

Article

# Efecto de la Vibración Mecánica de Cuerpo Entero (WBV) Sobre la Transmisión de la Aceleración al Raquis Lumbar

Prof. Guillermo Peña García-Orea, PhD<sup>1</sup>, Prof. Juan Ramón Heredia Elvar<sup>1</sup>, Dr. Marzo Edir Da Silva Grigoletto<sup>1</sup> y Dra. Belen Feriche<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Instituto Internacional de Ciencias del Ejercicio Físico y Salud.

<sup>2</sup>Facultad de Ciencias de la Actividad Física y Deporte. Universidad de Granada (España).

## RESUMEN

**Problema:** La estimulación neuromuscular mediante vibraciones mecánicas constituye una modalidad actual de entrenamiento. Sin embargo, el conocimiento de los posibles efectos del estímulo vibratorio sobre otras estructuras músculo-esqueléticas distintas a las del tren inferior es limitado. **Objetivo:** Analizar la incidencia del cambio de la frecuencia de vibración y de la posición corporal no bípoda sobre una plataforma vibratoria basculante en el grado de transmisión de la vibración mecánica al raquis lumbar. **Material y Método:** 9 sujetos sanos entrenados ( $31.5 \pm 6.2$  años) ejecutaron 20 s de tres posiciones no bípedas diferentes (cuadrupedia, plancha horizontal y apoyo de rodillas vertical) sobre una plataforma vibratoria basculante. La frecuencia de vibración del raquis lumbar se evaluó a través de la fijación de un acelerómetro triaxial en la zona. Cada sujeto se expuso aleatoriamente a tres frecuencias de vibración de intensidad baja-moderada (12, 14 y 16 Hz) con amplitud constante en cada uno de los tres ejercicios evaluados. **Resultados:** Los resultados muestran diferencias en la aceleración transmitida al raquis lumbar entre los tres ejes, X, Y y Z en las tres frecuencias de vibración estudiadas ( $P < 0.001$ ). El efecto del cambio de la frecuencia de vibración sobre las aceleraciones registradas para cada eje mostró un comportamiento distinto para cada ejercicio. El análisis comparativo de los tres ejercicios mostró que la mayor aceleración registrada se obtuvo en el eje Y para todas las frecuencias ( $P < 0.05$ ). El ejercicio con apoyo de rodillas en vertical obtuvo los valores más altos de aceleración. **Conclusiones:** La aceleración inducida al raquis lumbar en sus tres ejes se afecta de manera diferente durante los ejercicios en posiciones corporales no bípedas. La vibración mecánica de baja-moderada frecuencia afecta a cada eje de forma distinta según cada ejercicio, siendo el eje vertical el más afectado. Estos ejercicios, en especial el de plancha horizontal, resultan seguros para la integridad raquídea a las frecuencias y amplitud de vibración utilizada.

