



ORIGINAL

Efectos del estiramiento isquiotibial sobre el patrón de activación muscular del *erector spinae* durante la flexoextensión de tronco

J.F. Lisón-Párraga^{a,*}, G. Biviá-Roig^a, A.C. Rubio-López^a, F. Pascual-Millán^a,
N. Riveiro-Ferreira^a y F.J. Vera-García^b

^aDepartamento de Fisioterapia, Universidad CEU-Cardenal Herrera, Valencia, España

^bDepartamento de Psicología de la Salud, Universidad Miguel Hernández, Elche, España

Recibido el 6 de junio de 2009; aceptado el 14 de enero de 2010

Disponible en Internet el 25 de marzo de 2010

PALABRAS CLAVE

Erector spinae;
Isquiotibiales;
Stretching;
Electromiografía;
Flexoextensión del
tronco

Resumen

Objetivo: Determinar los efectos del estiramiento de la musculatura isquiotibial sobre el patrón de activación del *erector spinae* durante los movimientos de flexoextensión de tronco.

Hipótesis: El estiramiento repetido de la musculatura isquiotibial podría acortar la duración del período del silencio mioeléctrico del *erector spinae* durante la flexoextensión de tronco.

Metodología: Se registraron en 14 sujetos sanos la activación electromiográfica (EMG) del *erector spinae* y los grados de flexión de cadera durante movimientos de flexoextensión de tronco antes y después de realizar el estiramiento isquiotibial. Las variables de estudio fueron el rango máximo de movimiento de cadera, los porcentajes de flexión de cadera en el offset/onset del *erector spinae* y la actividad EMG media de este músculo en las fases excéntrica y concéntrica.

Resultados: La prueba T mostró que no existen diferencias significativas en el momento de aparición del offset y del onset antes y después del estiramiento. Se observó un aumento significativo de la actividad EMG del erector durante la contracción concéntrica tras el estiramiento.

Conclusión: El estiramiento prolongado de las estructuras isquiotibiales no produce variaciones en la duración del período del silencio mioeléctrico del *erector spinae*, pero sí sobre su actividad EMG media durante la extensión de tronco, con lo que podría estar alterándose la coactivación muscular necesaria para proporcionar estabilidad al raquis lumbar.

© 2009 Asociación Española de Fisioterapeutas. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

*Autor para correspondencia.

Correo electrónico: juanfran@uch.ceu.es (J.F. Lisón-Párraga).

KEYWORDS

Erector spinae;
Hamstrings;
Stretching;
Electromyography;
Trunk flexion and
extension

Effects of repeated hamstring stretching on the muscle activation pattern of the *erector spinae* during trunk flexion-extension

Abstract

Objective: To determine the effects of repeated hamstring stretching on the muscle activation pattern of the *erector spinae* during trunk flexion and extension movements.

Hypothesis: Hamstring stretching could shorten the erector spinae myoelectric silence period during trunk flexion and extension movements.

Methodology: Fourteen healthy volunteers performed trunk flexion-extension movements before and after stretching hamstring muscles. Erector spinae EMG activity and hip range of movement were respectively measured with surface electromyography (Muscle Tester ME 6000) and electrogoniometry (Biometrics). Erector spinae offset/onset (expressed as a percentage of the maximum hip flexion value) and erector spinae average EMG during the eccentric and concentric phases were the variables used for the study.

Results: The t-test did not show any significant differences in erector spinae offset and onset before and after stretching ($p < 0.05$). A significant increase on the erector spinae EMG activity during the concentric contraction was observed after the stretching.

Conclusion: Repeated hamstring stretching did not produce any variations on the erector spinae myoelectric silence duration period, although it significantly changed erector spinae EMG activity during trunk extension. This could imply an alteration on the muscular coactivation that is necessary for lumbar spine stability.

