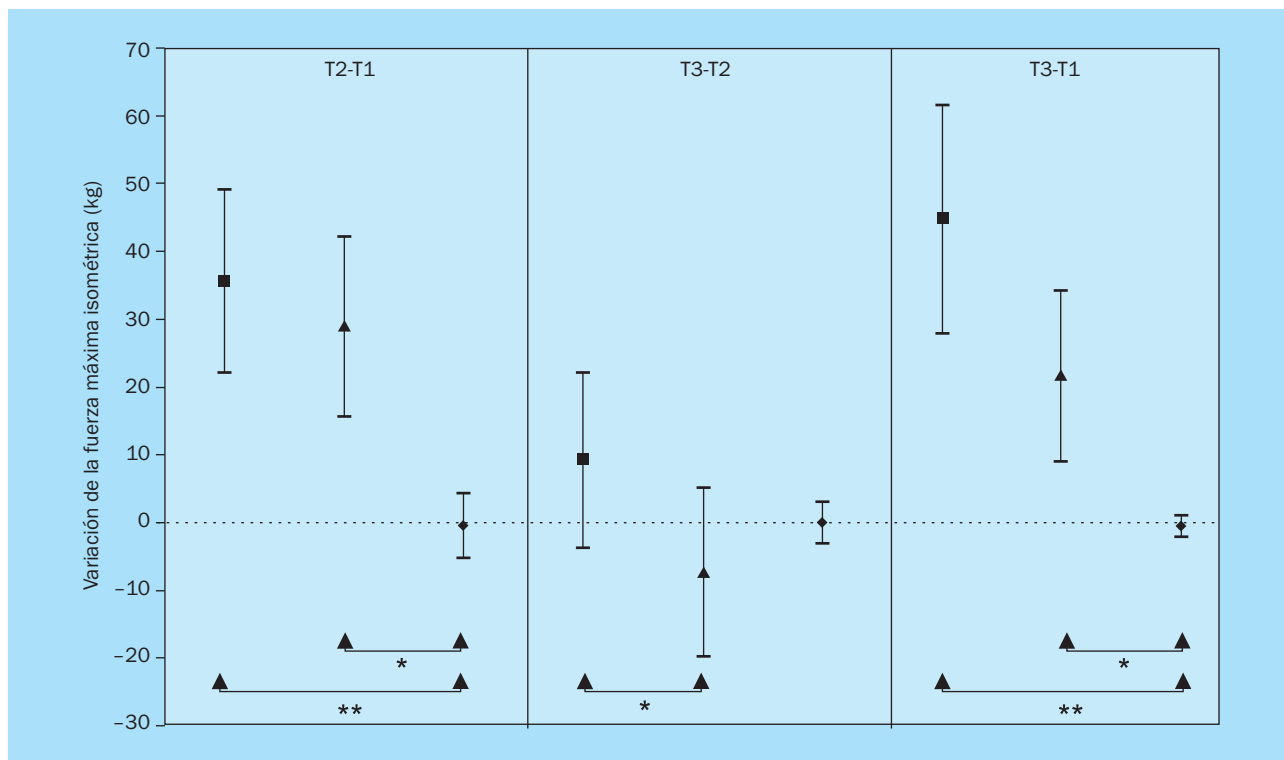


Figura 1

Resultados del análisis post hoc para las variaciones de la fuerza máxima isométrica entre las diferentes sesiones de tests (T1, T2 y T3). Cuadrado = grupo de entrenamiento con electroestimulación; triángulo = grupo de entrenamiento voluntario; rombo = grupo control; * y ** indican $p < 0,01$ y $p < 0,001$, respectivamente.