**Palabras Clave:** vibración de cuerpo entero, transmisión vibratoria, raquis lumbar

## INTRODUCCIÓN

Hoy día sabemos 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 músculo-esquelético. 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 estas frecuencias y amplitudes pueden llegar a alcanzar hasta 15 g ( $1\text{ g} = 9,81\text{ m/s}^2$ ), sobrepasando ampliamente los valores de seguridad establecidos en el marco de la medicina del trabajo (ISO, 1997). Considerando todas las posibles combinaciones de cada uno de los parámetros fundamentales que definen el estímulo vibratorio (frecuencia, amplitud, tiempo de exposición, tipo de ejercicio) podrían utilizarse una gran variedad de protocolos con distintos fines (terapéutico y de rehabilitación, mejora del rendimiento neuromuscular, mejora de la salud y calidad de vida, etc.). No obstante, el conocimiento actual sobre los posibles efectos del entrenamiento vibratorio es todavía limitado en algunos aspectos. Uno de esos aspectos aún por estudiar científicamente son las respuestas agudas que sobre otras estructuras músculo-esqueléticas distintas a las del tren inferior tiene el estímulo vibratorio, ya que la mayor parte de los estudios realizados hasta la fecha han analizado las repercusiones sobre la musculatura de los miembros inferiores en ejercicios en posición bípeda (habitualmente semi-squat con o sin carga adicional). Sin embargo, entre las posibilidades de ejecución sobre las plataformas vibratorias se encuentran muchos otros tipos de ejercicios en posiciones corporales distintas a la de bipedestación. De hecho, actualmente se desarrollan empíricamente numerosos programas y ejercicios de entrenamiento vibratorio en muchas otras posiciones corporales tanto en el ámbito clínico y de la salud como el deportivo. Una tipología de ejercicios comúnmente practicados sobre plataformas vibratorias son aquellos conocidos como de estabilización raquídea (ejercicios tipo “puentes” o “planchas”) que consisten en mantener isométricamente 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, hay una limitada cantidad de trabajos científicos que hayan analizado la transmisión de la vibración a las estructuras raquídeas o a la musculatura central durante la ejecución de esta tipología de ejercicios (Lisón-Párraga, Martí-Salvador, Harto-Cea, Julián-Rufino, Valero-Navarro, Vera-García et al., 2012), lo cual plantea múltiples interrogantes. Por todo ello, conocer el nivel de transmisión y amortiguación de la vibración en otros ejercicios distintos a los realizados en bipedestación es un primer paso necesario para valorar la seguridad y eficacia de tales ejercicios. Por tanto, con el presente estudio se pretende cuantificar y comparar la transmisión del estímulo vibratorio al raquis lumbar durante la ejecución de ejercicios realizados en posiciones corporales diferentes a la de bipedestación sobre una plataforma vibratoria basculante, a bajas frecuencias y a una amplitud constante. En este sentido, el objetivo principal de este estudio será analizar la incidencia del cambio de la frecuencia de vibración y de la posición corporal no bípeda sobre la plataforma en la transmisión de la vibración mecánica al raquis lumbar. Para todo ello, la hipótesis de investigación planteada es que la aceleración inducida por la vibración mecánica al raquis lumbar es mayor en los ejercicios con apoyo de las rodillas que en el ejercicio con apoyo de los codos/antebrazos sobre una plataforma vibratoria basculante en adultos jóvenes entrenados.

## MATERIAL Y MÉTODO

**POBLACIÓN.** El estudio se realizó con una muestra no-probabilística por conveniencia entre la población de instructores altamente entrenados a nivel recreacional de una instalación de fitness de la provincia de Alicante ( $n = 9$ ; 7 hombres y 2 mujeres). La muestra mostraba las características descriptivas presentadas en la tabla 1. En la selección se respetaron los siguientes criterios de inclusión: adultos jóvenes o de mediana edad sanos (20-40 años), ser físicamente activos (>3 veces por semana) en la práctica de actividades con gran demanda neuromuscular (entrenamiento específico de la fuerza), y no haber realizado entrenamiento sobre plataforma vibratoria en los últimos 3 meses. Los criterios de exclusión de la muestra para rechazar la participación de los sujetos en el presente estudio, fueron los siguientes: lumbalgia aguda, patologías o enfermedades cardiovasculares graves (trombosis, isquemias, hipertensión arterial, etc.), intervenciones quirúrgicas o inflamaciones recientes en la pelvis o extremidades inferiores, lesiones o problemas musculares, osteo-articulares u ortopédicos en extremidades o columna vertebral (hernias discales, protusiones discales, escoliosis, espondilolistesis, espondilólisis, meniscopatías, etc.), y nefrolitiasis (cálculos renales). Todos los sujetos fueron informados de las características, objetivos y beneficios esperados del estudio, dando su consentimiento informado por escrito para participar en el estudio.

