

Comparación entre la respuesta de la actividad muscular lumbar en plataforma vibratoria y en ejercicio clásico de squat isométrico en 30° y 60°

A comparison of the lumbar muscle activity response in 30° and 60° isometric squat between whole-body vibration and a classic exercise

Alejandro Santos-Lozano, Fernanda Santin-Medeiros

Universidad de Zaragoza, Huesca, España

Pedro J. Marín

Sonsoles Hernández-Sánchez

Universidad Europea Miguel de Cervantes, Valladolid, España

Nuria Garatachea Vallejo

Universidad de Zaragoza, Huesca, España

Resumen

El aumento del uso de la plataforma vibratoria como forma de realizar ejercicio conlleva la necesidad de conocer las respuestas musculares al estímulo de la misma.

El objetivo de este trabajo ha sido estudiar y comparar la respuesta de la activación muscular de la zona lumbar y del tren inferior en el trabajo de plataforma vibratoria con el trabajo clásico de fuerza en un squat isométrico.

23 sujetos fueron sometidos a 6 condiciones de vibración y a 6 de un trabajo clásico con cargas. Se analizó la sEMG del tren inferior y de la zona lumbar en un trabajo isométrico de un squat con flexión de 30° y 60° de rodilla.

Los resultados muestran que para un mismo valor de sEMG del tren inferior, los valores de sEMG de la zona lumbar son menores en el ejercicio vibratorio existiendo en el trabajo con cargas una mayor exigencia en la zona lumbar. Además, con una flexión de 30° la activación muscular es mayor en todas las condiciones. ($p < 0,05$)

Palabras clave: vibraciones de cuerpo completo; electromiografía; problemas lumbares y squat.

Abstract

Whole-body vibration (WBV) has improved as a variety of exercises, so it is necessary to know muscles responses to the vibration stimulus.

The aim of this work was to study and to compare the change in muscle activation in the lumbar area and lower body between the whole-body vibration exercise and classic strength exercises in isometric squat.

23 subjects were exposed to six different loads in one of each exercise mode: vibration or classic strength. Both exercises were performed at 30° and 60° semi-squat position. Muscle activity of the lower body and lumbar area was measured using surface electromyography activity (EMG). The results showed that the response of lumbar area in WBV was lower than in the classic strength exercise at the same value of lower body sEMG. Lumbar sEMG was highest for the classic exercise. Moreover, during 30° squat sEMG was higher than during 60° squat.

Key words: whole-body vibration; electromyography; low back pain and squat.

Correspondencia/correspondence: Nuria Garatachea Vallejo

Facultad de Ciencias de la Salud y del Deporte, Departamento de fisioterapia y enfermería.

Universidad de Zaragoza, Ronda Misericordia 5. 22001

E-mail: nuria.garatachea@unizar.es

Introducción

La actividad física regular es esencial para el crecimiento y desarrollo normal junto con un estilo de vida físicamente activo, e igualmente puede ayudar a reducir el riesgo de desarrollar algunas enfermedades crónicas. Varias investigaciones indican que el entrenamiento de fuerza, además del entrenamiento aeróbico, puede ofrecer importantes beneficios para diferentes colectivos poblacionales si es debidamente prescrito y supervisado (Faigenbaum, Kraemer, Blinkie, Jeffreys, Micheli, Nitka y Rowland, 2009). El entrenamiento de fuerza y resistencia muscular tiene un papel destacado en el ámbito de la salud y presenta una correlación positiva con el nivel de actividad física (Di Tano, Fulle, Pietrangelo, Bellono, y Fanó, 2005).

La Organización Mundial de la Salud considera que el 80% de la población adulta a nivel mundial, padece o padecerá problemas lumbares de una a cinco veces a lo largo de su vida (Ehrlich y Khaltsev, 1999). Una manera de prevenir el dolor lumbar es realizar ejercicio físico (Burton, Balague, Cardon, Eriksen, Henrotin, Lahad, Leclerc, Muller y Van der Beek, 2006). Actualmente el entrenamiento de fuerza se utiliza como forma de tratamiento para algunos de los problemas musculoesqueléticos más habituales en nuestra sociedad, puesto que reduce el nivel de dolor y disminuye la posibilidad de padecerlo (Cardinale y Pope, 2003).

El entrenamiento de fuerza tradicional se basa en el uso de pesos libres, máquinas de resistencia, autocargas, gomas elásticas y otros dispositivos diseñados para proporcionar una resistencia mecánica (Marin y Rhea, 2010). En este tipo de entrenamiento se cuantifica la carga en función del peso movido, la velocidad del movimiento y el número de repeticiones en cada ejercicio. Actualmente se están incluyendo nuevas formas, métodos y dispositivos para el entrenamiento de la fuerza. Dentro de estas nuevas formas se encuentra el entrenamiento mediante vibraciones, cuya cuantificación de la carga de entrenamiento se realiza mediante la variable “aceleración”. De esta manera podemos definir la carga de trabajo mediante la interacción de la frecuencia y la amplitud de la vibración. El trabajo vibratorio es cada vez más accesible, convirtiéndose en un método muy utilizado en el deporte y centros de rehabilitación, puesto que es considerado como beneficioso tanto en el entrenamiento como en la recuperación de lesiones (Bogaerts y col., 2009; Verschueren y col., 2004). De hecho, distintos autores consideran que el entrenamiento de fuerza mediante vibraciones puede ser beneficioso para reducir el dolor lumbar (Cardinale y Pope, 2003; Noorloos, Tersteeg, Tiemessen, Hulshof, y Frings-Dresen, 2008).

