

## **Efectos de un entrenamiento vibratorio sobre la actividad del rectus abdominis y sobre la transmisión de aceleraciones durante la realización de un puente frontal**

### **Effects of whole body vibration on rectus abdominis activity and transmission of accelerations during a front bridge exercise**

**Juan Francisco Lisón-Párraga, Mireia Martí-Salvador, Daniel Harto-Cea,  
Paola Julián-Rufino, Jorge Valero-Navarro**

Facultad de Ciencias de la Salud. Universidad CEU-Cardenal Herrera. Moncada (Valencia)

**Francisco José Vera-García**

Centro de Investigación del Deporte. Universidad Miguel Hernández de Elche

**Pedro Pérez-Soriano, Salvador Llana-Belloch**

Departamento de Educación Física y Deportiva. Universidad de Valencia

#### **Resumen**

Durante las dos últimas décadas se ha incrementado notablemente la utilización de la vibración como medio complementario de ejercicio físico. La literatura científica muestra distintos efectos positivos, aunque la mayor parte de ensayos se han centrado en el análisis del ejercicio de squat. El objetivo del presente estudio fue analizar la actividad muscular del rectus abdominis y la transmisión de la vibración en el cuerpo humano durante la realización de un puente frontal sobre una plataforma vibratoria oscilante vibrando a diferentes frecuencias (5, 16, 20 Hz) y a una amplitud constante (3 mm). Las aceleraciones máximas en la cabeza (ejes X, Y, Z) y la actividad electromiográfica media del rectus abdominis fueron determinadas en 31 sujetos sanos por medio de un acelerómetro triaxial y electromiografía de superficie. Para cada eje se calculó un coeficiente de amortiguación restando la aceleración máxima registrada en la cabeza a la aceleración máxima registrada sobre la plataforma. La actividad electromiográfica del rectus abdominis y los coeficientes de amortiguación en los ejes X y Z aumentaron significativamente con cada incremento en la frecuencia de vibración de la plataforma ( $p < 0.001$ ). Se concluye que el puente frontal sobre plataforma vibratoria a las frecuencias de 16-20 Hz constituye un ejercicio eficaz para reclutar las fibras musculares del rectus abdominis en la población de estudio.

**Palabras claves:** vibración corporal; aceleración; electromiografía; puente frontal.

#### **Abstract**

Whole-body vibration exercise have been widely used during the last two decades, with most scientific publications reporting various positive effects. Most commonly, squat exercises have been studied. Instead, this study explored the rectus abdominis activity and the transmission of sinusoidal vibration to the human body during the performance of front bridges on a oscillating vibration platform at different frequencies (5, 16, 20 Hz) with constant amplitude (3 mm). Maximal vibration-induced accelerations at the head (axis X, Y, Z) and mean electromyographic activity were assessed in thirty-one healthy subjects using a skin-mounted triaxial accelerometer and surface electromyography. A damping coefficient was calculated for each axis as the difference between platform and head maximal accelerations. Rectus abdominis activity and the damping coefficients in the axis X and Z significantly increased with each increment in the platform vibration frequency ( $p < 0.001$ ). It is concluded that a front bridge on an oscillating vibration platform vibrating at 16-20 Hz is effective to activate significantly the rectus abdominis muscles in the studied population.

**Key words:** whole body vibration; acceleration; electromyography; front bridge.

Correspondencia/correspondence: Mireia Martí Salvador  
Departamento de Fisioterapia. Facultad de Ciencias de la Salud. Universidad CEU-Cardenal Herrera.  
Moncada (Valencia). España.  
E-mail: mireia.marti@uch.ceu.es

## Introducción

**D**urante las dos últimas décadas se ha incrementado notablemente la utilización de la vibración como medio complementario de entrenamiento o de terapia física (Cochrane y Stannard, 2005; Lau, Liao, Yu, Teo, Chung y Pang, 2011; Rauch, Sievanen, Boonen, Cardinale, Degens, Felsenberg, Roth, Schoneau, Verschueren y Rittweger, 2010).

Una vibración es un estímulo mecánico caracterizado por un movimiento oscilatorio sinusoidal. Las variables mecánicas que determinan la intensidad de una vibración son la frecuencia y la amplitud (Cardinale y Bosco, 2003; Kiiski, Heinonen, Järvinen, Kannus y Sievänen, 2008). Múltiples estudios en humanos han analizado los posibles efectos nocivos de las vibraciones a frecuencias y amplitudes específicas. Así, se ha verificado que exposiciones prolongadas a determinados estímulos vibratorios inducen fatiga muscular (Adamo, Martin y Johnson, 2002), reducen la frecuencia de descarga de las unidades motoras y la fuerza de contracción muscular (Bongiovanni, Hagbarth y Stjernberg, 1990; Necking, Lundborg y Fridén, 2002), disminuyen la velocidad de conducción nerviosa y atenúan la percepción (Dupuis y Jansen, 1981). Sin embargo, estudios recientes sugieren que las vibraciones, utilizadas a frecuencias superiores a la frecuencia de resonancia (5-15 Hz) (Mester, Kleinöder y Yue, 2006) y a amplitudes bajas (<0,5 mm) (Kiiski, Heinonen, Järvinen, Kannus y Sievänen, 2008), constituyen una alternativa eficaz para ejercitar los distintos componentes del sistema musculoesquelético. En este sentido, estudios realizados sobre plataformas vibratorias han mostrado mejoras significativas en la fuerza y potencia muscular en distintas poblaciones (Bosco, Cardinale, Tsarpela, Colli, Tihanyi, Von Duvillard y Viru, 1998; Bosco, Colli, Introine, Cardinale, Tsarpela y Madella, 1999; Bosco, Lacovelli, Tsarpela, Cardinale, Bonifazi, Tihanyi, Viru, De Lorenzo y Viru, 2000; Cardinale y Bosco, 2003; Delecluse, Roelants y Verschueren, 2003; Rhen, Lidström, Skoglund y Lidström, 2007; Rittweger, Just, Kautzsch, Reeg y Felsenberg, 2002; Roelants, Delecluse, Goris y Verschueren, 2004a; Roelants, Delecluse y Verschueren, 2004b; Rønnestad, 2004; Russo, Lauretani, Bandinelli, Bartali, Cavazzini, Guralnik y Ferrucci, 2003; Salvarani, Agosti, Zanre, Ampollinin, Montagna y Franceschini, 2003; Torvinen, Kannus, Sievänen, Järvinen, Pasanen, Kontulainen, Järvinen, Järvinen y Vuori, 2002; Torvinen, Kannus, Sievänen, Järvinen, Pasanen, Kontulainen, Nenonen, Järvinen, Paakkala, Järvinen y Vuori, 2003; Verschueren, Roelants, Delecluse, Swinnen, Vanderschueren y Boonen, 2004).

