

## Influencia de la rodilla en la amortiguación de vibraciones sobre plataforma oscilante

### Influence of the knee in vibration damping on oscillating platform

Alejandro Bruño-Soler<sup>1</sup>, Pedro Pérez-Soriano<sup>2</sup>, Salvador Llana-Belloch<sup>2</sup>, Leticia Fernández-Martín<sup>1</sup>, Gorka Iturrizaga-Altonaga<sup>1</sup>, Juan Francisco Lisón-Párraga<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Facultad de Ciencias de la Salud. Universidad CEU Cardenal Herrera. España.

<sup>2</sup> Departamento de Educación Física y Deportiva. Univesitat de València. España.

#### CORRESPONDENCIA:

Alejandro Bruño Soler

alejandrobunosoler@gmail.com

Recepción: mayo 2013 • Aceptación: octubre 2013

#### Resumen

La utilización de plataformas vibratorias se ha extendido en los ámbitos deportivo y clínico. Sin embargo, son escasos los trabajos sobre su correcta utilización y seguridad. En este estudio transversal se registró, en 22 sujetos sanos ( $23,7 \pm 3,7$  años, talla  $1,75 \pm 0,08$  m, masa  $71,63 \pm 14,5$  kg) con un nivel de actividad física bajo/medio, la aceleración en el eje vertical en la cabeza durante la posición de bipedestación sobre una plataforma vibratoria, en tres angulaciones distintas ( $180^\circ$ ,  $150^\circ$  y  $120^\circ$ ), a tres frecuencias de vibración (5, 16 y 27 Hz) y a una amplitud constante (3 mm). El objetivo del estudio fue valorar la influencia de la posición de la rodilla sobre la transmisión de vibraciones desde la plataforma hasta la cabeza. Los resultados indican que la amortiguación de la vibración aumentó con cada incremento en el grado de flexión de la rodilla, siendo la influencia de la posición articular tanto más relevante cuanto mayor fue la frecuencia de vibración de la plataforma ( $p < 0.001$ ). Estos resultados sugieren que para la realización segura de ejercicios en bipedestación sobre plataforma vibratoria a intensidades altas debe evitarse la extensión completa de rodilla.

**Palabras clave:** Vibración, aceleración, transmisión, cabeza, amortiguación.

#### Abstract

The use of vibrating platforms both in sport and clinical contexts has become much more common, but studies on their safety and efficacy are still scarce. In this cross-sectional study, acceleration in the vertical axis for the head was recorded for 22 healthy subjects ( $23.7 \pm 3.7$  years, height =  $1.75 \pm 0.08$  m, mass =  $71.63 \pm 14.5$  kg) who had a low/moderate physical activity level, while standing on an oscillating platform at three different knee angles ( $180^\circ$ ,  $150^\circ$  and  $120^\circ$ ), with three different vibrating frequencies (5, 16, and 27 Hz) and constant amplitude (3 mm). The aim of the study was to evaluate the influence of the position of the knee on the transmission of vibration from the platform to the head. The absorption of the vibration energy from the platform to the head was calculated for the different positions and vibrating frequencies under study. The absorption of the vibration energy increased with every knee flexion angle increment; the higher the vibrating frequency, the more influence the position exerted ( $p < 0.001$ ). These results suggest that complete knee extension needs to be avoided for a safe physical exercise execution while standing on an oscillating platform that vibrates at a high intensity.

**Key words:** Vibration, acceleration, transmission, head, damping.

## Introducción

Una vibración es un estímulo mecánico caracterizado por un movimiento oscilatorio sinusoidal. Por ello, las variables mecánicas que determinan la intensidad de una vibración generada en una plataforma vibratoria son la frecuencia y la amplitud.