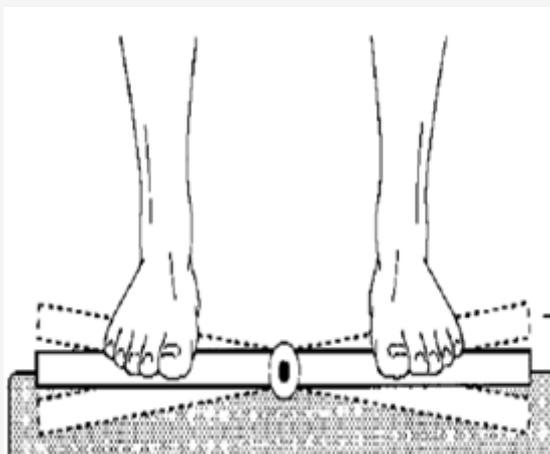
<b>Edad (años)</b>	31.5 ± 6.2
<b>Peso (kg.)</b>	72.8 ± 9.7
<b>Altura (cm.)</b>	176.4 ± 4.6

## DISEÑO DEL ESTUDIO

Se empleó un diseño cuasi-experimental intra-grupo con medidas repetidas. Los sujetos participantes ejecutaron, en el mismo día, el protocolo de evaluación consistente en la realización sobre la plataforma vibratoria de tres ejercicios a tres frecuencias diferentes de vibración cada uno.

## INSTRUMENTAL

Plataforma vibratoria. Los ejercicios se realizaron sobre una plataforma vibratoria Galileo Fitness (Novotec Medical GmbH, Germany) de dimensiones 600 x 430 mm., peso de 55 kg y carga máxima de 160 kg (sistema eléctrico de 220-240 V AC, 50-60 Hz y 800 VA). Este modelo genera vibraciones de amplitudes comprendidas entre de 0-5,2 mm y frecuencias entre 5-30 Hz. La plataforma vibratoria utilizada para este estudio tiene un patrón o dirección de la vibración de tipo oscilante o rotacional (basculante). Este tipo de patrón responde a un movimiento alternativo o asimétrico que rota alrededor de un eje central horizontal antero-posterior (Figura 2), de forma que cuanto más se separan los apoyos sobre la plataforma vibratoria de dicho eje mayor amplitud de vibración se alcanza. La vibración de este tipo supone una propagación menor de la vibración al tronco y a la cabeza de entre el 71-189%, en el ejercicio de bipedestación, que una vibración de tipo vertical (Abercromby et al., 2007), por lo que permite conseguir y soportan aceleraciones más elevadas que con un patrón vertical (Pel, Bagheri, Van Dam, Van den Berg-Emons, Horemans, Stam y Van der Steen, 2009).



**Figura 2.** Vibración de tipo basculante, oscilante o rotacional. Acelerómetro. Para analizar la aceleración en los distintos ejes (X, Y, Z), se empleó un acelerómetro triaxial USB (modelo X250-2, masa total: 33 g, dimensiones: 10 x 2,5 x 2,03 cm., equivalencias: max.  $\pm 9.81 \text{ m/s}^2 \sim 1 \text{ g}$ , rango de medida:  $\pm 28\text{g}$  en cada eje). La señal del acelerómetro fue transferida mediante puerto USB al PC, y registrada a través del software XLR8R a 128 Hz. para su posterior análisis.

## PROCEDIMIENTO

Posiciones corporales (tipología de ejercicios). Un total de tres ejercicios en posiciones corporales distintas y en activación isométrica fueron realizados con cada uno de los sujetos en la misma sesión de evaluación:

- Cuadrupedia. Rodillas apoyadas sobre la plataforma vibratoria, el raquis neutro, el tronco paralelo al suelo y los

codos extendidos (para lo cual las manos están apoyadas sobre un cajón de la misma altura que la superficie de la plataforma vibratoria) (Figura 3).

- Plancha horizontal o frontal. Sustener el peso corporal sobre los antebrazos y los dedos de los pies en una posición de decúbito prono con rodillas extendidas manteniendo una alineación lumbo-pélvica neutra. Los codos y antebrazos separados a la anchura de los hombros, en flexión y formando un ángulo de 90° (brazo-antebrazo). Los brazos (húmeros) perpendiculares a la superficie de la plataforma vibratoria y los pies apoyados sobre un cajón a la misma altura (Figura 4).
- De rodillas en vertical. Rodillas apoyadas sobre la plataforma vibratoria, tronco y brazos perpendiculares al suelo, y curvaturas raquídeas neutras (Figura 5).