Cuando una vibración es aplicada sobre el cuerpo humano todo el aparato locomotor se ve afectado, tanto en sus aspectos estructurales como en su función. Así, uno de los principales mecanismos del cuerpo humano implicados en la amortiguación de las vibraciones es la modulación de la actividad muscular (Wakeling y Nigg, 2001; Wakeling, Nigg y Rozitis, 2002). A mayor nivel de activación del músculo, mayor coeficiente de amortiguación muscular y menores efectos nocivos de la vibración (Ettema y Huijing, 1994; Wakeling y Nigg, 2001). Por tanto, las plataformas vibratorias pueden constituir un instrumento potencialmente válido para estimular las contracciones musculares y, consecuentemente, mejorar la adaptación muscular frente a este tipo de estímulos.

Las plataformas vibratorias disponibles en el mercado funcionan a frecuencias y amplitudes variables, habitualmente comprendidas entre 4-60 Hz y 1-10 mm, respectivamente (Cardinale y Wakeling, 2005). Las aceleraciones generadas a frecuencias y amplitudes altas pueden alcanzar 15 g ( $1 \text{ g} = 9,81 \text{ m/s}^2$ ), sobrepasando ampliamente los valores de seguridad (ISO 1997). Considerando todas las posibles combinaciones de

frecuencias y amplitudes, así como el nivel de tolerancia de los tejidos a la vibración, una gran variedad de protocolos podrían ser utilizados en humanos. Por otra parte, el conocimiento actual sobre los posibles efectos del ejercicio físico sobre plataforma vibratoria es todavía limitado, y la mayor parte de estudios realizados hasta la fecha han analizado sus efectos fisiológicos y funcionales sobre la musculatura del miembro inferior en sujetos ejercitándose en posición de bipesdestación (Bosco y col., 1998; Da Silva-Grigoletto, De Hoyo, Sañudo, Carrasco y García-Manso, 2011; Delecluse y col., 2003; Lau y col., 2011; Pollock, Woledge, Mills, Martin y Newham, 2011; Roelants y col., 2004 a; Roelants y col., 2004 b; Rønnestad, 2004; Russo y col., 2003; Salvarani y col., 2003; Torvinen y col., 2002; Torvienen y col., 2003; Verschueren y col., 2004).

Entre las posibilidades de ejecución sobre las plataformas vibratorias se encuentran los ejercicios de estabilización raquídea conocidos como “puentes” o “bridges”, que consisten en mantener diferentes posturas en posición supina, lateral o prona con el raquis y la pelvis alineados (McGill y Karpowicz, 2009). Aunque existe una gran cantidad de estudios electromiográficos y mecánicos que han demostrado la eficacia y seguridad de estos ejercicios (Bjerkefors, Ekblom, Josefsson y Thorstensson, 2010; Ekstrom, Donatelli y Carp, 2007; Kavcic, Grenier y McGill, 2004; Konrad, Schmitz y Denner, 2001; McGill y Karpowicz, 2009; Stevens, Bouche, Mahieu, Coorevits, Vanderstraeten y Danneels, 2006), no tenemos constancia de estudios que hayan analizado la participación de músculos del tronco durante la ejecución de los puentes sobre plataformas vibratorias.

El objetivo del presente estudio fue analizar el nivel de activación muscular del rectus abdominis y la transmisión de la vibración hasta la cabeza durante la realización de un puente frontal (posición prona) sobre una plataforma vibratoria, vibrando a distintas frecuencias y con una amplitud constante.

## **Material y método**

### *Participantes*

El estudio fue realizado sobre una muestra aleatorizada de alumnos de master de Fisioterapia de la Universidad CEU Cardenal Herrera: 12 mujeres y 19 hombres (n=31). La muestra presentaba una media de edad de  $25,9 \pm 5,3$  años, una altura de  $1,70 \pm 0,10$  m y una masa  $69,1 \pm 13,3$  kg.

Los criterios de inclusión fueron los siguientes: sujetos sanos, de edades comprendidas entre 18 y 35 años y no haber realizado entrenamiento sobre plataforma vibratoria durante los dos últimos meses. Fueron excluidos del estudio los sujetos que presentaban lumbalgia aguda, escoliosis, lesión musculoesquelética, hipertensión arterial, enfermedades coronarias o cualquier otro tipo de patología que contraindicase la realización de puentes frontales, y/o cirugía abdominal previa.

Se informó a los sujetos sobre la ejecución de los ejercicios y todos ellos dieron su conformidad por escrito para participar en el estudio, que fue aprobado por el Comité Ético de la Universidad y respetó en todo caso los principios de la Declaración de Helsinki.

### *Material*

El registro de la actividad eléctrica del músculo rectus abdominis se realizó con el electromiógrafo de superficie Muscle Tester ME6000s (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 2.5s 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 1cm.

