Kronos 2017: 16(1)
ISSN: 1579-5225 - e-ISSN: 2603-9052
García, Mónica., Molina, Juan José., Calvo, Cesar., Díaz, Germán., Anuncibay, Daniel., Garrosa, Gerson., López, Carlos E.., Rodríguez, David., Diez, Ignacio.
Cambios de las Propiedades Contráctiles del Músculo Erector Espinal Durante una Semana Laboral.

Physical Activity and Health

Cambios de las Propiedades Contráctiles del Músculo Erector Espinal Durante una Semana Laboral

Contractile Properties Changes of the Erector Spinae Muscle During a Labour Week

García, Mónica.[1], Molina, Juan José.[2], Calvo, Cesar.[1], Díaz, Germán.[2], Anuncibay, Daniel.[1], Garrosa, Gerson.[2], López, Carlos E..[2], Rodríguez, David.[1], Diez, Ignacio.[2]

[1]*Departamento de Fisioterapia. Universidad Europea de Madrid*
[2]*Departamento Ciencias del Deporte. Universidad Europea de Madrid*

Dirección de contacto: monica.garcia@universidadeuropea.es
Mónica García Mateos
Fecha de recepción: 23 de Enero de 2017
Fecha de aceptación: 03 de Marzo de 2017

Agradecimientos y financiación:
Los autores agradecen la colaboración de los participantes en el estudio. El presente estudio fue financiado por la Escuela Universitaria Real Madrid - Universidad Europea de Madrid (Ref.: 2015/09RM) y por la Universidad Europea de Madrid. (Ref.:2015/UEM04).

RESUMEN

Objetivo: Describir la evolución de las características contráctiles del erector espinal durante una semana laboral en trabajadores que pasan más de un 50% de su jornada laboral en sedestación. Material y método: Estudio descriptivo, prospectivo. La muestra estuvo compuesta por 44 sujetos sanos (edad 37,1 ± 7,7 años; estatura 173 ± 9,1cm.; peso 72,36 ± 15,1 kg). Se utilizó la tensiomiografia (TMG) para evaluar las características contráctiles del erector espinal durante 5 días consecutivos. Resultados: Se observó un aumento estadísticamente significativo en el Tiempo de contracción (Tc) entre las mediciones de lunes, martes y miércoles respecto a las mediciones de jueves y viernes ($p<0,05$). El resto de parámetros evaluados (Tiempo de activación (Td), Deformación máxima (Dm), Tiempo de relajación (Tr) y Tiempo de sustenciación (Ts), no presentaron diferencias estadísticamente significativas. El tamaño del efecto entre la medición del lunes y el viernes fue moderado ($d>0,5$). Conclusión: El tiempo de respuesta muscular se enlentece con el avance de la semana laboral. Sin embargo, la rigidez y el proceso de relajación no se ven alterados.

Palabras Clave: tensiomiografía, contracción muscular, musculatura de la espalda, trabajo

ABSTRACT

Purpose: To describe the contractile properties evolution of the erector spinae muscle during a labour week in workers who stay more than 50% of the working schedule in sedestation position. Material and method: An observational prospective study was carried out. A sample of 44 healthy subjects (age 37.1 ± 7.7 years, height 173 ± 9.1 cm, weight 72.36 ± 15.1 kg) were daily measured during 5 days. Tensiomyography (TMG) was used to measure the contractile properties of the erector spinae muscle. Result: Statistically significant increment were found in the contraction time (Tc) for Monday, Tuesday and Wednesday respect to Thursday and Friday ($p<0.05$). The rest of parameters (maximum radial displacement Dm), delay time (Td), sustained time (Ts) and half-relaxation time (Tr) did not show statistically significant differences. The effect size between Monday and Friday measurements was moderate ($d>0.5$). Conclusion: The muscle time contraction response is slowed down with the progress of a labour week. Nevertheless, the stiffness and relaxation process were not modified.

Keywords: tensiomyography, muscle contraction, back muscles, work

INTRODUCCIÓN

El dolor lumbar, también denominado lumbalgia, es uno de los síntomas que afecta a gran parte de la población mundial, llegando a tener una prevalencia media del 38% (Hoy et al., 2012). Influye considerablemente en la salud pública y es una de las primeras causas de absentismo laboral (Fernandez et al., 2011; Leadley, Armstrong, Lee, Allen, A. y Kleijnen, 2012; Maradei, Quintana y Barrero, 2016).