© 2009 Asociación Española de Fisioterapeutas. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

El movimiento de flexoextensión de tronco, por sus numerosas repeticiones durante la actividad diaria en todos los ámbitos en general y, sobre todo, por su estrecha relación con la aparición de dolor lumbar^{1,2} —causa frecuente de consulta médica y fisioterapéutica— ha suscitado un gran interés en la comunidad científica. Numerosos estudios biomecánicos muestran que este tipo de movimiento aumenta el riesgo de lesión por las importantes fuerzas de compresión que se producen a nivel de la columna lumbar^{1,3}. Por ello, el conocimiento de las implicaciones biomecánicas y clínicas de dicho movimiento es de gran importancia⁴.

Los movimientos de la columna lumbar están gobernados por un complejo sistema neuromuscular en el que participan tanto estructuras pasivas como activas⁵, siendo el *erector spinae* uno de los principales grupos musculares del tronco implicados.

Actualmente se considera que la estabilidad del raquis depende principalmente de su rigidez, entendida como la resistencia a la deformación, la cual está esencialmente modulada por la activación conjunta de los músculos del tronco (coactivación)⁶, pudiendo ser perjudicial tanto un defecto como un exceso.

El movimiento de flexión de tronco desde una posición de bipedestación se inicia con una contracción breve de la musculatura abdominal⁷ y, posteriormente, el movimiento es conducido por las fuerzas gravitacionales y controlado de forma excéntrica por el *erector spinae*. Sin embargo, la actividad del erector cesa de forma brusca y repentina hacia el final del movimiento. Esta respuesta recibe el nombre de fenómeno de flexión-relajación⁸⁻¹⁰. La relajación

del *erector spinae* es posible gracias al aumento de tensión que se produce en el sistema ligamentario posterior del raquis y en el tejido conectivo del músculo. Dicha tensión es suficiente para contrarrestar la carga del segmento corporal superior y hacer frente al momento de fuerza extensor, con lo que la actividad del *erector spinae* en estas posiciones se hace innecesaria¹¹. Hay evidencias que demuestran que el final de la flexión y el principio de la extensión son momentos de riesgo de lesiones, ya que la tensión en los ligamentos es máxima y no está suplementada por una contracción muscular¹². En este sentido, en muchos sujetos con dolor lumbar se observa una ausencia del silencio mioeléctrico, hecho que se explicaría por la activación de la musculatura extensora en un intento de colaborar con un sistema ligamentario dañado que no puede soportar bien la tensión necesaria para estabilizar la columna^{13,14}.

A partir de estudios en animales hay evidencias de la existencia de un reflejo ligamento-muscular en la musculatura del tronco que se desencadena a partir de la estimulación de mecanorreceptores espinales¹⁵ que, al ser sometidos a estiramiento, inician una contracción refleja de los músculos de la espalda cuyo objetivo es evitar una flexión lumbar excesiva.

Diversos autores señalan que los movimientos repetidos de flexión de tronco pueden sobreestirar los ligamentos lumbares, provocando una deformación residual en los tejidos denominada *creep*¹⁶. Algunos estudios han observado que el *creep* producido en las estructuras espinales tras movimientos repetidos de flexoextensión de tronco genera un retraso en la aparición del silencio mioeléctrico del *erector spinae*¹⁷.

Sánchez et al¹⁸ estudiaron el efecto del *creep* de la musculatura isquiotibial sobre la activación muscular de

otras estructuras estabilizadoras de la región lumbopélvica, concretamente del *rectus abdominis*. Estos autores demostraron que la respuesta neuromuscular de este músculo resultaba alterada por la deformación residual producida en las estructuras isquiotibiales tras un estiramiento prolongado. Concluían que una menor respuesta del *rectus abdominis*—en términos de tiempo de activación e intensidad de contracción— podría comprometer la integridad de las estructuras espinales e incrementar el riesgo de lesión a este nivel.

Por otra parte, algunos autores señalan que el patrón de actividad del *erector spinae* podría estar influenciado por la flexibilidad registrada en cada sujeto en los movimientos de flexoextensión de tronco (medida por medio del test de flexibilidad distancia dedos-suelo), alterando la duración del período del silencio mioeléctrico del *erector spinae*¹⁹.