Para analizar la aceleración en los distintos ejes (X, Y, Z), se empleó un acelerómetro triaxial (modelo Sportmetrics®, masa total: 55 g, dimensiones: 64x42x24 mm, equivalencias:  $\max. \pm 9.81 \text{ m/s}^2 \sim 1 \text{ g}$ , rango de medida:  $\pm 10\text{g}$ ). La señal del acelerómetro fue adquirida por Rf Bluetooth mediante PC, con una frecuencia de 500 Hz a través del software SignalFrameBlt (Sportmetrics®). Un “offset” igual a la gravedad terrestre fue restado a todas las señales de aceleración para que éstas empezaran en  $0 \text{ m/s}^2$ .

Los ejercicios se realizaron sobre una plataforma vibratoria Galileo Basic® (Novotec Medical GmbH, Pforzheim, Germany) de dimensiones 470 x 270 mm, peso de 35,5 kg y carga máxima de 120 kg (sistema eléctrico de 230 V AC, 50-60 Hz y 400 VA). Este modelo genera vibraciones de amplitudes comprendidas entre de 0-3,9 mm y de frecuencias entre 5-30 Hz.

### *Método*

Se registró la actividad eléctrica del músculo rectus abdominis derecho. Previamente a la colocación de los electrodos, la piel fue rasurada y limpiada con alcohol y algodón. Los electrodos se colocaron a la derecha de la línea alba, a 3 cm del ombligo y en el sentido longitudinal de las fibras musculares. La distancia entre el centro de cada par de electrodos fue siempre de 2,5 cm. El electrodo de referencia se situó a nivel de la última costilla.

El acelerómetro fue fijado al hueso frontal con cinta adhesiva de doble cara y asegurado a la frente con tape y con una cinta elástica que rodeaba la cabeza.

El procedimiento constó de las siguientes pruebas:

#### *1ª) Máxima contracción voluntaria (MCV) de la musculatura abdominal.*

Los sujetos fueron colocados en sedestación sobre una camilla con las plantas de los pies sobre ésta y con las rodillas en flexión de 90°. El investigador se situó detrás de la camilla para resistir los movimientos de flexión, lateralización y rotación del tronco (Vera-García, Moreside y McGill, 2010). Cada sujeto realizó dos repeticiones de la MCV, cuya duración total fue de 10 s. Un segundo investigador que sujetaba los pies estimuló verbalmente a los sujetos durante las contracciones máximas.

#### *2ª) Puente frontal sobre la plataforma sin vibración (PF0).*

Los sujetos se colocaron en decúbito prono con los antebrazos apoyados sobre la plataforma vibratoria y los pies juntos en el suelo con los talones en contacto. Los miembros inferiores, tronco, cuello y cabeza debían permanecer perfectamente alineados, con la columna en posición “neutral” (Vera-García, Brown, Gray y McGill, 2006; Vera-García, Elvira, Brown y McGill 2007). Para ello, el húmero se posicionaba perpendicular a la superficie de la plataforma y los codos en flexión de 90° (Figura 1).

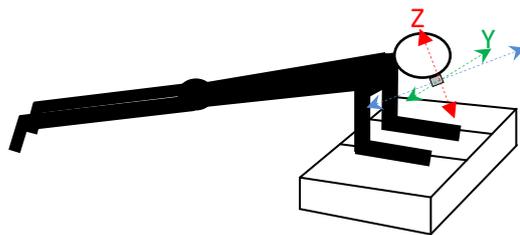


Figura 1. Posición del acelerómetro (y ejes de movimiento) realizando el puente frontal (PF) sobre la plataforma vibratoria.

### *3ª) Puente frontal sobre la plataforma con vibración.*

Los sujetos se colocaron en la misma posición que en el ejercicio anterior y realizaron 3 ejercicios con la plataforma vibrando a 5, 16 y 20 Hz (PF5, PF16 y PF20) y con una amplitud constante de 3 mm. No se emplearon frecuencias superiores a 20 Hz debido a la proximidad del foco generador a la cabeza y a las dificultades de los sujetos para mantener la posición.

La duración de cada puente frontal fue de 9 s y la recuperación entre ejercicios de 1 min. Para evitar el posible efecto de la vibración sobre las variables de estudio en el ejercicio sin vibración, el orden de ejecución de los ejercicios no fue aleatorizado, y todos los sujetos comenzaron con el ejercicio sin vibración.

Dado que la amplitud de la vibración en la plataforma Galileo Basic® aumenta conforme el sujeto se aleja de la línea central de la superficie oscilante (sistema de vibración oscilante), en los 4 ejercicios, todos los sujetos apoyaron los antebrazos sobre 2 líneas marcadas a una misma distancia de la línea central (Figura 1).

Todos los sujetos realizaron un ensayo previo a los registros en el que se les informó sobre la correcta ejecución de los ejercicios.

Previamente al registro de los ejercicios se determinaron las aceleraciones máximas (ejes X, Y, Z) generadas por la plataforma vibrando libre de carga (VLC) a las distintas frecuencias del estudio (VLC5, VLC16, VLC20). Para ello se fijó el acelerómetro sobre una de las 2 líneas equidistantes a la línea central y se registraron las aceleraciones en los 3 ejes durante 9 s.

### *Tratamiento de datos*

El software utilizado para el análisis de los datos de electromiografía (EMG) fue el MegaWin 2.5®. La señal EMG fue rectificadas y suavizada mediante el promediado de los datos cada 0,01s. Para el análisis de los datos se seleccionaron los 3 s centrales de cada ejercicio y se calculó la media de la actividad EMG del rectus abdominis, expresando los valores como porcentaje del valor máximo de amplitud obtenido durante las MCV.