Actualmente no existen unos criterios claros a la hora de definir los protocolos a utilizar en el entrenamiento vibratorio ni en la forma de incrementar la carga en un período de entrenamiento (Marin y Rhea, 2010; Rittweger, 2010). Una de las variables que pueden ayudar a resolver este vacío de conocimientos es el estudio de la respuesta muscular durante el ejercicio vibratorio. Distintos autores la han estudiado, comprobando cómo a medida que aumenta la carga también lo hace la respuesta muscular medida por electromiografía de superficie (sEMG) (Fratini, La Gatta, Bifulco, Romano, y Cesarelli, 2009; McClain, Hart, Getz, y Tudor-Locke, 2010; Ritzmann, Kramer, Gruber, Gollhofer, y Taube, 2010).

Puesto que el trabajo vibratorio está siendo cada vez más utilizado en entrenamiento y rehabilitación, creemos que es necesario conocer la respuesta de la actividad muscular de la zona lumbar y del tren inferior en este tipo de ejercicio comparado con el trabajo clásico de fuerza. Nuestro grupo de investigación previamente determinó la equivalencia entre la aceleración y el aumento de peso en el tren inferior en un squat isométrico de 30° (Marin,

Santos-Lozano, Santin-Medeiros, Delecluse, y Garatachea, 2011). Sin embargo queda aún por determinar la diferencia de la respuesta de la actividad muscular del tren inferior durante el trabajo de plataforma vibratoria con el trabajo clásico de fuerza con distintos ángulos de flexión de rodilla, así como su posible relación con la respuesta de la actividad muscular de la zona lumbar. Por ello este trabajo pretende conocer y comparar la respuesta sEMG del ejercicio vibratorio y del ejercicio clásico de fuerza durante un squat convencional isométrico en distintas angulaciones, además de estudiar la respuesta sEMG lumbar en ambos tipos de entrenamiento.

Método

Participantes

El estudio se realizó con 23 sujetos, 15 hombres y 8 mujeres, estudiantes universitarios y todos ellos activos de forma recreacional. Los sujetos presentaron una media de 24.3 ±2.3 años, 174.5 ±8.3 cm y 69.9 ±8.1 kg. Los criterios de exclusión fueron diabetes, problemas cardiovasculares, trombosis, trastornos en la retina y glóbulo ocular, epilepsias y cualquier enfermedad musculoesquelética que pudiera afectar a su estado de forma (Brenda R. Santos, 2008; Lamont y col., 2010; Marin, Bunker, Rhea, y Ayllon, 2009). Todos los sujetos, tras explicarles detalladamente el protocolo del estudio, firmaron un consentimiento informado para participar en las pruebas de forma voluntaria. Se les indicó que no cambiaran sus hábitos de vida (alimentación, horas de sueño y horas de actividad física) en el transcurso del estudio. Además, todos ellos asistieron a las pruebas siempre con el mismo calzado deportivo (Marin, y col., 2009).

Protocolo

La obtención de los datos experimentales se realizó en dos sesiones de evaluación, con una separación de al menos 72 horas, una correspondiente al trabajo con plataforma vibratoria y otra con el trabajo de pesas. El orden de realización de cada sesión de evaluación fue aleatorizada entre los sujetos. Previamente todos los sujetos fueron familiarizados con cada tipo de ejercicio.

En todas las sesiones se realizó un calentamiento estandarizado de 5 min a 6 km·h⁻¹ con un desnivel de pendiente del 0% en un tapiz rodante (PowerJog M30, Sport Engineering Limited, Birmingham, Reino Unido). Posteriormente se les preparó la piel y se les colocaron los electrodos en los grupos musculares donde se mediría la actividad muscular a través de electromiografía de superficie (sEMG). La posición de trabajo en ambos modos de ejercicio era un squat con las manos sujetando la barra (ejercicio de pesas) o una pica (ejercicio de vibraciones) que descansaba sobre sus hombros pasando por detrás de su cabeza y con una separación de pies similar a la distancia entre sus hombros. En las dos sesiones de valoración el orden a la exposición de cada condición de ejercicio (ver tabla 1 y 2) se realizó de forma aleatoria para cada sujeto. En ambos modos de ejercicio (vibraciones y squat convencional) la posición de trabajo se mantuvo durante 15 s sin carga y posteriormente se aplicó la carga de ejercicio durante otros 15 s, con un descanso de 1 min entre cada una de ellas.

La plataforma de vibraciones utilizada fue una modelo Fitvibe Excel Pro (Fitvibe, GymnaUniphy NV, Bilzen, Bélgica) y para medir la aceleración de la misma se utilizó un acelerómetro (Vibration meter, VT-6360, Hong Kong, China) validado según la normativa ISO2954.

La siguiente tabla recoge las condiciones de cada tipo de ejercicio que fueron evaluadas. Todas las condiciones fueron realizadas con una flexión de rodilla de 30° y de 60° desde la posición anatómica de referencia. Se seleccionaron estas angulaciones porque se han utilizado previamente en el entrenamiento de plataforma vibratoria (Cook y col. 2001; Mileva, Bowtell y Kossev, 2009; Gojanovic, Feihl, Liaudet, Gremion y Waeber, 2011; Marín y col. 2011; Hazell, Thomas, Deguire y Lemon, 2008; Kell y col. 2010). La flexión fue determinada mediante la utilización de un goniómetro (Prohab Modelo U 32100) y no se modificó durante el transcurso de cada condición. Además se indicó a los sujetos que mantuvieran el centro de presiones lo más próximo posible a la zona distal del pie (Rittweger, 2010).