**Figura 3.** Ejercicio 1: Cuadrupedia.



**Figura 4.** Ejercicio 2: Plancha horizontal o frontal.



**Figura 5.** Ejercicio 3: De rodillas en vertical.

Fijación del acelerómetro. El acelerómetro fue fijado a la superficie de la piel longitudinalmente al raquis lumbar entre el sacro y L3 mediante cinta adhesiva de doble cara y un cinturón alrededor de la cintura para evitar cualquier desplazamiento durante el protocolo (Figura 6). El procedimiento de montar los acelerómetros sobre la piel, además de no invasivo, ofrece estimaciones bastante fiables cuando el registro se realiza a frecuencias inferiores a ~30 Hz (Lafortune, Henning y Valiant, 1995; Kim, Voloshin, Johnson y Simkin, 1993; Kitazaki y Griffin, 1995). Las aceleraciones transmitidas en los ejercicios de plancha horizontal y cuadrupedia correspondían en el eje Z con la dirección vertical, las del eje X con la dirección antero-posterior o sagital, y las del eje Y con las transmitidas en la dirección lateral. Sin embargo, las aceleraciones transmitidas en el ejercicio de rodillas en vertical correspondían en el eje Z con la dirección antero-posterior, las del eje X con la dirección vertical, y las del eje Y con las transmitidas en dirección lateral.



**Figura 6.** Fijación lumbar del acelerómetro.

Protocolo vibratorio. Cada sujeto participó en una única sesión de recogida de datos. Para ello, los sujetos se colocaron en cada una de las 3 posiciones corporales (ejercicios) y realizaron los ensayos con la plataforma vibrando a 3 niveles de intensidad (12, 14 y 16 Hz.) con una amplitud constante de 2 mm. (4 mm. amplitud “pico-pico”), donde además se les solicitaba que mantuvieran estáticamente cada posición corporal sin realizar ninguna activación muscular voluntaria a nivel lumbo-abdominal. No se emplearon frecuencias superiores a 16 Hz. debido a la proximidad del foco generador a la cabeza (plancha frontal), o al raquis lumbar (ejercicios con apoyo de rodillas). Ante cualquier señal de malestar o molestia durante la exposición vibratoria a este tipo de ejercicios se le pidió a los sujetos que ordenasen finalizar el experimento. El tiempo de exposición isométrica para cada ejercicio/posición corporal fue de 20 s y el intervalo de recuperación de más de 1 m. de duración entre cada una de las tres frecuencias de vibración. De igual modo, para controlar el posible efecto de la vibración sobre las variables de estudio el orden de ejecución de los ejercicios, así como de las frecuencias de vibración, fue aleatorizado entre los sujetos. De este modo todos los sujetos fueron expuestos a un total de 9 series vibratorias (3 ejercicios x 3 frecuencias diferentes), intercaladas por intervalos de recuperación pasiva de más de 1 min. de duración, y con una exposición total vibratoria de 180s (9 exposiciones x 20 s.). Dado que la amplitud de la vibración en este tipo de plataformas basculantes aumenta conforme el sujeto separa los apoyos del eje central de la superficie oscilante, los sujetos se apoyaron en todos los ejercicios sobre 2 líneas marcadas con cinta adhesiva a una misma distancia (11,5 cm.) de la línea central o eje de rotación, que correspondía con una amplitud pico-pico de 4 mm. (Figura 7). En todos los ejercicios se colocó una almohadilla de 1,4 cm. de espesor entre la superficie de la plataforma y las rodillas o los codos, con el propósito de amortiguar el impacto sobre estas articulaciones en contacto con el foco vibratorio, siendo por tanto una variable extraña a considerar.