Se desarrolló una aplicación mediante el software Matlab 7.0 para tratar las señales de acelerometría en los distintos registros (VLC5, VLC16, VLC20, PF5, PF16 y PF20), obteniendo en cada eje y para cada registro la media de las aceleraciones máximas (expresadas en “g”) de los ciclos oscilatorios registrados durante los 3 s centrales. Los datos fueron preprocesados utilizando un filtro paso bajo Chebyshev de orden 8 con una frecuencia de corte de 50 Hz. El análisis espectral se llevó a cabo con el periodograma modificado utilizando el método Welch-WOSA con una ventana Hamming de 4096 puntos

de duración, un solape del 50% entre secciones eventanadas adyacentes y una transformada de Fourier rápida (FFT) de 8192 puntos.

Para valorar la existencia de amortiguación de la vibración del aparato locomotor desde la plataforma vibratoria (foco generador) hasta la cabeza, se calculó, para cada eje y en cada frecuencia de vibración, la diferencia de las aceleraciones máximas restando la aceleración registrada en la cabeza a la registrada en la plataforma vibratoria.

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

-Porcentaje de actividad EMG del recto de abdomen en los 4 ejercicios (PF0, PF5, PF16, PF20);

-Aceleraciones máximas de la cabeza en los ejes X, Y y Z en los 3 ejercicios con vibración (PF5, PF16, PF20);

-Diferencias de aceleraciones máximas plataforma-cabeza en los 3 ejes y en los 3 ejercicios con vibración.

#### *Análisis estadístico*

Se comprobó previamente la normalidad de todas las variables de estudio mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

Se realizó un ANOVA de un factor de medidas repetidas intra-sujeto para comparar:

-El porcentaje de actividad EMG del rectus abdominis entre las distintas frecuencias.

-Las aceleraciones máximas de la cabeza (ejes X, Y, Z) entre las distintas frecuencias.

-Las diferencias de aceleraciones máximas plataforma-cabeza en cada eje en las distintas frecuencias.

El análisis de los datos se realizó con el programa estadístico SPSS versión 18.0 para Windows (SPSS, Chicago, IL, EEUU). Para todas las pruebas estadísticas se estableció un nivel de significación de 0,05.

## **Resultados**

El porcentaje de actividad EMG del rectus abdominis aumentó con cada incremento en la frecuencia de vibración de la plataforma (Figura 2). El ANOVA de los efectos principales mostró diferencias significativas entre las distintas frecuencias ( $p < 0,001$ ). Las pruebas post hoc (Bonferroni) mostraron diferencias significativas en todas las comparaciones por pares.

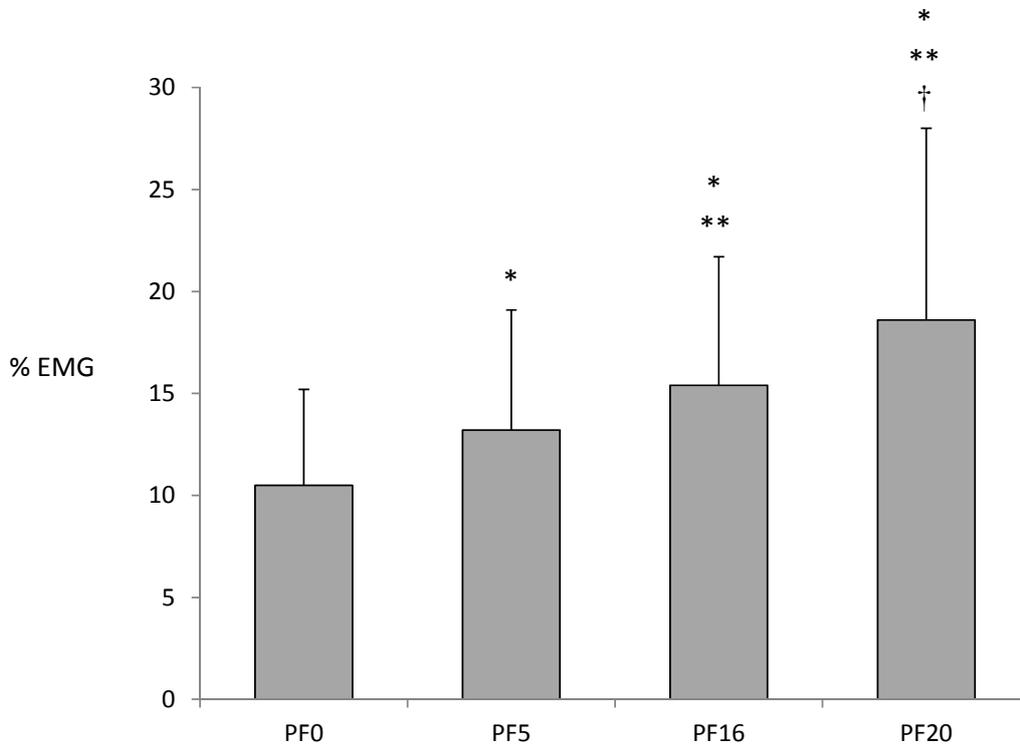


Figura 2. Porcentajes de actividad EMG del rectus abdominis durante la realización de puentes frontales a distintas frecuencias de vibración sobre la plataforma: sin vibración (PF0), 5 Hz (PF5), 16 Hz (PF16) y 20 Hz (PF20).

\* Diferencias significativas vs PF0 ( $p < 0,05$ ).

\*\* Diferencias significativas vs PF5 ( $p < 0,05$ ).

† Diferencias significativas vs PF16 ( $p < 0,05$ ).

En la tabla 1 se muestran los resultados de las comparaciones de las aceleraciones máximas de la cabeza a distintas frecuencias de vibración de la plataforma. El ANOVA de los efectos principales mostró diferencias significativas entre frecuencias en los ejes X e Y ( $p < 0,001$ ), no encontrándose diferencias en el eje Z. Las pruebas post hoc revelaron mayores valores de aceleración en los ejes X e Y cuando la plataforma vibró a frecuencias altas (16 y 20 Hz) respecto a la frecuencia de 5 Hz.