La lumbalgia se define como el dolor localizado entre el límite inferior de las costillas y el límite inferior de los glúteos, variando la intensidad en función de la actividad y la postura, pudiendo ser el dolor irradiado o localizado (Van Tulder et al., 2006). La etiología es difícil de atribuir a una causa específica, debido a la dificultad y complejidad del diagnóstico (Vibe, O'Sullivan, Skouen, Smith y Kvåle, 2013), siendo en más del 80% de los casos clasificada como lumbalgia inespecífica (Maradei et al., 2016).

Una de las principales causas que parece estar asociada a la aparición de lumbalgia inespecífica es la alteración de la mecánica muscular, bien sea debida a la presencia de espasmos, de contracturas, a la inhibición y/o a la fibrosis de los músculos paravertebrales (Maradei et al., 2016). En este sentido, se ha demostrado que el músculo erector espinal, compuesto predominantemente por fibras tónicas (Mannion et al., 1997) y cuya activación se ha asociado previamente al dolor lumbar (Magnussen et al., 1996), se desactiva y/o atrofia como consecuencia del desuso o del sobreuso (Mörl y Bradl, 2013). Este proceso, junto con la producción de vasoespaso reflejo que favorece la hipoxia tisular, desencadenan a largo plazo una fibrosis del músculo, que produce un déficit en el control motor y en la estabilización articular (Gungor, Tang, Sesek, Gallagher y Davis, 2015; Silva et al., 2016).

Aunque no se ha podido demostrar que mantener la sedestación sea una causa directa de la aparición del dolor lumbar, sí existen estudios que han encontrado asociaciones entre el mantenimiento de dicha postura, la presencia de dolor lumbar y la alteración de la mecánica muscular (O'Sullivan et al., 2006) producida por los motivos expuestos previamente: contractura, espasmo, inhibición y/o fibrosis. Teniendo en cuenta que, en la actualidad, la actividad laboral exige realizar más tareas en postura sedente prolongada, lo que implica pasar mayor tiempo en dicha posición (Claus, Hides, Moseley y Hodges, 2016), parece razonable seguir analizando la mecánica de contracción de la musculatura lumbar en este tipo de población, con objeto de comprender mejor este problema. Además, en el año 2010, el Consejo de la Unión Europea concluyó que era necesario utilizar nuevas técnicas de valoración para conseguir aportar nuevas posibilidades de diagnóstico y tratamiento de las enfermedades crónicas (Consejo de la Unión Europea, 2010), como es, en este caso, el dolor lumbar inespecífico. Por estos motivos, en el presente trabajo se decidió utilizar la Tensiomiografia (TMG) como técnica novedosa de valoración de la mecánica de contracción muscular.

La TMG es una técnica de valoración muscular no invasiva, capaz de informar de las características contráctiles de la musculatura superficial a través del estudio de cinco parámetros (Figura 4): tiempo de activación (Td), tiempo de contracción (Tc), deformación máxima (Dm), tiempo de relajación (Tr) y tiempo de sustentación (Ts). La TMG se ha utilizado satisfactoriamente en medicina, deporte y rehabilitación y prevención de lesiones musculoesqueléticas (Rodríguez-Matoso et al., 2012). Los parámetros Td y Tc, aportan información sobre el tiempo de respuesta muscular; Dm indica la rigidez o *stiffness* del músculo a través de la máxima deformación radial del vientre muscular; Tr informa del proceso de relajación y Ts representa el tiempo de mantenimiento de la contracción. Todos estos parámetros mecánicos se

pueden ver modificados por cambios morfológicos, histológicos y fisiológicos del sistema neuromuscular, permitiendo detectar, entre otros, procesos de fatiga y potenciación muscular, composición de la fibra muscular, alteraciones de la rigidez del músculo, etc. (Rodríguez-Matoso et al., 2012).

Objetivo

El propósito de este estudio fue describir la evolución de las características contráctiles del músculo erector espinal durante una semana laboral en trabajadores que pasan más de un 50% de su jornada laboral en sedestación.

MÉTODO

Diseño

Para realizar este estudio se utilizó un diseño descriptivo, prospectivo, con un total de 5 evaluaciones por participante, con mediciones diarias distanciadas 24 horas entre sí (Figura 1). Las mediciones se realizaron siempre en un horario comprendido entre las 8:30 y las 15:30 horas, solicitando a los participantes que mantuvieran un horario estable de medición a lo largo de toda la semana.