En la actualidad se ha popularizado la aplicación de la vibración con fines relacionados con la mejora tanto de la condición física como de la salud (Cochrane & Stannard, 2005; Gómez-Cabello, González-Agüero, Morales, Ara, Casajús & Vicente-Rodríguez, en prensa; Lau, Liao, Yu, Teo, Chung & Pang, 2011; Rauch et al., 2010). Numerosos estudios han analizado los efectos de la vibración en diferentes sistemas funcionales y estructurales del organismo. Así, se han constatado mejoras significativas en la fuerza y potencia muscular en distintas poblaciones (Annino et al., 2007; For et al., 2011; Lamont, Cramer, Bembem, Shehab, Anderson & Bembem, 2010; Rehn, Lidström, Skoglund & Lindström, 2007; Roelants, Delecluse & Verschueren, 2004; Rønnestad, 2004; Russo et al., 2003; Verschueren, Roelants, Delecluse, Swinnen, Vanderschueren & Boonen, 2004). Por contra, se ha verificado que exposiciones prolongadas a determinados estímulos vibratorios conllevan también efectos nocivos, especialmente en cráneo y columna vertebral (Kiiski, Heinonen, Järvinen, Kannus, & Sievänen, 2008; Pel et al., 2009). Con el fin de limitar estos posibles efectos, algunos autores sugieren utilizar protocolos con frecuencias superiores a las de resonancia (que no superen los 20 Hz) (Mester, Kleinöder, & Yue, 2006; Rehn et al., 2007) y con amplitudes inferiores a 5 mm. Con estos valores se limitan las aceleraciones en el eje vertical, consideradas peligrosas para raquis y cabeza (Kiiski et al., 2008; Pel et al., 2009). Por otra parte, según la normativa ISO 2631-1 (1997) (*International Standards Organization, Mechanical Vibration and Shock*) la aceleración máxima tolerable por la cabeza se establece en 1 g (9,81 m/s<sup>2</sup>), muy por debajo de las 15 g que han reportado algunos trabajos experimentales (Cardinale & Bosco, 2003; Cardinale & Wakeling, 2005; Kiiski et al., 2008).

Para beneficiarse de los efectos positivos sobre las estructuras músculo esqueléticas y evitar los posibles efectos adversos y, como criterio general, se recomienda la utilización de la vibración sin sobrepasar las amplitudes y frecuencias anteriormente descritas, lo que parece garantizar la seguridad y eficacia de los ejercicios en distintas poblaciones (Cardinale & Wakeling, 2005).

Algunos estudios indican que cuando una vibración es aplicada sobre un individuo en bipedestación la magnitud de la aceleración transmitida hacia el tronco y la cabeza en el eje vertical disminuye con la

rodilla flexionada, evitándose así oscilaciones excesivas en la cabeza (Wakeling & Nigg, 2001; Wakeling, Nigg & Rozitis, 2002). Igualmente, si aumenta la actividad muscular –particularmente la de los miembros inferiores– se incrementa el grado de amortiguación de la aceleración y se reducen los efectos nocivos de la vibración (Ettema & Huijing, 1994; Wakeling & Nigg, 2001). Ambas, flexión articular y actividad muscular (Wakeling & Nigg, 2001; Wakeling et al., 2002) parecen determinar el grado de amortiguación de las vibraciones y, en consecuencia, la magnitud de las aceleraciones verticales máximas alcanzadas en la cabeza. Sin embargo, son insuficientes los estudios sobre la seguridad y eficacia de las vibraciones (Kiiski et al., 2008) y, muy en especial, los que analizan el efecto amortiguador de las diferentes posiciones articulares.

Por todo ello, el objetivo del presente estudio fue analizar el efecto amortiguador de distintas posiciones de la articulación de la rodilla en sujetos sanos en posición de bipedestación, sobre una plataforma oscilante vibrando a tres frecuencias y con una amplitud constante.

## Material y método

### Participantes

Participaron 22 sujetos voluntarios sanos, 10 mujeres y 12 hombres (23,7 ± 3,7 años, talla 1,75 ± 0,08 m, masa 71,63 ± 14,5 kg). El nivel de actividad física se calculó utilizando el cuestionario internacional de actividad física (IPAQ), y fue bajo/medio (18/4). Los criterios de exclusión fueron los descritos por Cardinale y Rittweger (2006). También fueron excluidos del estudio aquellos sujetos con un nivel de actividad física alto, que de acuerdo a los criterios del IPAQ, correspondería a una actividad física intensa de al menos 3 días a la semana o en su defecto 7 o más días de cualquier combinación de caminata de intensidad moderada o actividades de intensidad vigorosa.