Tabla 1. Comparación de los valores de aceleración máxima en los distintos ejes (expresados en “g”) medidos en la cabeza a distintas frecuencias: 5 Hz (PF5), 16 Hz (PF16) y 20 Hz (PF20).

Media  $\pm$  Desviación estándar.

\* Diferencias significativas vs PF5 ( $p < 0,05$ ).

EJE	Puentes frontales			Efectos principales (valor de p)
	PF5	PF16	PF20	
X	0,85 $\pm$ 0,16	1,14 $\pm$ 0,18*	1,22 $\pm$ 0,24*	<0,001
Y	0,27 $\pm$ 0,17	0,45 $\pm$ 0,25*	0,48 $\pm$ 0,24*	<0,001
Z	0,84 $\pm$ 0,13	0,90 $\pm$ 0,14	0,86 $\pm$ 0,16	0,082

La tabla 2 muestra los resultados de la comparación de las diferencias de las aceleraciones máximas plataforma-cabeza a distintas frecuencias. El ANOVA de los efectos principales mostró diferencias significativas entre las 3 frecuencias en los 3 ejes. La diferencia de aceleraciones máximas plataforma-cabeza aumentó de forma significativa en los ejes X y Z con cada incremento en la frecuencia de vibración de la plataforma.

Tabla 2. Comparación de las diferencias de las aceleraciones máximas plataforma-cabeza en los distintos ejes (expresados en “g”) a distintas frecuencias: 5 Hz (PF5), 16 Hz (PF16) y 20 Hz (PF20).

Media  $\pm$  Desviación estándar.

\* Diferencias significativas vs PF5 ( $p < 0,05$ ).

† Diferencias significativas vs PF16 ( $p < 0,05$ ).

EJE	Puentes frontales			Efectos principales (valor de p)
	PF5	PF16	PF20	
X	-0,64 $\pm$ 0,16	-0,38 $\pm$ 0,18*	-0,17 $\pm$ 0,27*†	<0,001
Y	-0,26 $\pm$ 0,17	-0,39 $\pm$ 0,25*	-0,37 $\pm$ 0,24*	0,003
Z	-1,54 $\pm$ 0,13	0,9 $\pm$ 0,14*	2,17 $\pm$ 0,15*†	<0,001

## Discusión

La vibración corporal total o “*whole body vibration*” (WBV) se ha popularizado recientemente como un medio para la mejora del sistema musculoesquelético en distintas poblaciones (Cochrane y Stannard, 2005; Lau y col, 2011; Rauch y col, 2010). Sin embargo, la limitada cantidad de trabajos científicos en posiciones distintas a la de bipedestación plantea múltiples interrogantes en relación a su posible y correcta utilización (Rakheja, Dong, Patra, Boileau, Marcotte y Warren, 2010).

La transmisión de la vibración es un fenómeno complejo que depende de varios factores, entre los que destacan dos íntimamente relacionados: la posición corporal y la actividad muscular. La posición del cuerpo sobre la plataforma determina la transmisión y el alcance de la vibración desde el foco generador hasta otras estructuras anatómicas del cuerpo. Por otra parte, la activación muscular se ha propuesto como uno de los principales mecanismos para amortiguar las vibraciones y minimizar así los posibles efectos negativos (Nigg, 1997; Wakeling y col., 2001; Wakeling y col., 2002).

La mayor parte de estudios publicados hasta la fecha han analizado los efectos funcionales y estructurales de la vibración en individuos en posición de bipedestación (por ejemplo: squat con o sin carga adicional). Una reciente revisión sistemática realizada por Rehn (Rehn y col., 2007) concluye que la mayor parte de intervenciones longitudinales de WBV en bipedestación mejoraron significativa y específicamente el rendimiento muscular de los miembros inferiores. Pel y sus colaboradores (Pel, Bagherib, Van Dama, Van den Berg-Emons, Horemans, Stamb y Van der Steena, 2009) han sugerido, en un estudio transversal realizado sobre plataforma vibratoria en posición de squat, que los estímulos vibratorios son amortiguados en los miembros inferiores, no existiendo actividad muscular significativa en el hemicuerpo superior.

La importancia funcional del rectus abdominis y, en especial, su habilidad como retroversor pélvico, flexor y estabilizador del raquis, ha despertado el interés de muchos investigadores por descubrir nuevos métodos para su fortalecimiento.

Que tengamos constancia, este es el primer estudio que analiza los efectos inmediatos de la vibración sobre la activación del rectus abdominis y sobre la amortiguación de ésta durante la realización de un ejercicio isométrico para el fortalecimiento de la musculatura abdominal (puente frontal).

En el presente estudio, la intensidad de la vibración (frecuencia y amplitud) estuvo necesariamente supeditada a la exigencia motora del ejercicio analizado (puente frontal) y a las características de la muestra (sujetos no entrenados). A frecuencias más altas (las habitualmente utilizadas en bipedestación), los sujetos eran incapaces de mantener la posición durante el tiempo estipulado. Por otra parte, algunos estudios ya han incluido con éxito en sus protocolos de entrenamiento ejercicios en bipedestación con frecuencias de vibración bajas (10-15 Hz) para conseguir adaptaciones en poblaciones especiales, especialmente en la tercera edad (Bruyere, Wuidart, Palma, Gourlay, Ethgen, Richy y Reginster, 2005; Russo y col., 2003).

Los resultados del presente estudio mostraron aumentos significativos en la activación del rectus abdominis conforme se incrementó la frecuencia de vibración de la plataforma. Estos resultados concuerdan con los obtenidos por otros autores en la musculatura del tren inferior y confirman la teoría de que la activación muscular está implicada en la amortiguación de la vibración. Esta respuesta muscular a la vibración parece estar mediada por el reflejo miotático. La vibración habría estimulado el huso neuromuscular a través de fibras aferentes Ia, y habría facilitado la contracción muscular del rectus abdominis tras la activación de las motoneuronas alfa homónimas (Cardinale y col., 2003; Roelants y col., 2004).