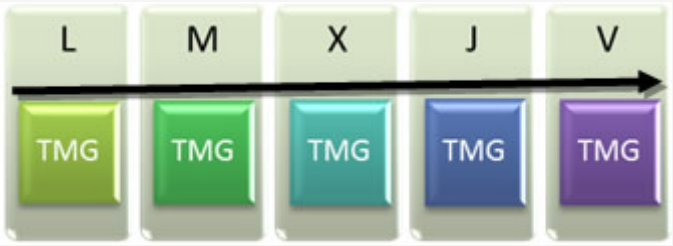

Figura 1. *Diseño del plan cronológico de las mediciones.*

La investigación siguió los principios de la Declaración de Helsinki para investigación con seres humanos (Asociación Médica Mundial, 2013) y fue aprobada por la Comisión de Investigación de la Universidad Europea (CIPI/039/15).

Participantes

La muestra estuvo formada por 44 participantes, 26 hombres y 18 mujeres (edad 37,1 ± 7,7 años; estatura 173 ± 9,1 cm; peso 72,3 ± 15,1 kg) que pasaban sentados una media diaria de 7:51 ± 3:27 horas:minutos. Todos los sujetos del estudio leyeron y firmaron un consentimiento informado antes de realizar las mediciones, donde se les aclararon todos los procedimientos que se iban a llevar a cabo y sus posibles efectos adversos.

Se establecieron como criterios de inclusión los siguientes: tener una edad comprendida entre 25 y 60 años (ambos incluidos), no tener ninguna patología lumbar diagnosticada, no estar recibiendo o haber recibido tratamiento específico alguno en la zona lumbar en las últimas 4 semanas, pasar más del 50% de la jornada laboral en sedestación y no realizar ejercicio físico.

Procedimientos

Todas las mediciones se realizaron en el laboratorio de entrenamiento de la Universidad Europea del Campus de Villaviciosa de Odón.

Una vez seleccionados los participantes que cumplían los criterios de inclusión, cumplimentaron un formulario que permitió recoger datos de carácter personal y los valores de edad, sexo, estatura y peso. Para determinar el tiempo que los participantes pasaban en sedestación en su vida cotidiana se utilizó el Cuestionario Mundial de Actividad Física (GPAQ) (Organización Mundial de la Salud, 2015).

Para realizar la valoración muscular con TMG se siguieron las recomendaciones propuestas por Rodríguez-Matoso et al.

(2012). Todas las mediciones se realizaron por un evaluador con una experiencia previa de 6 años en el uso de la TMG.

Se evaluó el erector espinal siguiendo la siguiente descripción:

El sujeto se colocó en decúbito prono, con los brazos colgados a los lados de la camilla y con el raquis alineado en todo momento (García et al., 2011).

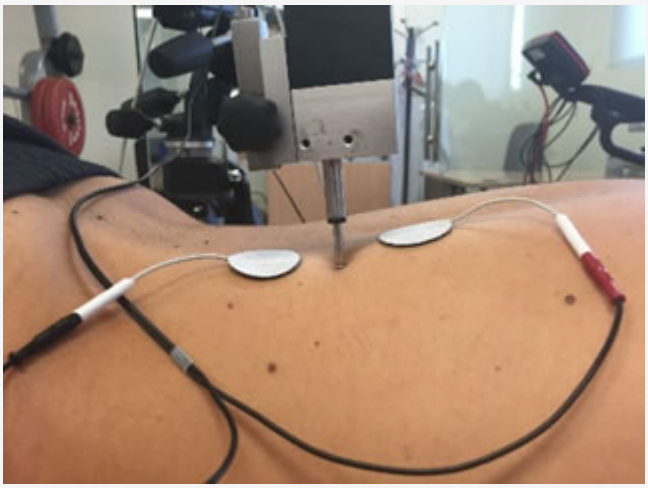

Figura 2 *. Zona evaluada y punto de colocación del sensor y los electrodos.*

Se procedió a la localización del punto anatómico de referencia a través de palpación, buscando siempre el punto de mayor prominencia muscular. En dicho punto se colocó el transductor de desplazamiento orientado de forma perpendicular a la dirección de la deformación muscular (Figura 2 y Figura 3).

A ambos lados de ese punto central se colocaron dos electrodos circulares de 3,2 cm de diámetro, separados entre sí 3,2 cm (1,6 cm respecto al transductor de desplazamiento). El electrodo negativo se situó caudal y el positivo craneal (García et al., 2011).

Por último, se realizó la estimulación neuromuscular de forma coordinada con el ritmo respiratorio y siempre al final de la espiración. La corriente eléctrica utilizada fue bipolar, con 1 milisegundo de duración (0,5-2 ms) (Valencic et al., 2000), y una intensidad de 100 miliAmperios, para evitar el efecto de activación postetánica (Rodríguez-Matoso et al., 2012).