Discusión

Los protocolos de entrenamiento con EENM concéntrica y voluntario no suponen ningún beneficio sobre el salto vertical y el tiempo de carrera, mejorándose la fuerza máxima isométrica por igual tras ambos tipos de entrenamiento. En el caso del entrenamiento con EENM se puede ver perjudicado el rendimiento en determinados saltos verticales, pero este tipo de trabajo puede seguir mejorando la fuerza máxima isométrica de los extensores de la rodilla aún después de haber finalizado las sesiones de entrenamiento.

Este es el primer trabajo que evalúa la influencia de un entrenamiento con EENM concéntrica sobre el salto vertical y el tiempo de carrera. En uno de nuestros anteriores trabajos en los que se aplicó la misma corriente de EENM, pero de forma isométrica, no se reflejó ninguna modificación en el SJ y CMJ tras cuatro semanas de entrenamiento, mientras que el tiempo de carrera en 20 m disminuyó significativamente un $-2,3\%$ (para más información, Herrero *et al.*, 2006). Según los resultados del presente trabajo se observa que aplicar la EENM de

forma concéntrica respecto a su aplicación de forma isométrica no produce ningún beneficio en el salto vertical, pero al menos, no empeora el tiempo de carrera.

Son varias las razones por las cuales se ha argumentado que el entrenamiento con EENM no mejora las acciones explosivas. Gregory y Bickel (2005) han descrito recientemente que el patrón de reclutamiento de unidades motrices con EENM es no selectivo, temporalmente sincrónico y espacialmente constante, es decir, diferente al que se produce durante acciones voluntarias como las ejecutadas en los tests de valoración (Henneman *et al.*, 1965). Además, las acciones como los saltos verticales o la carrera de velocidad requieren un entrenamiento referente al control motor y a la coordinación (Bobbert y Van Soest, 1994), aspectos que no son entrenados cuando la EENM se aplica de forma isométrica. Por estos dos motivos, en el presente estudio la EENM se aplicó durante la ejecución de acciones voluntarias con el objetivo de imitar el patrón de reclutamiento y de trabajar el control motor de las acciones inducidas por la corriente. Si estos dos supuestos se han satisfecho al aplicar la

EENM de forma concéntrica, ¿por qué no se ha mejorado el salto vertical y el tiempo de carrera?

La respuesta a esta pregunta se puede encontrar en un concepto denominado ciclo útil (*duty cycle* en inglés). El ciclo útil es la relación entre el tiempo de contracción y el tiempo total de un ciclo contracción- reposo, y se expresa como un porcentaje (Lake, 1992). En el ámbito del entrenamiento con EENM, se ha propuesto que el ciclo útil óptimo es 20 % (ej. 5 s contracción y 20 s de reposo), debiendo disminuirse cuanto mayor fatiga se acumule durante el entrenamiento a fin de permitir a la musculatura recuperarse adecuadamente para la siguiente contracción (Holcomb, 1997). Se ha observado que a mayor frecuencia de estimulación, los ciclos útiles menores mantienen la fuerza de cada contracción durante más tiempo (Lieber y Kelly, 1993). En el GE el ciclo útil fue 33 % (1 s de EENM y 2 s sin EENM). Sin embargo, dado que de los sujetos también realizaban una contracción excéntrica voluntaria para volver desde la extensión completa de rodilla hasta los 90° de flexión, se podría considerar que el ciclo útil fue 66 % (igual que en GV). Este ciclo útil en cada repetición del entrenamiento produjo una exagerada fatiga en la musculatura y ocasionó una falta de especificidad entre los ritmos de entrenamiento (acciones de fuerza resistencia con una carga elevada y pequeños periodos de recuperación) y el ritmo de ejecución de los saltos verticales (acción máxima y explosiva, con una recuperación completa). Futuros estudios debieran analizar cuáles son los ciclos útiles óptimos para en entrenamiento concéntrico con EENM.