Debido a su posición en la frente, el movimiento del acelerómetro en los ejes X, Y y Z traduciría esencialmente movimientos en la cabeza de traslación longitudinal, lateralización y flexo-extensión, respectivamente. Las aceleraciones de la cabeza registradas en el eje X aumentaron conforme se incrementó la frecuencia de vibración.

Aunque en sentido estricto no podemos afirmar que existiera amortiguación (las aceleraciones en la cabeza fueron superiores a las registradas en la plataforma en todas las frecuencias), el hecho de que la diferencia de aceleraciones máximas plataforma-cabeza aumentase significativamente conforme aumentó la frecuencia puso de manifiesto una tendencia a la amortiguación. Así, no se encontraron cambios significativos en las aceleraciones de la cabeza registradas en el eje X cuando la frecuencia aumentó de 16 a 20 Hz.

Más interesante fue aún la ausencia de diferencias significativas entre las aceleraciones máximas de la cabeza registradas en el eje Z a las distintas frecuencias, resultado probablemente también explicado por el significativo aumento de la diferencia de aceleraciones máximas plataforma-cabeza conforme se incrementó la frecuencia de vibración de la plataforma. Así por ejemplo, la aceleración máxima en el eje Z registrada en la plataforma vibrando libre de carga a una frecuencia de 20 Hz superó las 3 g [valor que sobrepasa los límites de la salud (ISO 1997)]. Sin embargo, la aceleración máxima registrada en la cabeza en ese mismo eje no alcanzó el valor de 1 g, evidenciando la importante respuesta amortiguadora de las distintas estructuras corporales implicadas. Por tanto, cuanto mayor fue la frecuencia de vibración de la plataforma mayores fueron las

diferencias de aceleraciones máximas plataforma-cabeza en el los ejes X y Z, ejes que traducen los movimientos potencialmente más peligrosos de la cabeza; y entre las estructuras anatómicas que potencialmente pudieron contribuir a la amortiguación de las vibraciones posiblemente se encontrase el rectus abdominis, como así lo sugiere el hecho de que su actividad aumentase significativamente con los incrementos en la frecuencia de vibración.

Como todo trabajo experimental, el presente trabajo está sujeto a posibles limitaciones que deberían tenerse en consideración. En primer lugar, la precisión del registro de las aceleraciones de la cabeza no fue máxima, porque por motivos éticos y de seguridad los acelerómetros no se implantaron directamente sobre el hueso frontal. En cualquier caso, el procedimiento de montar los acelerómetros sobre la piel, además de no invasivo, ofrece resultados bastante fiables cuando el registro se realiza a frecuencias inferiores a 30 Hz (Lafortune, Henning y Valiant, 1995; Mansfield y Griffin, 2000; Kim, Voloshin, Johnson y Simkin, 1993; Kitazaki y Griffin, 1995).

En segundo lugar, cabe la posibilidad de que la frecuencia y amplitud de vibración de la plataforma se vieran ligeramente alteradas por la masa de los sujetos. Al no disponer de un segundo acelerómetro, el registro de la aceleración original de la plataforma no se realizó simultáneamente a la ejecución del puente frontal, sino que se registró con la plataforma libre de carga. No obstante, la potencia eléctrica del modelo de plataforma utilizado, a diferencia de la mayor parte de plataformas comerciales, garantiza la estabilidad de la amplitud y frecuencia de vibración en situaciones de carga (Pel y col., 2009).

Por último, señalar que las vibraciones pudieron haber introducido ruido en la señal EMG, alterando en cierta medida la amplitud de la señal registrada. En este sentido, Ritzmann y col. (Ritzmann, Kramer, Gruber, Gollhofer y Tauber, 2010) concluyen en un estudio reciente que los incrementos en la amplitud de la señal EMG en los músculos expuestos a vibración se deben a una respuesta refleja de estiramiento, y que la contribución de los artefactos es insignificante. En cualquier caso, para reducir el efecto de la vibración sobre la señal EMG se examinó visualmente cada uno de los registros y se eliminaron los artefactos detectados.

Aunque los resultados obtenidos en el presente estudio pueden orientar sobre la posible utilidad de la plataforma vibratoria como instrumento para el fortalecimiento de la musculatura abdominal, debemos ser cautos a la hora de establecer recomendaciones de uso. La media de edad de la población analizada fue de 26 años. Pese a la juventud de la muestra, algunos sujetos tuvieron dificultades para mantener la posición durante los nueve segundos que duraron los ejercicios a frecuencias más altas (16 y 20 Hz), y dos de ellos informaron de sensación nauseosa tras la finalización de las pruebas. Otros autores ya han advertido del riesgo de mareo cuando se trabaja sobre plataformas vibratorias (Rubin, Pope, Fritton, Magnusson, Hansson y McLeod, 2003). Es evidente que la exigencia motora para la realización de un puente frontal sobrepasa las capacidades funcionales de algunos grupos poblacionales, especialmente el de la tercera edad, en el que ya se han conseguido mejoras significativas en otros parámetros fisiológicos [masa muscular (Runge, Rehfeld y Resnicek, 2000) y densidad mineral ósea (Verschueren y col., 2004)] y con otros protocolos de WBV. Por otra parte, desconocemos si un programa de entrenamiento para el acondicionamiento de la musculatura abdominal basado en la WBV superaría -en términos de mejora del rendimiento neuromuscular- a un programa convencional de entrenamiento de la fuerza, de la resistencia o de la estabilización activa del raquis, cualidades todas ellas importantes para la prevención y el tratamiento de las lesiones del

raquis lumbar. Cardinale (Cardinale y Wakeling, 2005) ya ha advertido de la dificultad de conseguir mejoras en la fuerza por medio de un entrenamiento basado en WBV en atletas bien entrenados; sin embargo, no tenemos constancia de estudios que analicen el efecto de la vibración sobre la estabilidad de las estructuras raquídeas.