El punto de colocación del sensor y los de los electrodos fueron marcados con un rotulador indeleble para mantener el lugar de medición a lo largo de la semana.

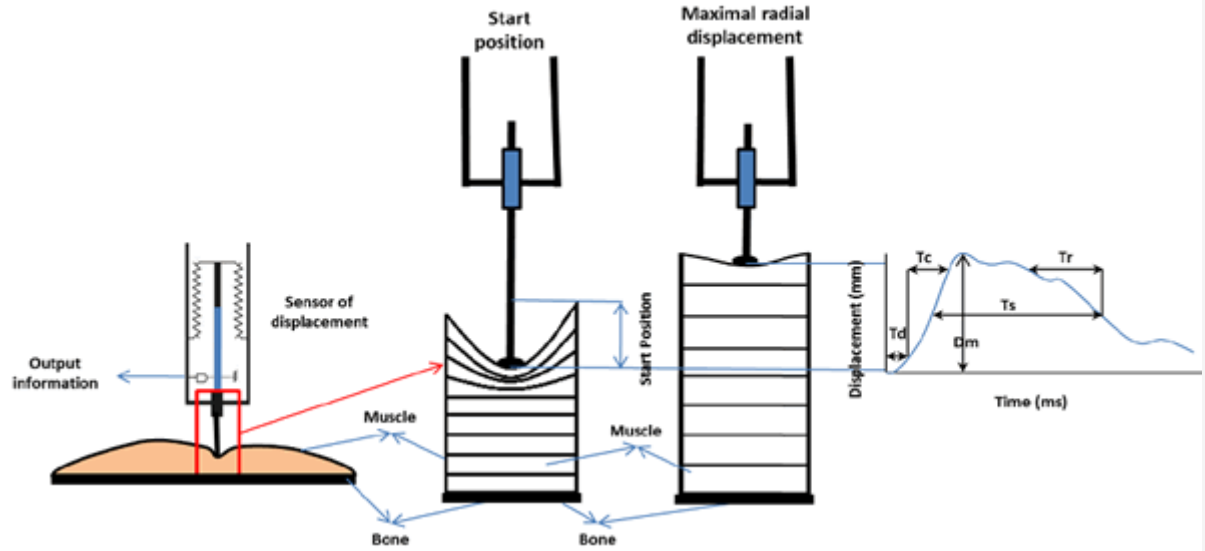

Figura 3. *Posición del sensor de desplazamiento y procedimiento de captura de datos por TMG (Rodriguez-Matoso et al., 2010)*

Variables evaluadas

Las variables medidas con TMG (Figura 4) fueron: Dm, máximo desplazamiento radial del músculo medido en mm; Td; tiempo transcurrido entre el 0% y el 10% de la máxima deformación medido en ms.; Tc, tiempo transcurrido entre el 10 y el 90% de la máxima deformación; Ts, tiempo transcurrido entre el 50% de la máxima deformación durante la fase de contracción hasta volver al 50% durante la fase de relajación; Tr, tiempo transcurrido entre el 90% y el 50% de la deformación máxima durante la fase de relajación.