Tabla 1. Parámetros que definen cada condición en plataforma vibratoria.

Condición	Vibración		
	Frecuencia (Hz)	Amplitud	Aceleración (m·s ⁻²)
1	25	Baja	12.5
2	35	Baja	20.2
3	45	Baja	30.9
4	25	Alta	36.3
5	35	Alta	60.1
6	45	Alta	88.4

Amplitud baja: 1.0 mm, amplitud alta: 3.1 mm.

Tabla 2. Parámetros que definen cada condición en el trabajo clásico de fuerza.

Condición	Convencional
	Masa (kg)
1	20
2	30
3	40
4	50
5	60
6	70

Actividad electromiografía de superficie (sEMG)

La actividad electromiográfica fue detectada con una técnica de doble diferencia. Cada electrodo de superficie se conectó a un convertidor AD de 14-bit (ME6000 Biomonitor, Mega Electronics, Kuopio, Finlandia) con unos cables amplificadores de señal (Mega Electronics, Kuopio, Finlandia).

Los registros electromiográficos correspondientes al tren inferior se obtuvieron en los músculos: vasto medial (VM), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF) y gastrocnemio medial (GM). El registro lumbar se realizó en el paravertebral lumbar (PL).

Para cada determinación se utilizaron 3 electrodos de superficie (dos de medida y uno como diferencial). Los primeros fueron colocados longitudinalmente a las fibras musculares de cada músculo y el diferencial fue colocado en una fascia muscular o hueso alejado de la zona de medición siguiendo las indicaciones de “SENIAM” (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Biomedical Health and Research Program (BIOMED II) of the European Union. Recommendations for sensor locations on individual muscles. <http://www.seniam.org>). La distancia entre electrodos fue de 2 cm y siempre se colocaron en el mismo lugar ya que a los sujetos se les hizo una marca en la piel con un rotulador permanente que mantuvieron durante la duración de las pruebas. Previamente a la colocación de los electrodos se limpió la zona muscular, afeitándola, desfoliándola y humedeciéndola con alcohol, para reducir la impedancia de la piel por debajo de 5 k Ω (De Luca, 1997).

El CMRR (Common Mode Rejection Ratio) fue de 110 dB, y los datos fueron filtrados en un rango de frecuencia entre 8-500 Hz y almacenados, con una frecuencia de muestreo de 2000 Hz, en una tarjeta de memoria (compact flash, 1 Gigabyte). Sobre la base del análisis de frecuencia, se excluyó del cálculo de la media cuadrática un ancho de banda de ± 0.8 Hz alrededor de cada armónico (Abercromby y col., 2007). El análisis de los datos de sEMG se realizó con el programa específico 2.21 Megain V, Mega Electronics, (Kuopio, Finlandia). Para el análisis de los datos se escogieron 10 s de la mitad de cada medición. Con el fin de obtener un promedio de amplitud de la señal de sEMG, los datos en bruto de las señales se trataron por medio de la transformada de Fourier. Los valores sEMG en actividad se compararon con los registros obtenidos durante el periodo de descanso equivalente a la condición medida, siendo innecesaria la normalización relativa a la contracción voluntaria máxima (Abercromby, y col., 2007; Marin, Bunker, Rhea y Ayllon, 2009).

Análisis estadísticos

Para el análisis de los datos se utilizó el programa estadístico SPSS, versión 15.0 para Windows, Chicago, IL. Se realizaron pruebas paramétricas después de verificar que los datos correspondían a una distribución normal según el test de Kolmogorov-Smirnov y comprobar la homocedasticidad con el Test de Levene. El nivel de significación se determinó en $p \leq 0.05$.

Se estableció como variable independiente la carga de trabajo, la cual correspondía a la aceleración en el caso de trabajo sobre plataforma vibratoria y al peso en el trabajo de pesas tradicional. Las variables dependientes estudiadas fueron la actividad muscular del tren inferior (promedio del VM, VL, BF y GM) y la actividad muscular del PL.

Se realizó una ANOVA de medidas repetidas para cada uno de los ejercicios (2) y condición (6) en cada una de las flexiones y grupos musculares. Y una ANOVA de medidas repetidas para cada flexión (2) y cada carga (6) para cada tipo de ejercicio y grupo muscular. En el caso de existir resultados significativos, se utilizó como test post-hoc el test de Bonferroni para la comparación de los mismos por pares.

Las relaciones que existen en cada tipo de ejercicio entre las diversas variables analizadas se estudiaron mediante el coeficiente de correlación de Pearson y mediante un análisis de regresión lineal.

Resultados

El ejercicio en plataforma vibratoria y el ejercicio de squat clásico producen cambios en la sEMG, tanto del tren inferior como de la zona lumbar. A medida que se incrementan las variables aceleración y peso existe un aumento de la sEMG a nivel lumbar y del tren inferior (ver tabla 3).

Tabla 3. Incremento de la actividad electromiográfica de superficie (sEMG) en cada condición respecto de la posición de reposo.