Se concluye que el puente frontal sobre plataforma vibratoria a las frecuencias de 16-20 Hz constituye un ejercicio eficaz para reclutar las fibras musculares del rectus abdominis en la población de estudio. No obstante, futuros estudios longitudinales, controlados y aleatorizados, en distintos grupos poblacionales (sanos o patológicos), en los que se comparen distintos entrenamientos con distintos protocolos de intervención (variando posición corporal, frecuencia/amplitud de la vibración, duración del estímulo, etc.), son necesarios para esclarecer el óptimo uso de la vibración como medio para la mejora de la fuerza, de la resistencia y de la estabilización activa del raquis, o para el tratamiento de algunas patologías como la sarcopenia, osteoporosis, trastornos vestibulares o dolor lumbar crónico.

## Bibliografía

- Adamo, D. E.; Martin, B. J., & Jhonson, P. W. (2002). Vibration induce muscle fatigue, a possible contribution to musculoskeletal injury. *Eur J Appl Physiol*, 88, 134-40.
- Bjerkefors, A., Ekblom, M.M., Josefsson, K., & Thorstensson, A. (2010). Deep and superficial abdominal muscle activation during trunk stabilization exercises with and without instruction to hollow. *Man Ther*, 15(5), 502-07.
- Bongiovanni, L. G.; Hagbarth, K. E., & Stjernberg, L. (1990). Prolonged muscle vibration reducing motor unit output in maximal voluntary contractions in man. *J Physiol*, 423, 15-26.
- Bosco, C.; Cardinale, M.; Tsarpela, O.; Colli, R.; Tihanyi, J.; Von Duvillard, S., & Viru, A. (1998) The influence of whole body vibration on jumping performance. *Biol Sport*, 15, 157-64.
- Bosco, C.; Colli, R.; Introine, E.; Cardinale, M.; Tsarpela, O., & Madella, A. (1999). Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clin Physiol*, 19, 183-87.
- Bosco, C.; Lacovelli, M.; Tsarpela, O.; Cardinale, M.; Bonifazi, M.; Tihanyi, J.; Viru, M.; De Lorenzo, A., & Viru, A. (2000). Hormonal responses to whole-body vibration in men. *Eur J Appl Physiol*, 81, 449-54.
- Bruyere, O.; Wuidart, M.; Palma, E.; Gourlay, M.; Ethgen, O.; Richy, F., & Reginster, J. (2005). Controlled whole body vibration to decrease fall risk and improve health-related quality of life of nursing home residents. *Arch Phys Med Rehabil*, 86, 303-7.
- Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The effects of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sport Sci Rev*, 31, 3-7.
- Cardinale, M., & Wakeling, J. (2005). Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *Br J Sports Med*, 39, 585-89.
- Cochrane, D., & Stannard, S. (2005). Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female hockey players. *Br J Sports Med*, 39, 860-65.
- Da Silva-Grigoletto, M.E.; De Hoyo, M.; Sañudo, B.; Carrasco, L., & García-Manso, J.L. (2011). Determining the Optimal Whole-Body Vibration Dose-response Relationship for Muscle Performance. *J Strength Cond Res*, Epub ahead of print.

- Delecluse, C.; Roelants, M., & Verschueren, S. (2003). Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med Sci Sports Exerc*, 35, 1033-41.
- Dupuis, H., & Jansen, G. (1981). *Immediate effects of vibration transmitted to the hand*. In: Bianchi G, Frolvlov KV, Oledzky A, eds. *Man under vibration: suffering and protection*. Amsterdam: Elsevier, 76-86.
- Ekstrom, R.A., Donatelli, R.A., & Carp, K.C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*, 37, 754-62.
- Ettema, G.J.C., & Huijing, P.A. (1994). Frequency response of rat gastrocnemius medialis in small amplitude vibrations. *J Biomech*, 27, 1015-22.
- ISO—International organization for Standardization. (1997). *Mechanical Vibration and Shock-Evaluation of human exposure to whole body vibration*. Part I. General requirements. Geneva, Switzerland. 2631-1.
- Kavcic, N., Grenier, S., & McGill, S.M. (2004). Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine*, 29, 2319-29.
- Kiiski, J.; Heinonen, A.; Järvinen, T.; Kannus, P., & Sievänen, H. (2008). Transmission of Vertical Whole Body Vibration to the Human Body. *Journal of bone and mineral research*, 23, 8.
- Kim, W.; Voloshin, A.S.; Johnson, S.H., & Simkin, A. (1993). Measurement of the impulsive bone motion by skin-mounted accelerometers. *J Biomech Eng*, 115, 47-52.
- Kitazaki, S., & Griffin, M.J. (1995). A data correction method for surface measurement of vibration on the human body. *J Biomech*, 28, 885-90.
- Konrad, P., Schmitz, K., & Denner, A. (2001). Neuromuscular evaluation of trunk-training exercises. *J Athl Train*, 36, 109-18.
- Lafortune, M.A.; Henning, E., & Valiant, G.A. (1995). Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. *J Biomech*, 28, 989-93.
- Lau, R.W.; Liao, L.R.; Yu, F.; Teo, T.; Chung, R.C., & Pang, M.Y. (2011). The effects of whole body vibration therapy on bone mineral density and leg muscle strength in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil*, 25(11), 975-88.
- Mansfield, N.J. & Griffin, M.J. (2000). Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration. *J Biomech*, 33, 933-41.
- McGill, S.M., & Karpowicz, A. (2009). Exercises for spine stabilization: motion/motor patterns, stability progressions, and clinical technique. *Arch Phys Med Rehabil*, 90, 118-26.
- Mester, J.; Kleinöder, H., & Yue, Z. (2006). Vibration training: benefits and risks. *J Biomech*, 39, 1056-65.
- Necking, L. E.; Lundborg, G., y Fridén, J. (2002). Hand muscle weakness in long-term vibration exposur. *J Hand Surg [Br]*, 27B, 520-5.
- Nigg, B.M. (1997). Impact forces in running. *Curr Opin Orthop*, 8, 43-7.
- Pel, J.J.M.; Bagherib, J.; Van Dama, L.M.; Van den Berg-Emons, H.J.G.; Horemansb, H.L.D.; Stamb, H.J., & Van der Steena, J. (2009). Platform accelerations of three different whole-body vibration devices and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. *Medical Engineering & Physics*, 31, 937-44.