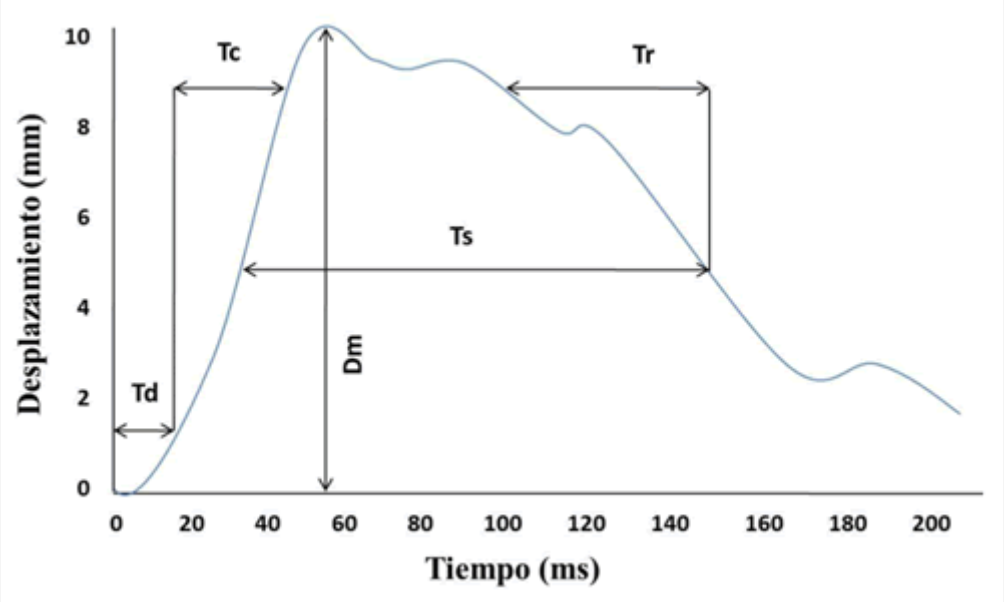

Figura 4. *Detalle de la representación gráfica de los parámetros evaluados a través de tensiomiografía (TMG): Tiempo de activación (Td), Tiempo de contracción (Tc), Deformación máxima (Dm), Tiempo de relajación (Tr),Tiempo de mantenimiento de la contracción (Ts). Adaptada de García Manso et al. (2010)*

Instrumentos de medida

Para realizar la valoración muscular se utilizó un Tensiomiógrafo TMG-BMC (TMG-BMC Ltd, Ljubljana, Eslovenia) (Valencic, 2002). Dicho equipo cuenta con un transductor de desplazamiento (GK 40, Panoptik d.o.o., Ljubljana, Slovenia) que ejerce una presión inicial de aproximadamente 0,135 MPa e incorpora un muelle que ejerce una fuerza inicial de 1,6 N, incrementándose en 0,06 N·mm-1. Así mismo, utiliza un electroestimulador TMG-S2 (EMF-FURLAN & Co. d.o.o., Ljubljana, Slovenia). Se utilizaron electrodos circulares autoadhesivos de 3.2Øcm. (Modelo 3100C, Uni Patch, Wabasha, USA).

Análisis estadístico

Se utilizó la frecuencia, el porcentaje, la media y la desviación típica como estadísticos descriptivos para caracterizar la muestra e informar de los resultados de cada variable. A continuación, se analizó la distribución de las variables mediante la prueba Shapiro-Wilk. Tras comprobar la distribución no normal de las variables, se decidió realizar un análisis de medidas repetidas con el ANOVA de 2 vías de Friedman por rangos. Para determinar entre qué días se producían las diferencias significativas se utilizó el procedimiento post-hoc de comparación por pares de Dunn-Bonferroni. Se estableció como nivel de significación el error α=0,05. Toda la estadística se llevó a cabo con el paquete SPSS v.21.0 (IBM, Chicago, EEUU). Por último, se calculó el tamaño del efecto (*d* Cohen y porcentaje de cambio) (Cohen, 1992) de las diferencias encontradas entre la primera y última medición (lunes y viernes) siguiendo las recomendaciones de Cohen (Cárdenas y Arancibia, 2014).

RESULTADOS

Los resultados de las características contráctiles del erector espinal, evaluadas mediante TMG, pueden observarse en la Tabla 1.

Tabla 1. *Evolución de las características contráctiles del músculo erector espinal a lo largo de la semana.*

	Lunes	Martes	Miércoles	Jueves	Viernes	p	*d* (L-V)
Td *(ms)*	19,55±3,37	20,17±3,35	20,63±6,11	20,89±4,13	21,42±6,54	0,097	0,55
Tc *(ms)*	17,53±4,93[a]	18,76±5,66[b]	19,01±6,58[c]	19,98±6,29[a,b,c]	20,72±9,73[a,b,c]	**0,017**	0,65
Dm *(mm)*	3,44±1,9	3,26±1,72	3,23±1,73	3,15±1,59	3,13±1,73	0,715	-0,16
Tr *(ms)*	104,36±131,47	132,95±163,15	108,05±124,32	106,93±122,96	107,71±121,13	0,85	0,03
Ts *(ms)*	181,25±186,43	202,67±180,36	216,712±184,91	220,28±182,63	212,19±183,15	0,498	0,17

Tiempo de activación (Td), Tiempo de contracción (Tc), Deformación máxima (Dm), Tiempo de relajación (Tr) y Tiempo de sustentación (Ts). Milisegundos (ms), milímetros (mm).Diferencias post-hoc encontradas entre las mediciones: [a]Lunes vs. jueves y viernes, [b]Martes vs. jueves y viernes, [c]Miércoles vs. Jueves y viernes. p: Nivel de significación. d (L-V): Tamaño del efecto Lunes-Viernes.

Las diferencias del Td, Dm, Tr y Ts no son estadísticamente significativas. Sin embargo, la evolución del Tc aumenta significativamente entre las mediciones de lunes y jueves (Δtc=14%; p=0,032), lunes y viernes (Δtc=18,2%; p=0,041), martes y jueves (Δtc=6,5%; p=0,025), martes y viernes (Δtc=10,5%; p=0,032), miércoles y jueves (Δtc=5,1%; p=0,015) y miércoles y viernes (Δtc=9%; 0,019).