El objetivo de este estudio fue determinar los efectos del *creep* de la musculatura isquiotibial sobre el patrón de activación del *erector spinae* durante movimientos de flexoextensión del tronco, tratando de arrojar más luz sobre el papel de la flexibilidad de las estructuras isquiotibiales en la estabilidad de la región lumbopélvica. La hipótesis planteada fue que el estiramiento repetido de la musculatura isquiotibial podría acortar la duración del período del silencio mioeléctrico.

Material y métodos

Sujetos

El estudio fue realizado sobre una muestra aleatorizada con alumnos de Fisioterapia: 5 hombres y 9 mujeres (n=14). La muestra presentaba una media de edad de $24,42 \pm 4,38$ años, una masa de $65,02 \pm 12,36$ kg y una altura de $1,70 \pm 0,09$ m.

Los criterios de inclusión fueron los siguientes: estudiantes universitarios sanos, edades comprendidas entre 18 y 35 años y no haber realizado estiramientos de la musculatura isquiotibial en las últimas 72 h. Fueron excluidos del estudio los sujetos que presentaban lumbalgia aguda, escoliosis, lesión musculoesquelética y/o cirugía raquídea o abdominal previa.

Todos los sujetos realizaron un ensayo previo a las pruebas en el que se les informó sobre la ejecución de los ejercicios. Respetando los principios de la Declaración de Helsinki, los sujetos dieron su conformidad por escrito para participar en el estudio.

Material

El registro de la actividad eléctrica del músculo *erector spinae* se realizó con el electromiógrafo de superficie *Muscle Tester ME6000*[®] (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlandia). Este electromiógrafo es un microordenador portátil de 8 canales con una conversión A/D de 14 bit, un CMRR de 110 dB y un filtro de banda de 8–500 Hz. La frecuencia de muestreo se programó a 1.000 Hz. Durante el registro, la señal electromiográfica (EMG) fue transferida a través de un cable óptico a un ordenador compatible donde fue monitorizada mediante el programa MegaWin 2.5[®] y almacenada para su posterior análisis. Se emplearon electrodos de

superficie de cloruro de plata desechables, pretratados con gel conductor, con forma discoidal y con un diámetro de 1 cm.

El rango de movimiento de la articulación de la cadera se registró mediante el goniómetro electrónico de doble eje SG-110[®] (Biometrics Ltd., Gwent, RU) conectado al electromiógrafo mediante un cable preamplificador (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlandia). El electrogoniómetro registró la posición de la cadera (grados) en el plano sagital en función del tiempo.

Método

Se registró la actividad eléctrica del músculo *erector spinae* derecho. La zona de colocación de los electrodos se rasuró y se limpió previamente con alcohol y algodón. Se localizó la apófisis espinosa de L3 y a 3 cm a la derecha de ésta se marcó con un lápiz dérmico, donde se colocaron un par de electrodos de superficie en el sentido longitudinal de las fibras musculares; uno superior y otro inferior al punto de referencia, con una distancia entre electrodos (centro-centro) de 2,5 cm. El electrodo de referencia se colocó a nivel de las últimas costillas.

El extremo inferior del electrogoniómetro se colocó inmediatamente por debajo del trocánter mayor del fémur y el extremo superior sobre la cresta ilíaca.

El procedimiento constó de las siguientes pruebas:

1) Contracción voluntaria isométrica máxima (CVM) del *erector spinae*

Los sujetos fueron situados en decúbito prono con los miembros inferiores y la pelvis apoyados sobre la camilla (hasta las espinas ilíacas anterosuperiores). El resto del cuerpo reposó en una silla con los brazos cruzados sobre el pecho. Un fisioterapeuta sujetó los miembros inferiores y desde esa posición se les solicitó una extensión de tronco por encima de la horizontal. Otro fisioterapeuta colocado a la cabeza ofreció resistencia al movimiento durante 4–5 s con el fin de obtener la máxima contracción del *erector spinae*. Cada sujeto realizó dos repeticiones de la CVM. Los experimentadores estimularon verbalmente a los sujetos durante las contracciones máximas.