Habiéndose descrito que el ciclo útil óptimo para el entrenamiento con EENM es 20 % (Holcomb, 1997), podría preguntarse porqué no se eligió este ciclo útil en el presente estudio. En principio, cuando se decidió aplicar la EENM de forma concéntrica superpuesta a un ejercicio habitual de musculación, se pensó que era más cómodo para el sujeto adaptar la EENM a los ritmos de entrenamiento voluntario que hacerlo al revés. Además, el ritmo de ejecución del ejercicio utilizado en el presente trabajo ($90^\circ \cdot s^{-1}$), es uno de los ritmos más utilizados en los entrenamientos de fuerza convencionales (Pereira y Gomes, 2003). Aplicar la EENM de forma concéntrica respetando el ciclo útil óptimo con este método de entrenamiento puede ser objetivo de futuros estudios.

Tanto GE como GV mejoraron la fuerza máxima isométrica de los extensores de la rodilla tras las sesiones de entrenamiento (39,2 % y 30,1 % respectivamente). Está ampliamente documentada la eficacia del entrenamiento con EENM para la mejora de la fuerza máxima

isométrica (Colson *et al.*, 2000; Maffiuletti *et al.*, 2000; Porcari *et al.*, 2005; Gondin *et al.*, 2005) y dinámica (Colson *et al.*, 2000; Stevenson *et al.*, 2001; Brocherie *et al.*, 2005; Maffiuletti *et al.*, 2002b). El hecho de que las mejoras en GE y GV sean similares ($p > 0,05$) indica que la EENM mejora la fuerza en la misma medida que el entrenamiento voluntario de similares características, tal y como ha sido descrito por otros autores (Hainaut y Duchateau, 1992; Bax *et al.*, 2005). Algo que no se ha medido en este trabajo es si las mejoras en la fuerza máxima se debieron a adaptaciones producidas a nivel neural o estructural. No obstante, en base a la duración del programa de entrenamiento (4 semanas) está ampliamente aceptado y demostrado que las mejoras producidas en la fuerza máxima se deben principalmente a adaptaciones producidas a nivel neural (Gondin *et al.*, 2005). Así, Gondin *et al.* (2005) observaron que las mejoras obtenidas en la fuerza máxima isométrica tras 4 semanas de entrenamiento con EENM (16 sesiones), se vieron acompañadas de una mayor actividad electromiográfica y de un mayor nivel de activación muscular, no observándose cambios en el área de sección transversal.

Prácticamente todos los estudios que evalúan programas de entrenamiento con EENM realizan una valoración al comienzo de las sesiones de entrenamiento y otra al final. Pocos trabajos realizan una valoración de lo que sucede una vez que cesan las sesiones de entrenamiento con EENM, es decir, son muy pocos los que valoran los efectos del desentrenamiento. En este trabajo se observa que tras el cese del entrenamiento existe un comportamiento diferente en la FMI entre el GE y el GV al comparar las modificaciones de T2 a T3 ($p < 0,01$). A partir de T2 la FMI sigue aumentando en GE (10,1 %) mientras que disminuye en GV (-7,7 %). Las ganancias en la fuerza máxima obtenidas con EENM pueden permanecer constantes tras un periodo de desentrenamiento (Gondin *et al.*, 2006; Herrero *et al.*, 2006; Jubeau *et al.*, 2006) o tras un periodo en el que se mantiene una actividad física voluntaria sistemática (Maffiuletti *et al.*, 2000 y 2002a; Malatesta *et al.*, 2003). En determinadas circunstancias, tras un proceso de entrenamiento extenuante, puede acontecer un “efecto rebote” que produzca un incremento del rendimiento cuando el estímulo del entrenamiento (volumen e intensidad) retorna a su nivel normal, o incluso cuando cesa por completo el entrenamiento (Fry y Kraemer, 1997; Maffiuletti *et al.*, 2000 y 2002a; Herrero *et al.*, 2006). Este hecho pone de manifiesto la importancia de llevar a cabo siempre que sea posible una valoración del desentrenamiento.