	Flexión de rodilla de 30°				Flexión de rodilla de 60°			
	sEMG lumbar (%)		sEMG tren inferior (%)		sEMG lumbar (%)		sEMG tren inferior (%)	
Masa (kg)	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD
20	24.1	±87.7	41.3	±35.2	34.5	±56.8	32.9	±24.2
30	64.1	±96.9	63.0	±39.5	45.5	±46.0	40.2	±24.6
40	101.8	±96.1	78.0	±42.0	57.6	±63.5	58.4#	±28.6
50	168.4	±209.4	108.8*#	±55.9	162.2	±57.5	101.5&	±54.9
60	189.9*	±264.4	157.3*#&¶	±74.0	128.7&	±71.1	103.7*	±59.8
70	283.4*#&	±202.1	166.9*#&¶	±52.8	178.3&	±39.7	114.3*	±51.9
Aceleración (m·s ⁻²)								
12.55	18.0	±26.3	60.7	±62.4	18.1	±26.5	33.2	±27.2
20.17	28.5	±33.6	51.8	±28.5	25.0	±44.1	48.2	±38.5
30.93	33.1	±36.4	63.4	±49.4	15.4	±24.4	38.3*	±37.4
36.28	53.5	±54.5	138.3*#&	±82.6	37.6*#&	±73.1	67.9*#&	±47.8
60.11	83.8*#&	±65.4	175.3*#&	±72.1	39.7*#&	±33.0	74.8*#&	±41.7
88.39	71.5*	±61.3	161.5*#&¶	±68.6	41.1*#&	±48.3	64.3*#&	±34.2

* $p < 0.01$ Significativamente diferente del ejercicio de pesas con una carga de 20 kg de peso o del ejercicio en plataforma vibratoria con una aceleración de 12.5 m·s⁻². # $p < 0.01$ Significativamente diferente del ejercicio de pesas con una carga de 30 kg de peso o del ejercicio en plataforma vibratoria con una aceleración de 20.2 m·s⁻². & $p < 0.01$ Significativamente diferente del ejercicio de pesas con una carga de 40 kg de peso o del ejercicio en plataforma vibratoria con una aceleración de 30.9 m·s⁻². ¶ $p < 0.01$ Significativamente diferente del ejercicio de pesas con una carga de 50 kg de peso o del ejercicio en plataforma vibratoria con una aceleración de 36.3 m·s⁻².

En la tabla 4 se observa como los coeficientes de correlación de Pearson entre la carga de ejercicio en función del peso y sEMG describieron una correlación positiva y estadísticamente significativa.

Tabla 4. Coeficiente de correlación de Pearson considerando la carga y la actividad electromiografía lumbar y del tren inferior. * p<0.01.

	Flexión 30°		Flexión 60°	
	sEMG lumbar	sEMG tren inferior	sEMG lumbar	sEMG tren inferior
Peso	0.986*	0.984*	0.906*	0.962*
sEMG lumbar		0.96*		0.948*
Aceleración	0.869*	0.841*	0.786	0.705
sEMG lumbar		0.965*		0.957*

La comparación de las rectas de regresión obtenidas para la sEMG del tren inferior y lumbar en ambos ejercicios en un squat de 30° aparece en la figura 1. Se puede observar cómo el trabajo de la zona lumbar es mayor en el ejercicio con cargas que en el ejercicio con plataforma vibratoria. Para un mismo valor de sEMG en el tren inferior la respuesta lumbar es mayor en el trabajo con cargas.

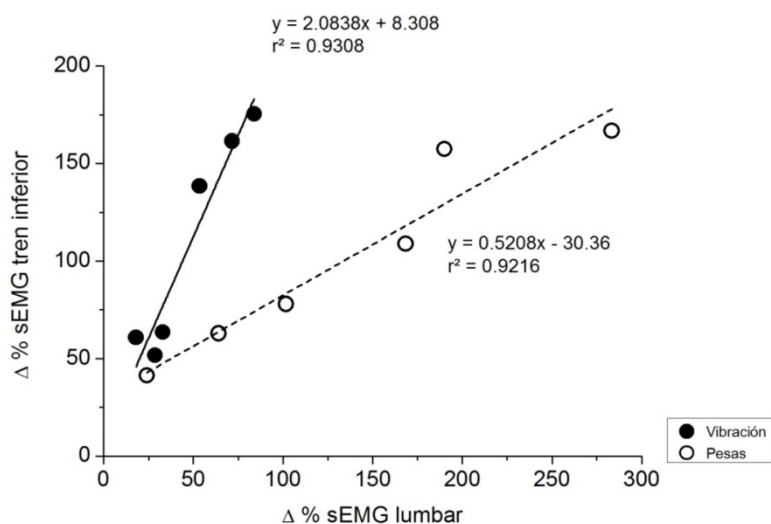


Figura 1. Regresión lineal entre el incremento de actividad muscular (sEMG) del tren inferior y el incremento de sEMG del paravertebral lumbar con un squat de 30° respecto de la posición de reposo.

En la figura 2 se presenta la comparación de las rectas de regresión obtenidas para la sEMG del tren inferior y lumbar en ambos ejercicios en un squat de 60°. Podemos observar cómo se alcanzan valores inferiores que en el squat de 30°, además de que la respuesta lumbar sigue siendo inferior que la del tren inferior.