2) Movimiento de flexoextensión de tronco

Los sujetos se colocaron en posición de bipedestación sobre un escalón de 30 cm para aumentar la distancia dedos-suelo, pudiendo alcanzar de este modo la máxima flexión de tronco sin ningún impedimento. Desde esta posición, manteniendo las rodillas extendidas durante todo el ejercicio, realizaron una flexión máxima de tronco en 4 s, mantuvieron un segundo esta posición y volvieron a la vertical en otros 4 s, descansando un segundo en la posición erecta. Se realizaron cinco repeticiones en total. De estas repeticiones se seleccionó el rango máximo de flexión de cadera. La velocidad de ejecución del movimiento fue controlada con un metrónomo (60 golpes/min). Cada repetición fue evaluada como correcta o incorrecta sobre una plantilla, considerándose como incorrecta aquella repetición que no se acopló al ritmo requerido o cuando no se alcanzó el rango máximo de movimiento por parte del sujeto.

La prueba se repitió inmediatamente después del estiramiento de las estructuras isquiotibiales, obteniendo nuevamente el rango máximo de cadera postestiramiento.

3) Estiramiento de la musculatura isquiotibial

Se utilizó un estiramiento basado en la técnica de facilitación neuromuscular propioceptiva. El fisioterapeuta encargado del estiramiento fue el mismo para todos los sujetos. Estos se colocaron en decúbito supino, con la pierna a estirar en flexión de cadera y extensión de rodilla sobre el hombro del terapeuta y el otro miembro extendido sobre la camilla. El fisioterapeuta, colocado homolateral al miembro a estirar y en posición craneal al sujeto, flexionó la cadera de los sujetos hasta conseguir tensión en los isquiotibiales. Desde esta posición se les solicitó una contracción isométrica de cuádriceps, resistida por el fisioterapeuta durante 3 s, seguida por una relajación de 2 s y un estiramiento máximo durante 10 s. Se repitió tres veces el mismo proceso en cada pierna, alternando derecha e izquierda hasta alcanzar los 10 min de duración.

Tratamiento de datos

El *software* utilizado para el análisis de los datos fue el MegaWin 2.5[®], el cual permite registrar de forma sincronizada la señal EMG del erector y el desplazamiento angular (grados) de la cadera durante los movimientos de flexoextensión. La señal EMG fue rectificadas («full wave rectified») y suavizada mediante el promedio de los datos cada 0,01 s. Para el análisis de los datos se seleccionaron los tres ciclos centrales de las cinco repeticiones realizadas del movimiento de flexoextensión de tronco.

La señal EMG se normalizó expresándola como porcentaje del valor máximo de amplitud obtenido durante la CVM. Con el fin de que pudiesen ser comparados en una misma escala,

los desplazamientos angulares de cadera se expresaron como porcentajes de su valor máximo.

- El período del silencio mioeléctrico fue determinado por dos instantes: el offset, momento a partir del cual desaparece la actividad eléctrica del erector, y el onset, instante en el que se produce un incremento abrupto de su actividad (fig. 1). Dichos puntos fueron identificados de manera visual por dos observadores independientes. Los criterios utilizados para la determinación del offset y el onset fueron, respectivamente, el cese brusco y sostenido, y el ascenso abrupto y continuado de la actividad EMG del *erector spinae*, tomando como referencia su nivel de actividad basal.

A partir de estos datos se obtuvieron las siguientes variables de estudio:

- Rango articular máximo de movimiento (ROM) de cadera previo al estiramiento y ROM de cadera postestiramiento.
- Porcentajes de flexión de cadera en el offset y en el onset del *erector spinae*.
- Actividad EMG media del erector tanto en la contracción excéntrica, como en la concéntrica, expresada en porcentaje de la CVM.

Los distintos valores de los porcentajes de flexión de cadera y de la actividad media del *erector spinae* de los tres ciclos centrales fueron promediados en cada sujeto. Todo el tratamiento de los datos fue repetido de forma independiente por dos observadores.