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 los principios de la Declaración de Helsinki.

### Material

La plataforma vibratoria utilizada fue la 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 oscila sobre un eje central anteroposterior y genera vibraciones de amplitudes comprendidas entre 0-3,9 mm y frecuencias entre 5-30 Hz.

Para registrar las aceleraciones en el eje vertical (Z) se emplearon dos acelerómetros capacitativos triaxiales (MMA7261QT, Freescale semiconductor ©, Munich, Germany) de 12 canales, resolución de 12 bit, frecuencia de muestreo de 500 Hz, dimensiones de 64x24x64 mm, 55 gramos de peso y un rango de registro de  $\pm 10$  g. Además, cada acelerómetro fue calibrado a partir de dos puntos, mediante la aplicación de la gravedad cero y la gravedad de la Tierra de 1 g ( $9.81 \text{ m/s}^2$ ). Los acelerómetros se conectaron a un ordenador compatible vía Rf Bluetooth donde, mediante el software Signal Frame Blt (Sport metrics®), con una frecuencia de adquisición de 500 Hz, se representaban en tiempo real las mediciones que se almacenaban para su posterior análisis.

Asimismo, se utilizó un goniómetro manual (ISOM 360°) para posicionar a los sujetos en los distintos ángulos de flexión de tobillo, rodilla y cadera. Además, los ejercicios se grabaron utilizando una cámara de vídeo (AVCHD, Sony Corporation) colocada a 2 m de distancia de los sujetos, perpendicular al eje de balanceo de la plataforma y a una altura del suelo de 0,6 m. Para el análisis del vídeo se utilizó el software Kinescan-IBV, que permitió descartar aquellos registros cuyos rangos de flexo-extensión fueran superiores a  $\pm 5^\circ$ .

## Método

Un acelerómetro se colocó sobre la plataforma y el otro sobre la cabeza del sujeto de ensayo, fijándose sobre la piel a nivel del hueso frontal según los criterios de Pel et al. (2009). Los sujetos fueron instruidos para colocarse sobre la plataforma en bipedestación, con los pies descalzos y equidistantes respecto al eje central de oscilación de la plataforma (pie izquierdo a la altura del acelerómetro, Figura 1). 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, en todos los ejercicios los sujetos situaron los pies sobre dos líneas marcadas a una misma distancia de la línea central. La amplitud de la vibración en estas líneas equivale a 3 mm.

Los registros de las aceleraciones se realizaron a tres frecuencias de vibración (5, 16 y 27 Hz) y con tres angulaciones de rodilla ( $180^\circ$ ,  $150^\circ$  y  $120^\circ$ ). Se realizaron un total de nueve ensayos en orden aleatorizado. Los sujetos permanecieron sobre la plataforma durante nueve segundos mientras se efectuaban los registros, con un tiempo de descanso entre condición de cuaren-

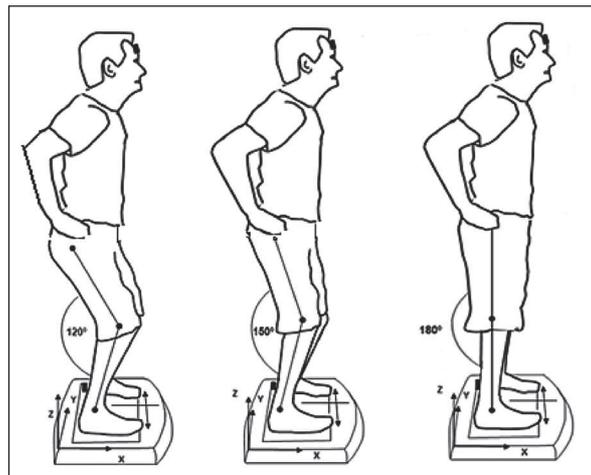


Figura 1. Posición del sujeto y ubicación de los acelerómetros durante la realización de los nueve ejercicios.

ta segundos para evitar la fatiga (Kiiski et al., 2008). Se hizo especial hincapié en que debían mantener las manos en la cintura, el raquis y la cabeza en posición anatómica y en que debían mantener invariable la posición de tobillo, rodilla y cadera. Previamente a los registros, los sujetos se familiarizaron con la plataforma y con las posiciones que debían adoptar en los distintos niveles de vibración.