Además, tanto la diferencia de Td como de Tc entre el lunes y el viernes muestran tamaños de efecto moderados (*d*>0,5).

DISCUSIÓN

Los resultados del presente estudio presentan alguna diferencia respecto a los publicados previamente por García et al. (2011), que evaluaron la respuesta tensiomiográfica del erector espinal de una pequeña muestra de mujeres físicamente activas (n=5). En las variables Td, Tc y Dm los resultados de ambos estudios son similares, pero presentan mayor variación en las variables Tr y Ts. Las diferencias detectadas podrían deberse al protocolo de valoración utilizado (Rodríguez-Matoso et al., 2012), al tamaño y características de la muestra y a la menor reproducibilidad de los parámetros Tr y Ts (Rodríguez-Matoso et al., 2012; Tous-Fajardo et al., 2010).

Las características contráctiles del músculo Td, Dm, Tr y Ts no variaron significativamente en el erector espinal a lo largo de una semana laboral de 5 días. Sin embargo, los resultados de la variable Tc si manifiestan un aumento del tiempo de contracción a lo largo de la semana. Aunque la diferencia de Td no fue estadísticamente significativa, si se puede observar que la tendencia del Td es semejante a la del Tc, lo que unido al tamaño del efecto encontrado parece indicar que hay un cambio evidente en el patrón de respuesta del músculo. Por tanto, el incremento observado en estos dos parámetros evidencia un enlentecimiento del tiempo de respuesta muscular. Este hallazgo puede estar asociado a la inhibición de la musculatura lumbar descrita por Mörl y Bradl (2013). Estos autores analizaron, mediante electromiografía, la activación de la musculatura paravertebral de una muestra de oficinistas que pasaban largos períodos de tiempo en sedestación. Observaron que la activación muscular se inhibía en posición de sedestación, especialmente cuando se adquiría una posición cifótica del raquis, hecho que también corroboran los estudios de Claus et al. (2016) y Ellegast et al. (2012).

A nivel histológico, Dahmane et al. (2005) y Simunic et al. (2011) describieron una alta correlación directa entre el porcentaje de fibra lenta y el Tc de diferentes grupos musculares, de forma que cuanto más porcentaje de fibra lenta presentaba la musculatura, mayor era su Tc. Parece difícil que esta explicación pueda justificar el cambio detectado en el presente estudio, dado que la adaptación histológica del tejido muscular precisa de mayor tiempo para producirse (Pette y Staron, 1997). Sin embargo, a corto plazo, sí pueden producirse cambios en la mecánica de contracción muscular, como el aumento de Tc que ha sido informado en los resultados. Si estos cambios mecánicos, inducidos probablemente por la inactividad del grupo muscular, son mantenidos en el tiempo, sí podrían llegar a generar adaptaciones musculares a nivel histológico (Deschenes y Kraemer, 2002; Häkkinen et al. 1985; Pišot et al., 2008).

Otro mecanismo que está asociado al incremento del Tc es la fatiga muscular inducida por ejercicio (Rusu et al., 2009; Šimunic et al., 2005; Smith y Hunter, 2006). Se ve reflejada, entre otras, en el incremento del Tc cuando se realiza algún tipo de ejercicio o actividad física mantenida en el tiempo (Rodriguez-Matoso et al., 2012). Este mecanismo tampoco parece explicar los resultados encontrados en el presente trabajo, dado que se instruyó a los participantes para que no realizasen ningún tipo de ejercicio físico durante la semana en la que se realizaron las valoraciones del estudio.

Las dos principales limitaciones del presente estudio son la ausencia de control del tipo de actividad física realizada por los participantes a lo largo de la semana de medición, así como la ausencia de evaluación de la actitud postural de los participantes en su puesto de trabajo. Estas dos limitaciones deberían ser tenidas en cuenta en futuros estudios para determinar la influencia de dichas variables en los resultados.

Conclusión

El tiempo de respuesta muscular del erector espinal se vió enlentecido con el transcurso de la semana laboral. Sin embargo, la rigidez y el proceso de relajación del erector espinal no se vieron alterados.

APORTACIONES PRÁCTICAS

Este trabajo aporta resultados que podrán ser utilizados como valores de comparación para desarrollar futuros estudios en los que se evalúe con TMG la respuesta mecánica del erector espinal en población de características similares a la estudiada.