Análisis estadístico

La introducción, la gestión y el análisis de los datos se realizó con el programa estadístico SPSS[®] versión 15.0 para

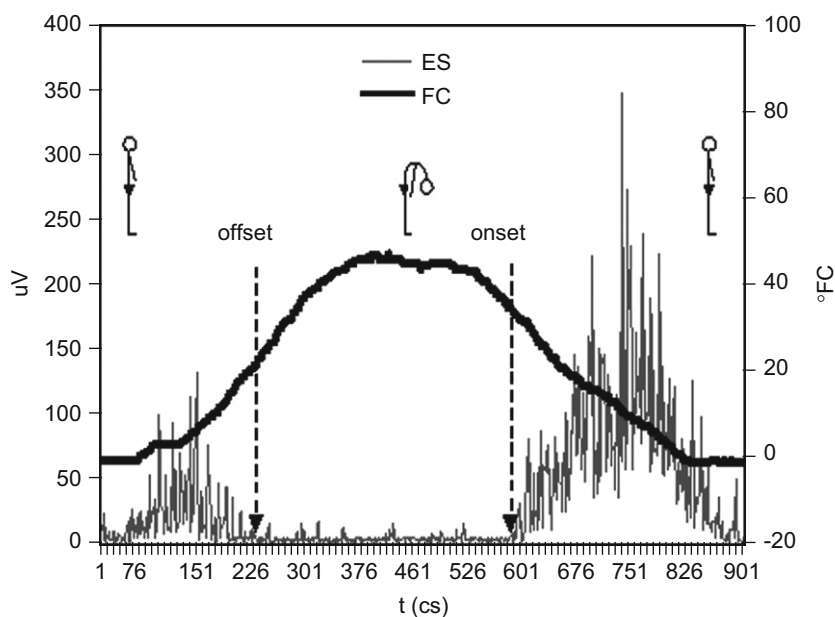


Figura 1 Actividad EMG del erector spinae (mV) y desplazamiento angular de la cadera (°FC) durante un ciclo de flexo-extensión de tronco.

Windows (SPSS, Chicago, IL, EE. UU.). Para comprobar la repetibilidad de los datos obtenidos por ambos observadores se empleó el coeficiente de correlación intraclase. La normalidad de las variables de estudio se constató mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov. Se empleó la prueba T para muestras relacionadas para comparar los resultados obtenidos antes y después del estiramiento.

Además, con el fin de determinar si diferencias en la flexibilidad pueden influir en el patrón de activación del erector, se decidió dividir a los sujetos en dos grupos en función del ROM de cadera previo al estiramiento. Para ello se utilizó la mediana, estableciéndose el punto de corte en 60°. Para la comparación de resultados entre los distintos grupos se utilizó un ANOVA mixto de 2 factores.

El nivel de significación se fijó para todas las pruebas estadísticas en 0,05.

Previamente a la realización de los test estadísticos se analizó la existencia de diferencias entre sexos en las variables del estudio. No se encontraron diferencias significativas, por lo que los datos fueron agrupados y tratados conjuntamente.

Resultados

El coeficiente de correlación intraclase entre las medidas de ambos observadores fue en todo caso igual o superior a 0,8 (0,8–1), lo que indica que la repetibilidad de los datos obtenidos fue buena. La prueba T para muestras relacionadas mostró que no existen diferencias significativas en los

porcentajes de flexión de cadera en el offset y en el onset del *erector spinae* tras el estiramiento de la musculatura isquiotibial (tabla 1). Tampoco se obtuvieron diferencias significativas en la actividad media del erector durante la contracción excéntrica, si bien la actividad media fue mayor postestiramiento. Sí se obtuvieron, sin embargo, diferencias significativas tanto en el ROM máximo de cadera como en la actividad media del erector durante la fase concéntrica, produciéndose en ambos casos un aumento de sus valores tras el estiramiento (tabla 1).

Del análisis de los datos en función de la flexibilidad no se obtuvieron diferencias significativas para ninguna de las variables de estudio (tablas 2 y 3), exceptuando la actividad media de la contracción concéntrica del erector, que resultó ser significativamente mayor en el grupo con el ROM de cadera mayor de 60° (tabla 3).