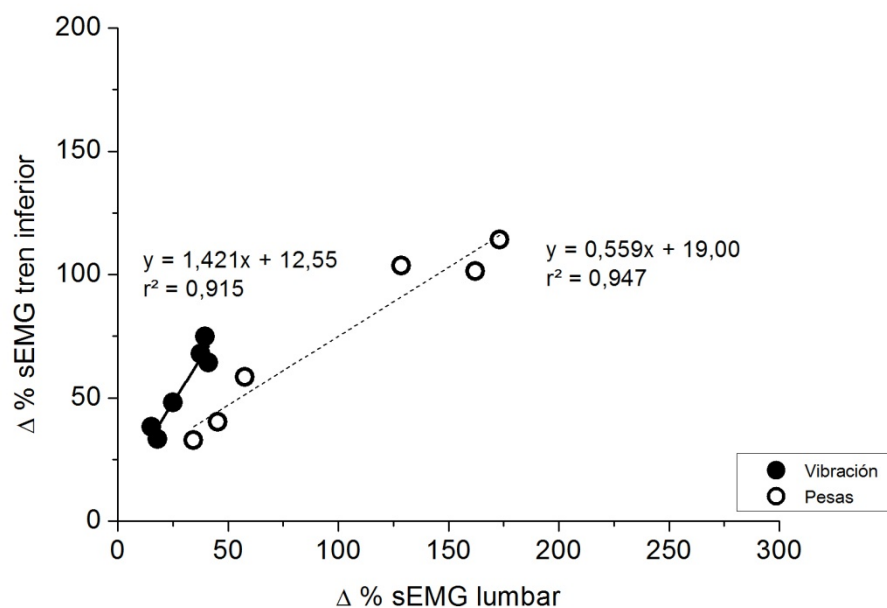


Figura 2. Regresión lineal entre el incremento de actividad muscular (sEMG) del tren inferior y el incremento de la actividad muscular (sEMG) del paravertebral lumbar con un squat de 60° respecto de la posición de reposo.

En la figura 3 se presenta la comparación de la respuesta lumbar para la misma aceleración con distintas flexiones. La respuesta muscular con la flexión de 60° alcanza valores menores que con una flexión de 30°.

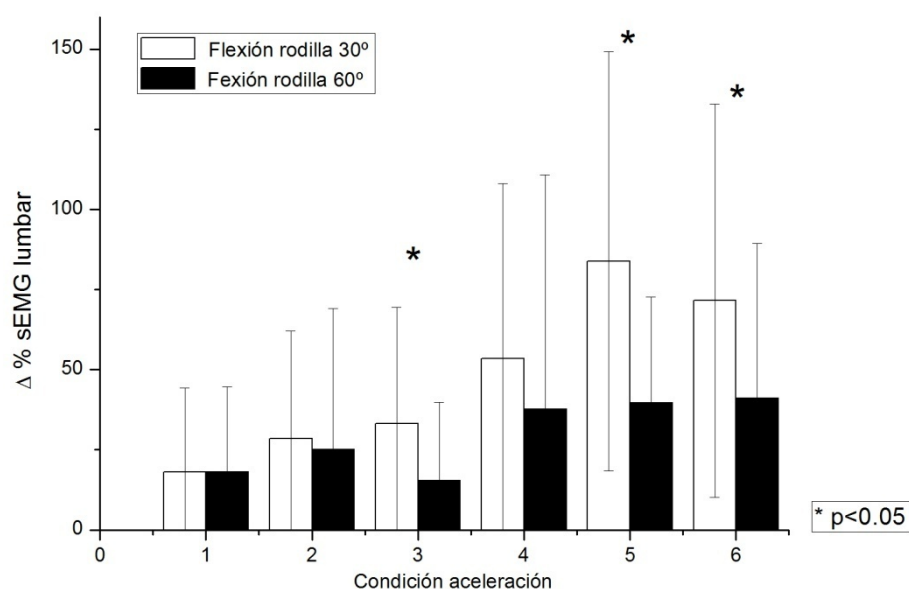


Figura 3. Comparación del incremento de actividad muscular (sEMG) del lumbar entre la misma aceleración con distinta flexión respecto de la posición de reposo.

En la figura 4 se presenta la comparación de la respuesta lumbar para el mismo peso con distintas flexiones. La respuesta muscular con la flexión de 60° alcanza valores menores que con una flexión de 30°.

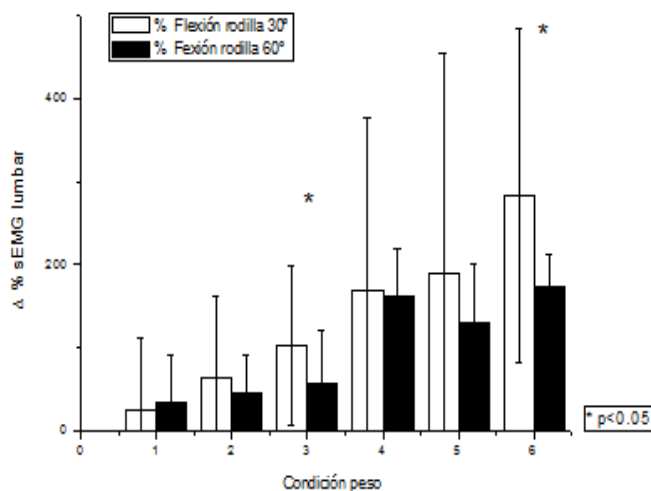


Figura 4. Comparación del incremento de actividad muscular (sEMG) del lumbar entre el mismo peso con distinta flexión respecto de la posición de reposo.

En la figura 5 se presenta la comparación de la respuesta del tren inferior para la misma aceleración con distintas flexiones. La respuesta muscular con la flexión de 60° alcanza valores menores que con una flexión de 30°.