## Tratamiento de datos

Se desarrolló una aplicación mediante el software Matlab 7.0 para tratar las señales de acelerometría de los distintos registros, obteniendo para cada registro la media de las aceleraciones máximas (expresadas en "g") de los 4 ciclos posteriores al tercer segundo de cada registro.

Para valorar la existencia de amortiguación de la vibración en el eje vertical desde la plataforma vibratoria (foco generador) hasta la cabeza se calculó –para cada ejercicio– la diferencia de las aceleraciones máximas restando la aceleración registrada en la cabeza a la registrada en la plataforma vibratoria. Con todo ello, las variables de estudio fueron las siguientes:

- aceleraciones máximas en plataforma;
- aceleraciones máximas en cabeza;
- diferencias de aceleraciones máximas plataforma-cabeza (amortiguación).

## Análisis estadístico

Tras comprobar que los datos cumplían los supuestos de normalidad y homocedasticidad se realizaron las siguientes pruebas:

- ANOVA de un factor de medidas repetidas intra-sujeto para comparar entre las aceleraciones máximas

registradas en la plataforma vibrando a la frecuencia más alta (27 Hz) en las tres posiciones (180°, 150° y 120°);

- ANOVA de dos factores de medidas repetidas intra-sujeto para comparar entre las aceleraciones máximas registradas en la cabeza, en las distintas posiciones y frecuencias;
- ANOVA de dos factores de medidas repetidas intra-sujeto para comparar entre las amortiguaciones, en las distintas posiciones y 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  $p < 0,05$ .

## Resultados

La comparación entre las aceleraciones máximas registradas sobre la plataforma en los ejercicios a 27 Hz no pudo realizarse debido a la presencia de artefactos en los registros de acelerometría. En su defecto, se comparó entre las aceleraciones máximas registradas en los ejercicios con la plataforma vibrando a las otras dos frecuencias (5 y 16 Hz), no obteniendo diferencias significativas ( $p > 0,05$ ).

Los resultados del ANOVA de los efectos principales (posición, frecuencia) y su interacción sobre la variable aceleración máxima de la cabeza mostraron diferencias significativas ( $p < 0,001$ ). Las aceleraciones registradas en la cabeza fueron significativamente mayores cuando la rodilla se situó en posición de 180° en las tres frecuencias analizadas (Tabla 1).

**Tabla 1. Aceleraciones máximas en el eje vertical registradas en la cabeza (expresadas en "g") en las distintas frecuencias y posiciones. Media  $\pm$  Desviación estándar.**

	Ángulos de rodilla			
	180°	150°	120°	
Frecuencias	5 Hz	0,77 $\pm$ 0,06 g	0,75 $\pm$ 0,07 † g	0,73 $\pm$ 0,09 † g
	16 Hz	1,46 $\pm$ 0,14 g	0,98 $\pm$ 0,16 † g	0,85 $\pm$ 0,38 † † g
	27 Hz	1,66 $\pm$ 0,53 g	1,01 $\pm$ 0,22 † g	0,85 $\pm$ 0,13 † † g

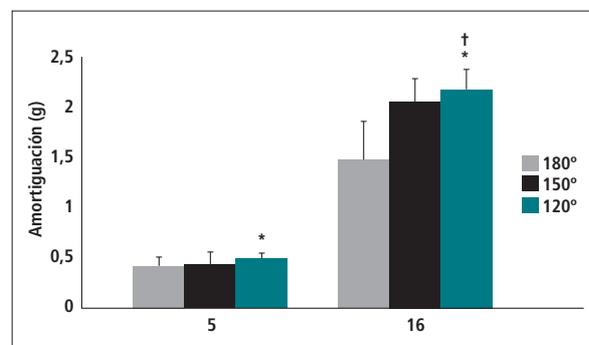
† Diferencias significativas 120° vs 180° ( $p < 0,01$ )