Discusión

Se sabe a partir de estudios previos realizados en animales que el *creep* causado por un estiramiento prolongado de las estructuras espinales provoca alteraciones neuromusculares en la musculatura lumbar^{15,20,21}. Dickey et al²² observaron en humanos que la repetición de movimientos de flexoextensión de tronco retrasa el inicio del silencio mioeléctrico en el *erector spinae*, hecho que se atribuiría al *creep* que la flexión repetida produce en las estructuras espinales. Existen investigaciones similares en las que se ha observado que el *creep* de la musculatura isquiotibial produce

Tabla 1 Diferencia de medias del rango articular máximo de movimiento de cadera, de los porcentajes de flexión de cadera en el offset y el onset y de la actividad electromiográfica media del *erector spinae* en las contracciones excéntrica y concéntrica preestiramiento y postestiramiento

	Preestiramiento, media ± DE	Postestira- miento, media ± DE	p
ROM máximo de cadera	61,93 ± 7,56	67,50 ± 8,31	0,005*
Porcentaje de flexión de cadera en offset del <i>erector spinae</i>	54,61 ± 16,52	52,24 ± 10,94	0,432
Porcentaje de flexión de cadera en onset del <i>erector spinae</i>	70,93 ± 12,9	70,57 ± 11,05	0,842
Actividad EMG media en contracción excéntrica del <i>erector spinae</i>	4,13 ± 1,27	4,60 ± 1,69	0,071
Actividad EMG media en contracción concéntrica del <i>erector spinae</i>	9,90 ± 1,53	10,89 ± 2,34	0,015*

DE: desviación estándar; EMG: electromiográfica; ROM: rango articular de movimiento.

*Diferencias significativas ($p < 0,05$).

Tabla 2 Diferencia de medias de los porcentajes de flexión de cadera en el offset y el onset, actividad electromiográfica media del *erector spinae* en las contracciones excéntrica y concéntrica preestiramiento y postestiramiento (grupo rango articular máximo de movimiento menor o igual a 60°)

	Preestiramiento, media ± DE	Postestiramiento, media ± DE	p
Porcentaje de flexión de cadera en offset del <i>erector spinae</i>	50,54 ± 18,71	47,93 ± 9,14	0,595
Porcentaje de flexión de cadera en onset del <i>erector spinae</i>	65,67 ± 11,02	64,67 ± 11,74	0,802
Actividad EMG media en contracción excéntrica del <i>erector spinae</i>	3,74 ± 1,23	4,15 ± 1,72	0,359
Actividad EMG media en contracción concéntrica del <i>erector spinae</i>	10,15 ± 0,63	11,09 ± 0,98	0,222

DE: desviación estándar; EMG: electromiográfica.

*Diferencias significativas ($p < 0,05$).

Tabla 3 Diferencia de medias de los porcentajes de flexión de cadera en el offset y el onset, actividad electromiográfica media del *erector spinae* en las contracciones excéntrica y concéntrica preestiramiento y postestiramiento (grupo rango articular máximo de movimiento mayor de 60°)

	Preestiramiento, media ± DE	Postestiramiento, media ± DE	p
Porcentaje de flexión de cadera en offset del <i>erector spinae</i>	57,65 ± 15,23	55,46 ± 11,61	0,588
Porcentaje de flexión de cadera en onset del <i>erector spinae</i>	75,13 ± 13,15	75,00 ± 8,91	0,971
Actividad EMG media en contracción excéntrica del <i>erector spinae</i>	4,46 ± 1,29	5,16 ± 1,73	0,135
Actividad EMG media en contracción concéntrica del <i>erector spinae</i>	9,34 ± 0,588	11,08 ± 0,913	0,047*

DE: desviación estándar; EMG: electromiográfica.