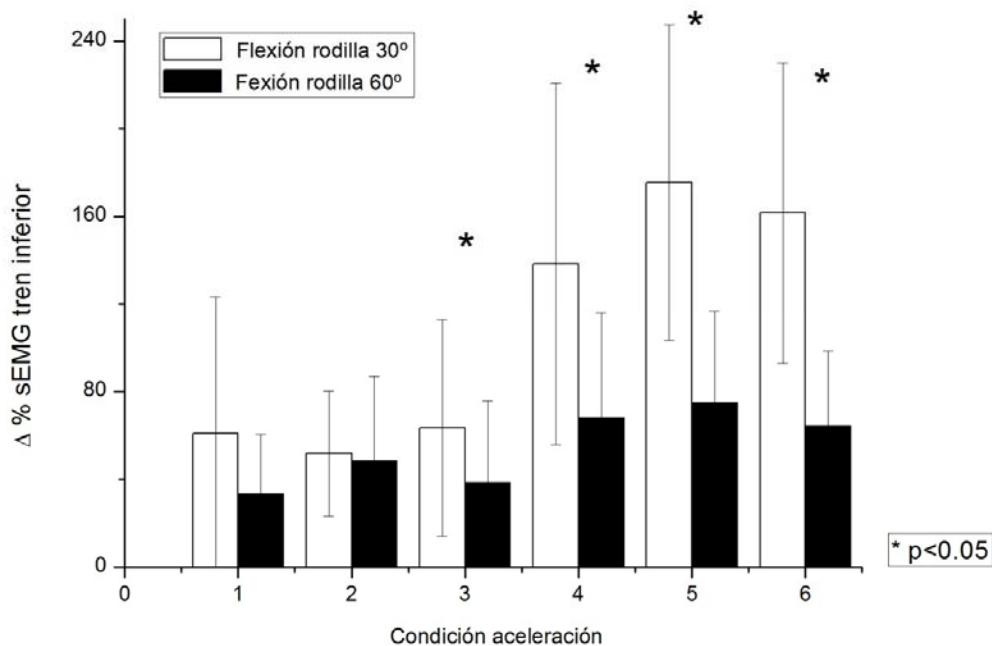


Figura 5. Comparación del incremento de actividad muscular (sEMG) del tren inferior entre la misma aceleración con distinta flexión respecto de la posición de reposo.

En la figura 6 se presenta la comparación de la respuesta del tren inferior para el mismo peso con distintas flexiones. La respuesta muscular con la flexión de 60° alcanza valores menores que con una flexión de 30°.

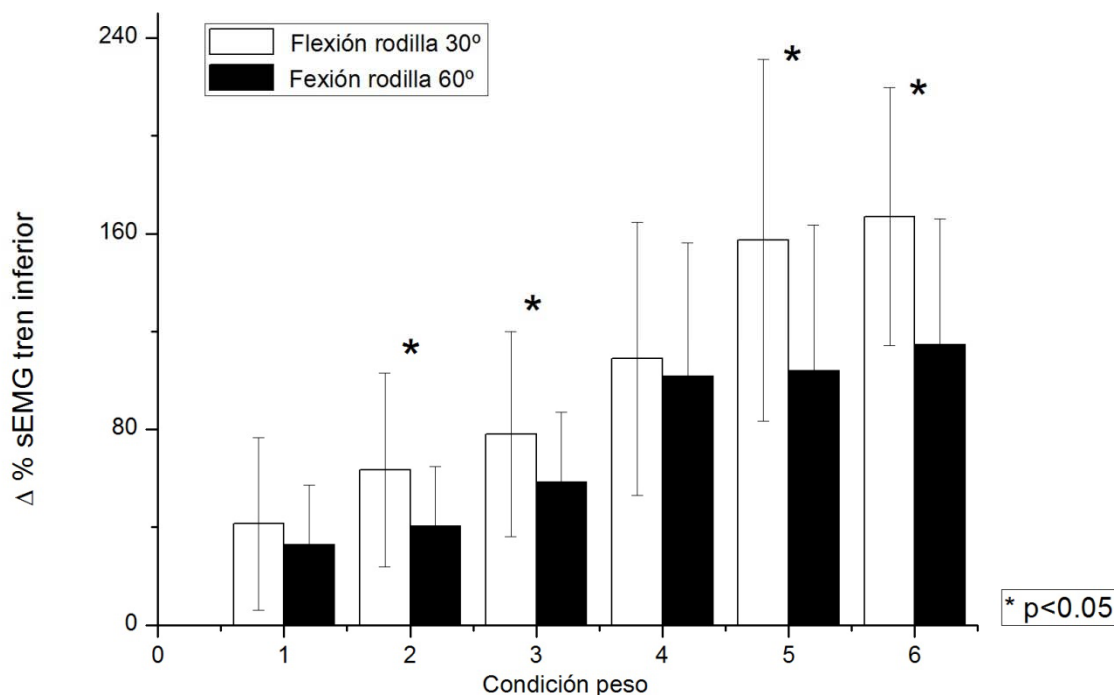


Figura 6. Comparación del incremento de actividad muscular (sEMG) del tren inferior entre el mismo peso con distinta flexión respecto de la posición de reposo.

Discusión

Existe un claro aumento de sEMG con el trabajo de plataforma vibratoria en relación a la sEMG en reposo (tabla 1), como ya está definido previamente en la literatura (Cardinale y Lim, 2003; Hazell, Kenno, y Jakobi, 2010; Ritzmann, y col., 2010). Hazell y col. (Hazell, Jakobi, y Kenno, 2007) determinan que existe una correlación positiva entre la aceleración y la sEMG del tren inferior y lumbar.