\* Diferencias significativas 120° vs 150° ( $p < 0,001$ )

‡ Diferencias significativas 150° vs 180° ( $p < 0,001$ )

Los resultados del ANOVA de los efectos principales (posición, frecuencia) y su interacción también mostraron diferencias significativas para la variable amortiguación ( $p < 0,001$ ). Las pruebas post hoc revelaron mayores valores de amortiguación con la rodilla a 120°

vs 180° en ambas frecuencias (Figura 2). La comparación entre las amortiguaciones en los ejercicios con la plataforma vibrando a 27 Hz no pudo realizarse debido a la ya mencionada presencia de artefactos en el acelerómetro colocado sobre la plataforma.



**Figura 2.** Comparación de las amortiguaciones (expresadas en "g") en el eje vertical, entre las distintas posiciones de rodilla (180°, 150° y 120°) a las dos frecuencias (5 Hz y 16 Hz).

\* Diferencias significativas 180° vs 120° ( $p < 0,001$ ).

† Diferencias significativas 180° vs 150° ( $p < 0,01$ ).

Igualmente, el ANOVA mostró diferencias significativas entre las amortiguaciones de las dos frecuencias analizadas en las tres posiciones. Todas las comparaciones por pares mostraron mayores valores de amortiguación en la frecuencia más alta (16 Hz) ( $p < 0,001$ ).

## Discusión

La vibración corporal total o "whole body vibration" (WBV) es un medio complementario de entrenamiento y/o de terapia física cuya popularidad se ha ido incrementando durante los últimos años en distintos sectores de la población.

La mayor parte de estudios publicados hasta la fecha analizan los efectos anatomofisiológicos de los estímulos vibratorios en posición bípeda (Rehn et al., 2007) y muy especialmente en la posición de sentadilla (Avelar et al., 2013; Ritzmann & Kramer, 2013). Sin embargo, la escasez de trabajos científicos enfocados hacia la seguridad plantea múltiples interrogantes en relación a una correcta utilización de estos dispositivos vibratorios (Rakheja, Dong, Patra, Boileau, Marcotte & Warren, 2010).

El presente trabajo ha analizado el efecto amortiguador de la posición de la rodilla en la transmisión de la aceleración vertical desde la plataforma vibratoria hasta la cabeza en ejercicios en bipedestación. Nuestros resultados muestran que la flexión de la rodilla amortigua la vibración en la cabeza, y que la magnitud de la amortiguación es significativamente mayor a la mayor frecuencia de vibración. Estos resultados

concuerdan con los obtenidos por otros autores (Harazin & Grzesik, 1998; Kiiski et al., 2008; Mester et al., 2006; Wakeling & Nigg, 2001; Wakeling et al., 2002) y ponen de relieve la importancia de la posición corporal durante la realización de ejercicios sobre plataforma vibratoria, especialmente cuando las aceleraciones generadas por ésta implican un riesgo para la salud.

La magnitud de la aceleración transmitida por una vibración depende básicamente de dos factores íntimamente relacionados: la distancia de un determinado segmento anatómico respecto al dispositivo vibratorio y la posición corporal adoptada sobre la plataforma. Diversos estudios concluyen que a mayor distancia del dispositivo vibratorio menor alcance de la vibración (Edir, Vaamonde, & Padullés, 2006; Voloshin, Wosk, & Brull, 1981). Estos autores señalan que la vibración de la cabeza en bipedestación es atenuada por las distintas estructuras del aparato locomotor. En nuestro estudio, la magnitud de la aceleración en el eje Z en la cabeza fue siempre inferior a la de la plataforma, incluso cuando la rodilla se encontraba en posición de 180°. Sin embargo, los niveles de aceleración registrados en la cabeza con la plataforma vibrando a 16 y 27 Hz sobrepasaron ampliamente las recomendaciones según la normativa ISO (1997) cuando la rodilla se encontraba totalmente extendida, registrándose valores próximos a 2 g en el ejercicio 27 Hz-180°. Diversos autores (Mizrahi, Verbitsky, Isakov & Daily, 2000a; Mizrahi, Verbitsky & Isakov, 2000b) ya han advertido sobre el riesgo que la transmisión de impactos de aceleración puede conllevar sobre la generación de lesiones espinales, degeneración articular y del cartílago.