*Diferencias significativas ($p < 0,05$).

variaciones sobre el patrón de activación del *rectus abdominis*, músculo implicado en la estabilidad de la región lumbopélvica²³⁻²⁵, produciéndose un retraso en su activación durante la flexión y un acortamiento en la duración de su contracción¹⁸. Asimismo, se ha sugerido que esta variación en el patrón de activación muscular del *rectus abdominis* podría contribuir a aumentar el riesgo de lesiones a nivel de la columna lumbar¹⁸.

Sin embargo, los resultados de este estudio no han mostrado cambios significativos en el patrón de activación del *erector spinae* (offset y onset) tras el estiramiento repetido de la musculatura isquiotibial. Así, los porcentajes de flexión de cadera en el offset y en el onset no se vieron modificados con el estiramiento, es decir, la duración del período del silencio mioeléctrico no se vio alterada.

Nuestros resultados difieren de los obtenidos por Hashemirad et al¹⁹. Estos autores afirman que la flexibilidad de los sujetos, medida por medio del test distancia dedos-suelo, influye en el momento de aparición y en la duración del período del silencio mioeléctrico del *erector spinae*. En su estudio registraron la actividad EMG del *erector spinae* en 30 mujeres sanas y sugirieron la existencia de una correlación lineal entre la flexibilidad y los grados de flexión de cadera en el offset y el onset del *erector spinae*. Sobre la base de los resultados de dicha correlación, que mostraba que en los sujetos con mayor flexibilidad el offset y el onset aparecían a más grados de flexión de cadera en comparación con los sujetos con menor flexibilidad, concluían que la duración del período del silencio mioeléctrico era menor en los sujetos más flexibles y argumentaban con ello que el riesgo de lesión espinal podría ser mayor en éstos.

Sin embargo, estos autores utilizaron para sus cálculos estadísticos valores absolutos y no relativos. Obviamente, es razonable pensar que en los sujetos con mayor ROM los grados absolutos de flexión de cadera en los que aparecen el offset y el onset son comparativamente mayores a los obtenidos en los sujetos con menor ROM. Pero si expresamos dichos valores en términos relativos, es decir, si los normalizamos expresándolos como porcentaje del máximo ROM de cada sujeto, dichas diferencias podrían no existir, en cuyo caso los resultados podrían estar en consonancia con los obtenidos en nuestro estudio.

Los resultados de nuestro estudio mostraron un ligero aumento en la actividad media del erector durante las fases

excéntrica y concéntrica postestiramiento. Además, los resultados del t-test mostraron diferencias significativas en la activación de la fase concéntrica.

Una posible explicación a dicho aumento podría ser que el estiramiento prolongado de la musculatura isquiotibial, con su consecuente elongación muscular, fuese responsable de un retraso en su activación, con lo que el *erector spinae* podría estar supliendo una menor activación isquiotibial, pudiendo alterar de este modo la coactivación muscular necesaria para proporcionar estabilidad al raquis lumbar.

Futuras investigaciones deberían ahondar en la influencia del *creep* isquiotibial sobre la coactivación muscular, registrando la actividad EMG de otros grupos musculares implicados en la estabilidad raquídea (*biceps femoris* o *gluteus maximus*), así como los desplazamientos angulares de otros segmentos corporales (raquis lumbar). Asimismo, sería interesante la utilización de otras herramientas o instrumentos (modelos matemáticos para el cálculo de estabilidad y compresión raquídea o medición *in vivo* de presiones intradiscales) que permitiesen estimar el riesgo de lesión espinal.

Conclusiones

De los resultados obtenidos en el presente estudio se concluye que el estiramiento prolongado de la musculatura isquiotibial produce un aumento significativo de la actividad EMG media del *erector spinae* durante la contracción concéntrica en el movimiento de flexoextensión de tronco. Dicho aumento es significativamente mayor en el grupo de sujetos que poseen un ROM mayor de cadera previo al estiramiento. El *creep* de las estructuras isquiotibiales, en cambio, no produce variaciones en la duración del período del silencio mioeléctrico del *erector spinae*.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Agradecimientos

A los alumnos y profesores de la II edición del Máster Oficial de «Atención Fisioterápica en la Actividad Física y el

Deporte» de la Universidad CEU-Cardenal Herrera por su excelente trabajo y gran aportación en los proyectos de investigación finales de Máster.