Previamente al presente estudio nuestro equipo de investigación determinó la equivalencia entre la aceleración y el aumento de peso en el tren inferior (Marín y col., 2011). Hasta la fecha no existe ningún estudio publicado que compare la respuesta de la sEMG en la zona lumbar y en el tren inferior en WBV con el trabajo clásico de pesas durante la realización de un squat isométrico en distintas angulaciones. El único trabajo encontrado que compara respuestas de la sEMG lumbar en distintas formas de trabajo es el propuesto por Schwanbeck y col. (2009) en el que determinan que la sEMG del lumbar en el trabajo de pesas libres era un 43% mayor que en el trabajo en multipower a la misma intensidad.

A partir de los datos obtenidos se puede observar cómo existe una diferencia en la respuesta de la actividad muscular en la zona lumbar en cada uno de los ejercicios. Las figuras 1 y 2

ponen de manifiesto la existencia de una respuesta distinta de la actividad lumbar para cada tipo de ejercicio. Comprobando las ecuaciones de las rectas incluidas en estas figuras, se comprueba que para alcanzar valores similares de sEMG del tren inferior la respuesta sEMG de la zona lumbar es mucho mayor en el trabajo clásico de pesas. Estos resultados están de acuerdo con los obtenidos por Noorloss y col., (2008), el cual realizó un estudio para conocer las posibilidades de padecer dolor lumbar tras el uso de WBV, concluyendo que el uso de este tipo de entrenamiento no implicaba aumentar las posibilidades de padecer dolor lumbar. Por otra parte, Cardinale y Pope (2003) proponen el trabajo en plataforma vibratoria como un ejercicio efectivo para mejorar la capacidad de generar fuerza en el tren inferior y en la zona lumbar, proponiendo este tipo de ejercicio como prevención del dolor lumbar. Durante la realización de un squat isométrico la carga se aplica sobre los hombros, propagándose su estímulo desde la zona superior del cuerpo a la zona inferior, en cambio, en el trabajo de plataforma vibratoria la carga se propaga desde la zona inferior a la zona superior (Rittweger, 2010). Por esta razón también existe una mayor activación de la zona lumbar en el trabajo clásico de fuerza al encontrarse esta zona mucho más cerca del origen de la carga.

De esta forma, el trabajo en plataforma vibratoria supone una menor activación para la zona lumbar, por lo tanto este tipo de entrenamiento podría ser más recomendable en el entrenamiento de personas que padecen dolor lumbar para realizar ejercicios de fortalecimiento del tren inferior, si bien se necesitan estudios en esta línea de trabajo que confirmen nuestros resultados con personas con dolor lumbar.

Por otro lado, a la hora de comparar la respuesta sEMG para cada condición dependiendo del ángulo de flexión en la rodilla, podemos observar como existe un menor incremento de la activación con una flexión de rodilla de 60°. En todas las condiciones existe un incremento menor de la activación tanto lumbar como del tren inferior con una mayor flexión. Esto puede ser debido a mayores niveles de activación inicial para mantener la posición previa al inicio del ejercicio o al efecto amortiguador por parte de la articulación en la propagación del estímulo vibratorio (Yue y Mester, 2002). En una posición de 60° puede existir una mayor amortiguación que a 30°, por ello la activación tanto del lumbar como del tren inferior es inferior en esta angulación.

Conclusiones

El trabajo en plataforma vibratoria, en posición de squat, requiere una activación menor de la musculatura paravertebral lumbar comparado con el trabajo clásico de pesas en un squat isométrico para alcanzar el mismo incremento de actividad muscular en el tren inferior. Por tanto, el trabajo vibratorio podría ser más recomendable que el trabajo clásico de pesas para personas que padecen dolor lumbar por sobrecarga músculo-tendinosa, a expensas de ser confirmado por otros estudios.

El incremento de la respuesta sEMG del tren inferior y de la musculatura paravertebral lumbar es menor con una flexión de rodilla de 60° en ambos tipos de ejercicio. Sin embargo, es necesario profundizar en la respuesta muscular en futuras investigaciones para conocer la exigencia articular y tendinosa dependiendo de la flexión articular y del tipo de ejercicio realizado.