Por el contrario, la magnitud de la aceleración máxima registrada en la cabeza con la rodilla posicionada a 120° no alcanzó el valor de 1 g en el eje Z, evidenciando la importante función amortiguadora de esta.

Efectivamente, se sabe que la atenuación del impacto de aceleración por medio de las estructuras pasivas del cuerpo supone un factor crítico en la susceptibilidad de un individuo a lesionarse (Hamill, Derrick, & Holt, 1995). La flexión de la rodilla disminuye la propagación de las vibraciones hasta el cráneo debido tanto a sus propiedades visco-elásticas (Harazin & Grzesik, 1998; Pel et al., 2009; Voloshin et al., 1981) como al hecho de que modifica las características de la onda sinusoidal que llega hasta los segmentos más altos (Rao, Ashley & Jones, 1975; Voloshin et al., 1981).

Por otra parte, e independientemente de que la amortiguación puede verse afectada por fuentes externas, tales como el calzado (Saade, 2013), se ha propuesto a la activación muscular como uno de los principales mecanismos para amortiguar las vibraciones y minimizar así los posibles efectos negativos (Lisón et

al., 2012; Nigg, 1997; Wakeling & Nigg, 2001; Wakeling et al., 2002). La evidencia indica que la vibración estimularía el huso neuromuscular a través de fibras aferentes Ia y facilitaría la contracción muscular tras la activación de las motoneuronas alfa homónimas (Cardinale & Bosco, 2003; Roelants et al., 2004). En este sentido, aunque en nuestro estudio la activación del cuádriceps femoral pudo contribuir a la amortiguación de la vibración en todos los ejercicios de bipedestación, su aportación pudo ser mayor en las posiciones de mayor flexión de rodilla, ya que es en éstas en las que se requiere un mayor nivel de activación para soportar el peso del cuerpo (Pel et al., 2009).

Como todo trabajo experimental, el presente estudio está sujeto a posibles limitaciones que deberían tenerse en consideración. En primer lugar, 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 (Kim, Voloshin, Johnson & Simkin, 1993; Kitazaki & Griffin, 1995; Lafortune, Henning, y Valiant, 1995; Mansfield y Griffin, 2000).

En segundo lugar, cabe la posibilidad de que la masa de los sujetos perturbara las aceleraciones máximas generadas y registradas en la plataforma. Sin embargo, la plataforma Galileo Basic®, asegura la estabilidad de la amplitud y de la frecuencia de vibración en situaciones de carga debido a la elevada potencia de su motor eléctrico. En este sentido, Pel et al. (2009) analizaron el comportamiento de distintas plataformas en un estudio transversal, concluyendo que la carga no influye en el rendimiento de la Galileo. Los resultados de nuestro estudio corroboran los obtenidos por Pel et al. (2009), no habiendo encontrado diferencias significativas en la comparación entre las aceleraciones máximas generadas sobre la plataforma entre los tres ejercicios a 16 Hz con los sujetos en las distintas posiciones de la articulación de la rodilla.

Aunque la posición del cuerpo fue controlada mediante goniómetro y vídeo, la principal limitación del estudio radica en que no permite cuantificar el papel amortiguador de la rodilla en relación al resto de articulaciones del miembro inferior. La flexión de rodilla en bipedestación implica necesariamente también flexión de cadera y de tobillo. Estas articulaciones y la activación de su musculatura extensora también pudieron contribuir, junto con el resto de estructuras del tronco y la cabeza, a la amortiguación de la vibración desde la plataforma hasta la cabeza (Edir et al., 2006; Voloshin et al., 1981).