Bibliografía

- Dolan P, Adams MA. Influence of lumbar and hip mobility on the bending stresses acting on the lumbar spine. *Clin Biomech.* 1993;8:185–92.
- Dolan P, Adams MA. The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the *erector spinae* muscles during bending and lifting activities. *J Biomechanics.* 1993;26:515–22.
- Potvin JR, McGill SM, Norman RW. Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine.* 1991;16:1099–107.
- Colloca CJ, Hinrichs RN. The biomechanical and clinical significance of the lumbar *erector spinae* flexion-relaxation phenomenon: A review of literature. *J Manipulative Physiol Ther.* 2005;28:623–31.
- Kaigle AM, Wessberg P, Hansson TH. Muscular and kinematic behaviour of the lumbar spine during flexion-extension. *J Spinal Disord.* 1998;11:163–74.
- McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13:353–9.
- Örtengren R, Andersson GBJ. Electromyographic studies of trunk muscles, with special reference to the functional anatomy of the lumbar spine. *Spine.* 1977;2:44–52.
- Kippers V, Parker AW. Posture related myoelectric silence of erectors spinae during trunk flexion. *Spine.* 1984;9:740–5.
- Sarti MA, Lisón JF, Monfort M, Fuster MA. Flexion relaxation phenomenon in the *erector spinae* muscle. *Eur J Anat.* 1997;1:52–3.
- Sarti MA, Lisón JF, Monfort M, Fuster MA. Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed. *Spine.* 2001;26:E421–6.
- Floyd WF, Silver PHS. The function of erectors spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol.* 1955;129:184–203.
- Dolan P, Mannion AF, Adams MA. Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. *J Biomech.* 1994;27:1077–85.
- Golding JSR. Electromyography if the *erector spinae* in low back pain. *Postgrad Med J.* 1952;28:401–6.
- Triano JJ, Schultz AB. Correlation of objective measure of trunk motion and muscle with low-back disability ratings. *Spine.* 1987;12:561–5.
- Stubbs M, Harris M, Solomonow M, Zhou B, Lu Y. Ligamento-muscular protective reflex in the lumbar spine of the feline. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998;8:194–204.
- McGill SM, Brown S. Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion. *Clin Biomech.* 1992;7:43–6.
- Sánchez-Zuriaga D, Adams M, Dolan P. Spinal proprioception and back muscle activation are impaired by spinal creep but not by fatigue. *J Biomech.* 2006;39:533.
- Sánchez D, Gonzalo G, Lliberós L, Hermida R, Cervera A, Moreno AA, et al. Efectos del estiramiento isquiotibial sobre el patrón de activación muscular del recto del abdomen durante la flexo-extensión de tronco. *Fisioterapia.* 2009;31:235–40.
- Hashemirad F, Talebian S, Hafet B, Kahlaee A. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the *erector spinae* muscles during trunk flexion-extension. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19:746–53.
- Solomonov M, Zhou B, Harris M, Lu Y, Baratta RV. The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine.* 1998;23:2552–62.
- Solomonov S, Zhou B, Baratta RV, Lu Y, Harris M. Biomechanics of increased exposure to lumbar injury cause by cyclic loading: Part 1. Loss of reflexive muscular stabilization. *Spine.* 1999;24:2426–34.
- Dickey JP, McNorton S, Potvin JR. Repeated spinal flexion modulates the flexion-relaxation phenomenon. *Clin Biomech.* 2003;18:783–9.
- Monfort M, Lisón JF, López E, Sarti MA. Trunk muscles and spine stability. *Eur J Anat.* 1997;1:52.
- Bogduk N. The lumbar muscles and their fascia. En: *Clinical anatomy of the lumbar spine and the sacrum.* London: Churchill Livingstone; 1997. p. 101–5.
- Tesh KM, Dunn JS, Evans JH. The abdominal muscles and vertebral stability. *Spine.* 1987;12:501–8.