Referencias

- Abercromby, A. F., Amonette, W. E., Layne, C. S., McFarlin, B. K., Hinman, M. R., & Paloski, W. H. (2007). Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Med Sci Sports Exerc*, 39(10), 1794-1800.
- Bogaerts, A. C.; Delecluse, C.; Claessens, A. L.; Troosters, T.; Boonen, S., & Verschueren, S. M. (2009). Effects of whole body vibration training on cardiorespiratory fitness and muscle strength in older individuals (a 1-year randomised controlled trial). *Age Ageing*, 38(4), 448-454.
- Brenda R. Santos, C. L.; Alain Delisle; Andre Plamondon; Paul-Emile Boileau, & Daniel Imbeaub. (2008). A laboratory study to quantify the biomechanical responses to whole-body vibration: The influence on balance, reflex response, muscular activity and fatigue. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38, 626-639.
- Burton, A. K.; Balague, F.; Cardon, G.; Eriksen, H. R.; Henrotin, Y.; Lahad, A.; Leclerc, A.; Muller, G., & van der Beek, A. (2006). Chapter 2. European guidelines for prevention in low back pain : November 2004. *Eur Spine J*, 15 Suppl 2, S136-168.
- Cardinale, M., & Lim, J. (2003). Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res*, 17(3), 621-624.
- Cardinale, M., & Pope, M. H. (2003). The effects of whole body vibration on humans: dangerous or advantageous? *Acta Physiol Hung*, 90(3), 195-206.
- Cook, D. P.; Mileva, K. N.; James, D. C.; Zaidell, L. N.; Goss, V. G., & Bowtell, J. L. (2011). Triaxial modulation of the acceleration induced in the lower extremity during whole-body vibration training: a pilot study. *J Strength Cond Res*, 25(2), 298-308.
- De Luca, C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13, 135-163.
- Di Tano, G.; Fulle, S.; Pietrangelo, T.; Bellono, R., & Fanó, G. (2005). Sarcopenia: characteristics, genesis, remedies. *Sport Sci Health*, 1, 69-74.
- Ehrlich, G., & Khaltaev, N. (1999). Low back pain initiative. *World Health Organization*.
- Faigenbaum, A. D.; Kraemer, W. J.; Blimkie, C. J.; Jeffreys, I.; Micheli, L. J.; Nitka, M., & Rowland, T. W. (2009). Youth resistance training: updated position statement paper from the national strength and conditioning association. *J Strength Cond Res*, 23(5 Suppl), S60-79.
- Fratini, A.; La Gatta, A.; Bifulco, P.; Romano, M., & Cesarelli, M. (2009). Muscle motion and EMG activity in vibration treatment. *Med Eng Phys*, 31(9), 1166-1172.
- Gojanovic, B.; Feihl, F.; Liaudet, L.; Gremion, G., & Waeber, B. (2011). Whole-body vibration training elevates creatine kinase levels in sedentary subjects. *Swiss Med Wkly*, 141, w13222.
- Hazell, T. J.; Jakobi, J. M., & Kenno, K. A. (2007). The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Appl Physiol Nutr Metab*, 32(6), 1156-1163.
- Hazell, T. J.; Kenno, K. A., & Jakobi, J. M. (2010). Evaluation of muscle activity for loaded and unloaded dynamic squats during vertical whole-body vibration. *J Strength Cond Res*, 24(7), 1860-1865.
- Hazell, T. J.; Thomas, G. W.; Deguire, J. R., & Lemon, P. W. (2008). Vertical whole-body vibration does not increase cardiovascular stress to static semi-squat exercise. *Eur J Appl Physiol*, 104(5), 903-908.

- Kelly, S. B.; Alvar, B. A.; Black, L. E.; Dodd, D. J.; Carothers, K. F., & Brown, L. E. (2010). The effect of warm-up with whole-body vibration vs. cycle ergometry on isokinetic dynamometry. *J Strength Cond Res*, 24(11), 3140-3143.
- Lamont, H. S.; Cramer, J. T.; Bemben, D. A.; Shehab, R. L.; Anderson, M. A., & Bemben, M. G. (2010). Effects of adding whole body vibration to squat training on isometric force/time characteristics. *J Strength Cond Res*, 24(1), 171-183.
- Marin, P. J.; Bunker, D.; Rhea, M. R., & Ayllon, F. N. (2009). Neuromuscular activity during whole-body vibration of different amplitudes and footwear conditions: implications for prescription of vibratory stimulation. *J Strength Cond Res*, 23(8), 2311-2316.
- Marin, P. J., & Rhea, M. R. (2010). Effects of vibration training on muscle strength: a meta-analysis. *J Strength Cond Res*, 24(2), 548-556.
- Marin, P. J.; Santos-Lozano, A.; Santin-Medeiros, F.; Delecluse, C., & Garatachea, N. (2011). A comparison of training intensity between whole-body vibration and conventional squat exercise. *J Electromyogr Kinesiol*, 21(4), 616-621.
- McClain, J. J.; Hart, T. L.; Getz, R. S., & Tudor-Locke, C. (2010). Convergent Validity of 3 Low Cost Motion Sensors With the ActiGraph Accelerometer. *J Phys Act Health*, 7(5), 662-670.
- Mileva, K. N.; Bowtell, J. L., & Kossev, A. R. (2009). Effects of low-frequency whole-body vibration on motor-evoked potentials in healthy men. *Exp Physiol*, 94(1), 103-116.
- Noorloos, D.; Tersteeg, L.; Tiemessen, I. J.; Hulshof, C. T., & Frings-Dresen, M. H. (2008). Does body mass index increase the risk of low back pain in a population exposed to whole body vibration? *Appl Ergon*, 39(6), 779-785.
- Rittweger, J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *Eur J Appl Physiol*, 108(5), 877-904.
- Ritzmann, R.; Kramer, A.; Gruber, M.; Gollhofer, A., & Taube, W. (2010). EMG activity during whole body vibration: motion artifacts or stretch reflexes? *Eur J Appl Physiol*.
- Schwanbeck, S.; Chilibeck, P. D., & Binsted, G. (2009). A comparison of free weight squat to Smith machine squat using electromyography. *J Strength Cond Res*, 23(9), 2588-2591.
- Verschueren, S. M.; Roelants, M.; Delecluse, C.; Swinnen, S.; Vanderschueren, D., & Boonen, S. (2004). Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *J Bone Miner Res*, 19(3), 352-359.
- Yue, Z., y Mester, J. (2002). A model analysis of internal loads, energetics, and effects of wobbling mass during the whole-body vibration. *J Biomech*, 35(5), 639-647.