- Pollock, R.D.; Woledge, R.C.; Mills, K.R.; Martin, F.C., & Newham, D.J. (2010). Muscle activity and acceleration during whole body vibration: effect of frequency and amplitude. *Clin Biomech*, 25(8), 840-46.
- Rakheja, S.; Dong, R.G.; Patra, S.; Boileau, P.E.; Marcotte, P., & Warren, C. (2010). Biodynamics of the human body under whole-body vibration: Synthesis of the reported data. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40, 710-32.
- Rauch, F.; Sievanen, S.; Boonen, M.; Cardinale, M.; Degens, H.; Felsenberg, J.; Roth, E.; Schoneau, E.; Verschueren, J., & Rittweger, J. (2010). Recommendations of the International Society of Musculoskeletal and Neuronal Interactions. *J Musculoskeletal Neuronal Interact*, 10(3), 193-98.
- Rhen, B.; Lidström, J.; Skoglund, B., & Lindström, B. (2007). Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review. *Scand J Med Sci Sports*, 17, 2-11.
- Rittweger, J.; Just, K.; Kautzsch, K.; Reeg, P., y Felsenberg, D. (2002). Treatment of chronic lower back pain with lumbar extension and whole-body vibration exercise – a randomized controlled trial. *Spine*, 27, 1829-34.
- Ritzmann, R.; Kramer, A.; Gruber, M.; Gollhofer, A., & Tauber W. (2010). EMG activity during whole body vibration: motion artifacts or stretch reflexes? *Eur J Appl Physiol*, 110(1), 143-51.
- Roelants, M.; Delecluse, C.; Goris, M., & Verschueren, S. (2004). Effects of 24 weeks of whole body vibration training on body composition and muscle strength in untrained females. *Int J Sports Med*, 25, 1-5.
- Roelants, M.; Delecluse, C., & Verschueren, S.M. (2004b). Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. *J Am Geriatr Soc*, 52, 901-8.
- Rønnestad, B. (2004). Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats recreationally resistance-trained men. *J Strength Cond Res*, 18, 839-45.
- Rubin, C.; Pope, M.; Fritton, J.C.; Magnusson, M.; Hansson, T., & McLeod, K. (2003). Transmissibility of 15-hertz to 35-hertz vibrations to the human hip and lumbar spine: determining the physiologic feasibility of delivering low-level anabolic mechanical stimuli to skeletal regions at greatest risk of fracture because of osteoporosis. *Spine*, 28, 2621-7.
- Runge, M.; Rehfeld, G., & Resnicek, E. (2000). Balance training and exercise in geriatric patients. *J Musculoskel Neuron Interact*, 1, 61-5.
- Russo, C.; Lauretani, F.; Bandinelli, S.; Bartali, B.; Cavazzini, C.; Guralnik, J., & Ferrucci, L. (2003). High-frequency vibration training increases muscle power in postmenopausal women. *Arch Phys Med Rehab*, 84, 1854-57.
- Salvarani, A.; Agosti, M.; Zanre, A.; Ampollinin, A.; Montagna, L., & Franceschini, M. (2003). Mechanical vibration in the rehabilitation of patients with reconstructed anterior cruciate ligament. *Eur Medicophys*, 39, 19-25.
- Stevens, V.K.; Bouche, K.G.; Mahieu, N.N.; Coorevits, P.L.; Vanderstraeten, G.G., & Danneels, L.A. (2006). Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises. *BMC Musculoskeletal Disord*, 7, 75.
- Torvinen, S.; Kannus, P.; Sievänen, H.; Järvinen, T.; Pasanen, M.; Kontulainen, S.; Järvinen, T.; Järvinen, P., & Vuori, I. (2002). Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sports Exerc*, 34, 1523-28.
- Torvinen, S.; Kannus, P.; Sievänen, H.; Järvinen, T.; Pasanen, M.; Kontulainen, S.; Nenonen, A.; Järvinen, T.; Paakkala, T.; Järvinen, M., & Vuori, I. (2003). Effect of

- 8-month vertical whole body vibration on bone, muscle performance and body balance: a randomized controlled study. *J Bone Min Res*, 18, 876-84.
- Vera-Garcia, F.J.; Brown, S.H.; Gray, J.R., & McGill, S.M. (2006). Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clin Biomech*, 21(5), 443-55.
- Vera-Garcia, F.J.; Elvira, J.L.; Brown, S.H., & McGill, S.M. (2007). Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *J Electromyogr Kinesiol*, 17(5), 556-67.
- Vera-Garcia, F.J.; Moreside, J.M., & McGill, S.M. (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(1), 10-6.
- 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, 352-9.
- Wakeling, J.M., & Nigg, B.M. (2001). Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity. *J Appl Physiol*, 90, 412-20.
- Wakeling, J.M.; Nigg, B.M., & Rozitis, A.I. (2002). Muscle activity in the lower extremity damps the soft-tissue vibrations which occur in response to pulsed and continuous vibrations. *J Appl Physiol*, 93, 1093-103.