Por último, en el presente estudio se han registrado las aceleraciones de la cabeza en bipedestación con distintas posiciones de la rodilla. Obviamente, estos resultados no serían comparables con los obtenidos en esas mismas posiciones durante ejercicios dinámicos (p. ej.: sentadillas). Por ello, futuros trabajos deberán profundizar en el estudio de las aceleraciones registradas en la cabeza y en el papel amortiguador de la rodilla durante la realización de ejercicios dinámicos.

En cualquier caso, y con independencia de cuáles fueron las estructuras anatómicas que contribuyeron en mayor o menor medida a la amortiguación de la vibración transmitida desde la plataforma hasta la cabeza, se concluye que, en una población con un nivel de actividad física medio o bajo, en los ejercicios en bipedestación es importante controlar la posición del

cuerpo –particularmente la posición de la rodilla–, sobre todo cuando la intensidad de la vibración es alta y el riesgo de lesión es mayor. Concretamente, los resultados de nuestro estudio sugieren que en la realización de ejercicios físicos en bipedestación (p.ej.: sentadilla) en una población de las características descritas es recomendable iniciar y finalizar el movimiento desde una posición de flexión de rodilla, evitando en todo momento su extensión completa.

## Agradecimientos

A los alumnos y a los profesores de la V edición del Máster Oficial de “Atención Fisioterápica en la Actividad Física y el Deporte” de la Universidad CEU-Cardenal Herrera por su excelente trabajo y gran aportación en los proyectos de investigación de fin de Máster.

## BIBLIOGRAFÍA

- Annino, G., Padua E., Castagna, C., Di Salvo, V., Minichella, S., Tarpela, O.,...D'Ottavio, S. (2007). Effect of whole body vibration training on lower limb performance in selected high-level ballet students. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1072-1076.
- Avelar, N. C., Ribeiro, V. G., Mezêncio, B., Fonseca, S. F., Tossige-Gomes, R., da Costa S. J.,... Lacerda, A. C. (2013). Influence of the knee flexion on muscle activation and transmissibility during whole body vibration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4), 844-50.
- Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 31(1), 3-7.
- Cardinale, M., & Rittweger, J. (2006). Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: Fact or fiction?. *The Journal of the British Menopause Society*, 12(1), 12-18.
- Cardinale, M., & Wakeling, J. M. (2005). Whole body vibration exercise: are vibrations good for you?. *British Journal of Sports Medicine*, 39(9), 585-589.
- Cochrane, D., & Stannard, S. (2005). Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female hockey players. *British Journal of Sports Medicine*, 39(11), 860-865.
- Edir, M., Vaamonde, D., & Padullés J. M. (2006). Entrenamiento con vibraciones mecánicas y salud: efectos sobre los sistemas óseo, endocrino y cardiovascular. *Apuntes: Educación Física y Deportes*, 84, 48-57.
- Ettema, G. J. C., & Huijting, P. A. (1994). Frequency response of rat gastrocnemius medialis in small amplitude vibrations. *Journal of Biomechanics*, 27(8), 1015-1022.
- Fort, A., Sitjà, M., Romero, D., Guerra, M., Bagur, C., Girabent, M., & Lloret, M. (2011). Efectos del entrenamiento vibratorio en personas físicamente activas: revisión sistemática. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, 11(43), 619-649.
- Gómez-Cabello, A., González-Agüero, A., Morales, S., Ara, I., Casajús, J. A., & Vicente-Rodríguez, G. (en prensa). Effects of a short-term whole body vibration intervention on bone mass and structure in elderly people. *Journal of Science and Medicine in Sport*.
- Hamill, J., Derrick, T. R., & Holt, K. G. (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, 14(1), 45-60.
- Harazin, B., & Grzesik, J. (1998). The transmission of vertical whole-body vibration to the body segments of standing subjects. *Journal of Sound and Vibration*, 215(4), 775-787.
- ISO—International Organization for Standardization. (1997). *Mechanical Vibration and Shock-Evaluation of human exposure to whole body vibration*. Part I. General requirements. Geneva, Switzerland. ISO 2631-1.
- 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), 1318-1325.
- Kim, W., Voloshin, A. S., Johnson, S. H., & Simkin, A. (1993). Measurement of the impulsive bone motion by skin-mounted accelerometers. *Journal of Biomechanical Engineering*, 115(1), 47-52.
- Kitazaki, S., & Griffin, M. J. (1995). A data correction method for surface measurement of vibration on the human body. *Journal of Biomechanics*, 28(7), 885-890.
- Lafortune, M. A., Henning, E., & Valiant, G. A. (1995). Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. *Journal of Biomechanics*, 28(8), 989-993.
- Lamont, H. S., Cramer, J. T., Bembem, D. A., Shehab, R. L., Anderson, M. A., & Bembem, M. G. (2010). Effects of adding whole body vibration to squat training on isometric force/time characteristics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(1), 171-183.
- 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. *Clinical Rehabilitation*, 25(11), 975-988.
- Lisón, J. F., Martí, M., Harto, D., Julián, P., Valero, J., Vera-García, F. J., ... Llana, S. (2012). Effects of whole body vibration on rectus abdominis activity and transmission of accelerations during a front bridge exercise. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, 8(28), 127-141.
- Mansfield, N. J., & Griffin, M. J. (2000). Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration. *Journal of Biomechanics*, 33(8), 933-941.
- Mester, J., Kleinöder, H., & Yue, Z. (2006). Vibration trainings: Benefits and risks. *Journal of Biomechanics*, 39(6), 1056-1065.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E., & Daily, D. (2000a). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Human Movement Science*, 19(2), 139-151.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2000b). Shock accelerations and attenuation downhill and level running. *Clinical Biomechanics*, 15(1), 15-20.
- Nigg, B. M. (1997). Impact forces in running. *Current Opinion in Orthopaedics*, 8(6), 43-47.
- Pel, J. J., Bagheri, J., van Dam, L. M., van den Berg-Emons, H. J., Horemans, H. L., Stam, H. J., & van der Steen, J. (2009). Platform accelerations of three different whole-body vibration devices and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. *Medical Engineering & Physics*, 33(8), 937-944.