En conclusión, el entrenamiento con EENM concéntrica es igual de eficaz que el entrenamiento voluntario para la mejora de la fuerza máxima isométrica de los extensores de la rodilla, no modificándose en ningún caso el tiempo de carrera. A diferencia del entrenamiento voluntario, la EENM concéntrica puede resultar perjudicial para el rendimiento de determinados tipos de saltos verticales. Para que la EENM aplicada de forma concéntrica sea un método eficaz para la mejora de la fuerza explosiva, los tiempos de contracción y reposo no pueden establecerse en función de los ritmos de entrenamiento voluntario. Son necesarios nuevos estudios en los que se analicen los tiempos de contracción y reposo óptimos para el entrenamiento concéntrico con EENM, debiendo respetarse periodos de reposo entre contracciones más amplios que en el entrenamiento voluntario.

Referencias bibliográficas

- Bax, L.; Staes, F. y Verhagen, A. (2005). Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris? A systematic review of randomised controlled trials. *Sports Med* 35(3): 191-212.
- Bobbert, M. F. y Van Soest, A. J. (1994). Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Med Sci Sports Exerc*. 26(8):1012-20.
- Brocherie, F.; Babault, N.; Cometti, G.; Maffiuletti, N. y Chatard, J.C. (2005). Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players. *Med Sci Sports Exerc* 37(3): 455-460.
- Colson, S.; Martin, A.; Cometti, G. y Van Hoecke, J. (2000). Re-examination of training by electrostimulation in human elbow musculoskeletal system. *Int J Sports Med* 21(4): 281-288.
- Fry, A. C. y Kraemer, W. J. (1997). Resistance exercise overtraining and overreaching: neuroendocrine responses. *Sports Med* 23(2): 106-129.
- Gondin, J.; Guette, M.; Ballay, Y. y Martin, A. (2005). Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Med Sci Sports Exerc* 37(8):1291-1299.
- Gondin, J.; Guette, M.; Ballay, Y. y Martin, A. (2006). Neural and muscular changes to detraining after electrostimulation training. *Eur J Appl Physiol* 97(2):165-73.
- Gregory, C. M. y Bickel, C. S. (2005). Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Phys Ther* 85(4): 358-364.
- Hainaut, K. y Duchateau, J. (1992). Neuromuscular Electrical stimulation and voluntary exercise. *Sports Med* 14(2): 100-113.
- Henneman, E.; Somjen, G. y Carpenter, D.O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J Neurophysiol* 28: 560-580.
- Herrero, J.A.; García, J. (2002). Análisis y valoración de los efectos del entrenamiento con estimulación eléctrica neuromuscular. *Rendimiento deportivo*. com n.º3, <http://www.rendimientodeportivo.com/N003/Artic013.htm> (consulta 20 septiembre 2006).
- Herrero, J. A.; Abadía, O.; Morante, J. C. y García, J. (2006a). Parámetros del entrenamiento con electroestimulación y efectos crónicos sobre la función muscular: Parte II. *Archivos de Medicina del Deporte*, Aceptada.
- Herrero, J. A.; Izquierdo, M.; Maffiuletti, N. A. y García, J. (2006). Electromyostimulation and Plyometric Training Effects on Jumping and Sprint Time. *Int J Sports Med* 27(7):533-9.
- Holcomb, W. R. (1997). A practical guide to electrical therapy. *J Sport Rehab* 6(3): 272-282.
- Kubiak, R. J.; Whitman, K. M. y Johnston, R. M. (1987). Changes in the quadriceps femoris muscle strength using isometric exercise versus electrical stimulation. *J Orthop Sports Phys Ther* 8: 573-541.
- Lake, D. A. (1992). Neuromuscular electrical stimulation. An overview and its application in the treatment of sport injuries. *Sports Med* 13(5): 320-336.