Una recomendación basada en los hallazgos de este trabajo y en evidencias previas es evitar las posturas de sedestación mantenidas durante largos períodos de tiempo, para evitar la inhibición y atrofia de la musculatura lumbar.

Podría ser interesante realizar ejercicios de fuerza con pocas series y altas intensidades, puesto que se ha demostrado que permite reducir el Tc (De Paula et al., 2015; Garcia-Manso et al., 2012; Hunter et al., 2012), lo que podría ser útil en la muestra evaluada.

REFERENCIAS

Asociación Médica Mundial (2013). Declaración De Helsinki: Principios Éticos Para Las Investigaciones Médicas En Seres Humanos. *64ª Asamblea de la Asociación Médica Mundial. Fortaleza, Brasil. Recuperado de: http://www.wma.net/es/30publications/10policies/b3/. Última consulta: 30 Diciembre 2016.*

Cárdenas, M., y Arancibia, H. (2014). Potencia estadística y cálculo del tamaño del efecto en G* power: Complementos a las pruebas de significación estadística y su aplicación en psicología//Statistical power and effect size calculating in G* power. *Salud & Sociedad, 5(2), 210-224.*

Claus, A. P., Hides, J. A., Moseley, G. L. y Hodges, P. W. (2016). Thoracic and lumbar posture behaviour in sitting tasks and standing: Progressing the biomechanics from observations to measurements. *Applied Ergonomics, 53, 161-168.*

Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological bulletin 112(1),155-159.*

Consejo de la Unión Europea (2010). Council conclusions: "innovative approaches for chronic diseases in public health and healthcare systems". *Bruselas, Unión Europea. Recuperado de: http://www.consilium.europa.eu/uedocs/cms_Data/docs/pressdata/en/lsa/118282.pdf. Última consulta: 30 Diciembre 2016.*

Dahmane, R., Djordjevič, S., Šimunič, B. y Valenčič, V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle: Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of Biomechanics, 38(12), 2451-2459.*

Dahmane, R., Valenčič, V., Knez, N. y Erzen, I. (2001). Evaluation of the ability to make non-invasive stimulation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical & Biological Engineering & Computing, 39, 51-55.*

de Paula Simola, R. A., Harms, N., Raeder, C., Kellmann, M., Meyer, T., Pfeiffer, M., et al. (2015). Assessment of neuromuscular function after different strength training protocols using tensiomyography. *Journal of Strength and Conditioning Research, 29(5), 1339-1348.* doi:10.1519/JSC.0000000000000768 [

Deschenes, M. R. y Kraemer, W. J. (2002). Performance and physiologic adaptations to resistance training. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 81(11 Suppl 3), 16.* doi:10.1097/01.PHM.0000029722.06777.E9 [

Ellegast, R. P., Kraft, K., Groenesteijn, L., Krause, F., Berger, H. y Vink, P. (2012). Comparison of four specific dynamic office chairs with a conventional office chair: Impact upon muscle activation, physical activity and posture. *Applied Ergonomics, 43(2), 296-307.*

Fernandez-de-las-Penas, C., Hernandez-Barrera, V., Alonso-Blanco, C., Palacios-Cena, D., Carrasco-Garrido, P., Jimenez-Sanchez, S., et al. (2011). Prevalence of neck and low back pain in community-dwelling adults in spain: A population-based national study. *Spine, 36(3), E213-9.* doi:10.1097/BRS.0b013e3181d952c2 [

García, O., Serrano, V. y Martínez, R. I. (2011). Tensiomiografía. *Un método para evaluar las propiedades contráctiles de los músculos. Evaluación de los flexores y extensores del tronco en mujeres jóvenes. Cuadernos De Psicología Del Deporte, 11(2), 63-69.*

García-Manso, J. M., Rodríguez-Matoso, D., Sarmiento, S., de Saa, Y., Vaamonde, D., Rodríguez-Ruiz, D., et al. (2012). Effect of high-load and high-volume resistance exercise on the tensiomyographic twitch response of biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 22(4), 612-619.*

Gungor, C., Tang, R., Sesek, R. F., Gallagher, S. y Davis, G. A. (2015). Morphological investigation of low back erector spinae muscle: Historical data populations. *International Journal of Industrial Ergonomics, 49, 108-115.*

Häkkinen, K., Alen, M. y Komi, P. (1985). Changes in isometric force-and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiologica Scandinavica, 125(4), 573-585.*

Hoy, D., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F., et al. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis & Rheumatism, 64(6), 2028-2037.*

Hunter, A. M., Galloway, S. D., Smith, I. J., Tallent, J., Ditroilo, M., Fairweather, M. M., et al. (2012). Assessment of eccentric exercise-induced muscle damage of the elbow flexors by tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 22(3), 334-341.*