- 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(6), 710-732.
- Rao, B., Ashley, C., & Jones, B. (1975). Effects of postural changes on the head response of standing subjects to low frequency "constant velocity" spectral inputs. *Journal of Sound and Vibration*, 31(4), 503-504.
- Rauch, F., Sievanen, H., Boonen, S., Cardinale, M., Degens, H., Felsenberg, D., ... Rittweger, J. (2010). Reporting whole-body vibration intervention studies: Recommendations of the international society of musculoskeletal and neuronal interactions. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 10(3), 193-198.
- Rehn, B., Lidström, J., Skoglund, J., & Lindström, B. (2007). Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(1), 2-11.
- Ritzmann, R., Gollhofer, A., & Kramer, A. (2013). The influence of vibration type, frequency, body position and additional load on the neuromuscular activity during whole body vibration. *European Journal of Applied Physiology*, 113(1), 1-11.
- Roelants, M., Delecluse, C., & Verschueren, S. (2004). Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(6), 901-908.
- Rønnestad, B. (2004). Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats recreationally resistance-trained men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(4), 839-845.
- Russo, C. R., Lauretani, F., Bandinelli, S., Bartali, B., Cavazzini, C., Guralnik, J., & Ferrucci, L. (2003). High-frequency vibration training increases muscle power in postmenopausal women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(12), 1854-1857.
- Saade, Nour. (2013). *Whole-body vibration transmission barefoot and with shoes in athletes and sedentary individuals*. (Tesis de maestría, Universidad de Concordia). Recuperado de [http://spectrum.library.concordia.ca/977076/1/Saade\\_MSc\\_S2013.pdf](http://spectrum.library.concordia.ca/977076/1/Saade_MSc_S2013.pdf)
- Verschueren, S., 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. *Journal of Bone and Mineral Research*, 19(3), 352-359.
- Voloshin, A., Wosk, J., & Brull, M. (1981). Force wave transmission through the human locomotor system. *Journal of Biomechanical Engineering*, 103(1), 48-50.
- Wakeling, J. M., & Nigg, B. M. (2001). Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity. *Journal of Applied Physiology*, 90(2), 412-420.
- 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. *Journal of Applied Physiology*, 93(3), 1093-1103.