- Lieber, R. L.; Kelly, M. J. (1993). Torque history electrically stimulated human quadriceps implications for stimulation therapy. *J Orthop Res* 11:131-141.
- Maffiuletti, N. A.; Cometti, G.; Amiridis, I. G.; Martin, A.; Pousson, M. y Chatard, J. C. (2000). The effects of electrostimulation training and basketball practice on muscle strength and jumping ability. *Int J Sports Med* 21(6): 437-443.
- Maffiuletti, N. A.; Dugnani, S.; Folz, M.; Di Pierno, E. y Mauro, F. (2002a). Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height. *Med Sci Sports Exerc* 34(10): 1638-1644.
- Maffiuletti, N. A.; Pensini, M.; Martin, A. (2002b). Activation of human plantar flexor muscles increases after electromyostimulation training. *J Appl Physiol* 92: 1383-1392.
- Malatesta, D.; Cattaneo, F.; Dugnani, S.; Maffiuletti, N. A. (2003). Effects of electromyostimulation training and volleyball practice on jumping ability. *J Strength Cond Res* 17(3): 573-579.
- Moir, M.; Button, C.; Glaister, M. y Stone, M. H. (2004). Influence of familiarization on the reliability of vertical jump and acceleration sprinting performance in physically active men. *J Strength Cond Res* 18(2): 276-280.
- Pereira, M. I. Gomes, P. S. (2003). Movement velocity in resistance training. *Sports Med* 33(6): 427-438.
- Pichon, F.; Chatard, J. C.; Martin, A. y Cometti, G. (1995). Electrical stimulation and swimming performance. *Med Sci Sport Exerc* 27(12): 1671-1676.
- Porcari, J. P.; Miller, J.; Cornwell, K.; Foster, C.; Gibson, M.; McLean, K. y Kernozek, T. (2005). The effects of neuromuscular electrical stimulation training on abdominal strength, endurance, and selected anthropometric measures. *J Sports Sci Med* 4: 66-75.
- Portmann, M. y Montpetit, R. (1991). Effects de l'entraînement par électrostimulation isométrique et dynamique sur la force de contraction musculaire. *Sci Sports* 6(3): 193-203.
- Requena, B.; Padiál, P. y González-Badillo, J. J. (2005). Percutaneous electrical stimulation in strength training: an update. *J Strength Cond Res* 19(2): 438-448.
- Ruther, C. L.; Catherine, L. G.; Harris, R. T. y Dudley, G.A. (1995). Hypertrophy, resistance training, and the nature of skeletal muscle activation. *J Strength Cond Res* 9(3):155-159.
- Sánchez, J. V. y Pablos, C. (2002). Los métodos de electroestimulación y de contraste como sistemas complementarios del entrenamiento de la fuerza en taekwondo. *Revista de Entrenamiento Deportivo* 16(2): 27-38.
- Stevenson, S. W. y Dudley, G. A. (2001). Dietary creatine supplementation and muscular adaptation to resistive overload. *Med Sci Sports Exerc* 33: 1304-1310.
- Van Gheluwe, C. y Duchateau, J. (1997). Effects de la superposition de l'électrostimulation à l'activité volontaire au cours d'un renforcement musculaire en mode isocinétique. *Am Kinésithér* 24(6): 267-274.
- Venable, M. P.; Collins, M. A.; O'Bryant, H. S.; Denegar, C. R.; Sedivec, M. J. y Alon, G. (1991). Effect of supplemental electrical stimulation on the development of strength, vertical jump performance and power. *J Appl Sport Sci Res* 5(3):139-143.
- Willoughby, D. S. y Simpson, S. (1996). The effects of combined electromyostimulation and dynamic muscular contractions on the strength of college basketball players. *J Strength Cond Res* 10(1): 40-44.
- Wolf, S. L.; Ariel, G. B.; Saar, D.; Penny, M. A. y Railey, P. (1986). The effect of muscle stimulation during resistive training on performance parameters. *Am J Sports Med* 14: 18-23.