Leadley, R., Armstrong, N., Lee, Y., Allen, A. y Kleijnen, J. (2012). Chronic diseases in the european union: The prevalence and health cost implications of chronic pain. *Journal of Pain & Palliative Care Pharmacotherapy, 26(4), 310-325.*

Magnusson, M. L., Aleksiev, A., Wilder, D. G., Pope, M. H., Spratt, K., Lee, S. H., et al. (1996). European spine society—The acromed prize for spinal research 1995 unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *European Spine Journal, 5(1), 23-35.*

Mannion, A. F., Dumas, G. A., Cooper, R. G., Espinosa, F. J., Faris, M. W. y Stevenson, J. M. (1997). Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: normal values and sex differences. *Journal of Anatomy, 190(4), 505-513.*

Maradei García, F., Quintana Jiménez, L. y Barrero, L. H. (2016). The relationship between low back pain and movements in prolonged sitting posture: Literature review. *Revista Salud Uninorte, 32(1), 153-173.*

Mörl, F. y Bradl, I. (2013). Lumbar posture and muscular activity while sitting during office work. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 23(2), 362-368.*

Organización Mundial de la Salud (2015). Cuestionario Mundial sobre Actividad Física (GPAQ). *Recuperado de: http://www.who.int/chp/steps/GPAQ_ES.pdf . Última consulta 8 Febrero 2017.*

Pette, D. y Staron, R. S. (1997). Mammalian skeletal muscle fiber type transitions. *International review of cytology, 170, 143-223.*

Pišot, R., Narici, M. V., Šimunič, B., De Boer, M., Seynnes, O., Jurdana, M., et al. (2008). Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest. *European Journal of Applied Physiology, 104(2), 409-414.*

Rodríguez-Matoso, D., García-Manso, J., Sarmiento, S., de Saa, Y., Vaamonde, D., Rodríguez-Ruiz, D., et al. (2012). Evaluación de la respuesta muscular como herramienta de control en el campo de la actividad física, la salud y el deporte. *Revista Andaluza*

De Medicina Del Deporte, 5(1), 28-40.

Rodríguez-Matoso, D., Rodríguez-Ruiz, D., Quiroga, M., Sarmiento, S., De Saa, Y. y García-Manso, J. (2010). Tensiomiografía, utilidad y metodología en la evaluación muscular. *International Journal of Medicine and Science of Physical Activity and Sport, 10(40), 620-629.*

Rusu, L., Cernaianu, S., Vasilescu, M., Baltac, G., Ciocanescu, D. y Fortan, C. (2009). Assessment of knee stability using neuromuscular measurement in soccer players. *Book of abstracts XVIII International Congress on Sports Rehabilitation and Traumatology, pp. 25-26.*

Silva, M. F., Dias, J. M., Pereira, L. M., Mazuquin, B. F., Lindley, S., Richards, J., et al. (2016). Determination of the motor unit behavior of lumbar erector spinae muscles through surface EMG decomposition technology in healthy female subjects. *Muscle & Nerve, 55(1), 28-34.*

Simunic, B., Degens, H., Rittweger, J., Narici, M., Mekjavic, I. y Pisot, R. (2011). Noninvasive estimation of myosin heavy chain composition in human skeletal muscle. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 43(9), 1619-1625.*

Smith, I. J. y Hunter, A. (2006). The Effect of Titanic Stimulated Induced Fatigue on the Relationship between TMG and Force Production of the Gastrocnemius Medialis. *Book of abstracts 53rd Annual Conference of the American College of Sports Medicine, 38(5), S179-S180*

Tous-Fajardo, J., Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Usach, R., Doutres, D. M. y Maffiuletti, N. A. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 20(4), 761-766.*

Valencic, V., Djordjevic, S., Knez, N., Dahmane, R., Coh, M., Jurcic-Zlobec, B., et al. (2000). Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomiographic measurement method. *Book of abstracts 2000 Pre-Olympic congress: International Congress on Sport Science, Sports Medicine and Physical Education, 507.*

Van Tulder, M., Becker, A., Bekkering, T., Breen, A., Gil del Real, MT., Hutchinson, A., et al. (2006). Chapter 3: European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. *European Spine Journal, 15:s169- s191.*

Vibe Fersum, K., O'Sullivan, P., Skouen, J., Smith, A. y Kvåle, A. (2013). Efficacy of classification-based cognitive functional therapy in patients with non-specific chronic low back pain: A randomized controlled trial. *European Journal of Pain, 17(6), 916-928.*