**Figura 7.** Demarcación de las líneas paralelas equidistantes del eje central.

Todos los sujetos realizaron un ensayo previo a los registros en el que se les informó sobre la correcta ejecución de cada uno de los 3 ejercicios. Previamente al registro de los ejercicios se determinaron las aceleraciones máximas (ejes X, Y, Z) generadas por la plataforma vibrando con una carga de 74 kg a las distintas frecuencias establecidas para el estudio (12, 14 y 16 Hz.), por la posibilidad de que la frecuencia y amplitud de vibración de la plataforma se vieran ligeramente alteradas por la masa corporal de los sujetos. Para ello se fijó el acelerómetro con cinta adhesiva de doble cara a la almohadilla colocada sobre la plataforma y, a su vez, sobre una de las 2 líneas equidistantes a la línea central de la superficie vibratoria (que corresponde con la amplitud 0 mm.) para registrar las aceleraciones en los 3 ejes durante 20 s. Previamente al análisis estadístico se seleccionó una muestra de los registros de vibración (datos) de 10 s de cada ensayo de 20 s de duración, desestimando para ello los primeros y últimos 5 s.

## ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos son expresados como media y desviación estándar (SD). El análisis de distribución de frecuencias se realizó mediante el test de Shapiro-Wilk. El efecto de la frecuencia de vibración (12, 14 ó 16 Hz) y del tipo de ejercicio (1, 2 y 3) sobre los ejes de aceleración del raquis se analizó mediante un modelo lineal de medidas repetidas ajustado a 2 factores: frecuencia de vibración (con 3 niveles) y tipo de ejercicio (con 3 niveles). La penalización Greenhouse-Geisser se empleó en el caso de un test de esfericidad de Mauchly significativo. En caso de Anova significativo se empleó el test de Sidak en el análisis de los pares. En las variables con distribución no normal empleamos el test de Friedman para la determinación de la significación global para cada uno de los factores analizados por ejercicio y frecuencia. La comparación por pares se realizó mediante un test de Wilcoxon penalizando el alfa en función del número combinaciones posibles ( $p < 0.05/6$ ). El intervalo de confianza se mantuvo en un 95%.

## RESULTADOS

El efecto global de la frecuencia de vibración y de los ejes analizados sobre la aceleración del raquis lumbar en el ejercicio de cuadrupedia se muestra en la tabla 2. Los resultados muestran diferencias en las aceleraciones del raquis registradas entre los tres ejes ( $p < 0.001$ ). Las comparaciones por pares muestra diferencias entre todos los ejes, siendo el eje Y el que manifiesta una mayor aceleración, seguido del X y del Z en las tres frecuencias analizadas ( $p > 0.05$ ; Tabla 3). El análisis individualizado del cambio de la frecuencia para cada eje muestra un efecto significativo sobre las aceleraciones registradas sólo para el eje Y, alcanzando significación con 16 Hz. ( $p < 0.018$ ). El eje Y manifiesta una desaceleración a medida que se incrementa la frecuencia, presentando los valores máximos de aceleración a 12 Hz.

	X a	Y a	Z a	F	P global
12 Hz	0.86 ±0.064	1.86 ±0.25	0.60 ±0.12	126.23	0.000
14 Hz	0.86 ±0.12	1.71 ±0.16	0.60 ±0.13	18.00 <sup>(*)</sup>	0.000
16 Hz	0.89 ±0.14	1.64 ±0.17	0.64 ±0.14	78.83	0.000
F	0.240	7.00 <sup>(*)</sup>	0.870		
P global	0.790	0.030	0.408		

**Tabla 2.** Análisis del efecto del eje y de la frecuencia de vibración sobre la aceleración del raquis lumbar en el ejercicio de cuadrupedia. (a)  $\chi^2$

FRECUENCIA	EJES	P	Intervalo de confianza al 95 %		
			Límite inferior	Límite superior	
12 Hz	X	Y	0.000	-1.278	-0.724
		Z	0.000	0.151	0.370
	Y	X	0.000	0.724	1.278
		Z	0.000	0.943	1.580
14 Hz	X	Y	0.008 <sup>(*)</sup>		
		Z	0.001	0.143	0.386
	Y	X	0.008 <sup>(*)</sup>		
		Z	0.008 <sup>(*)</sup>		
16 Hz	X	Y	0.000	-1.041	-0.457
		Z	0.012	0.060	0.425
	Y	X	0.000	0.457	1.041
		Z	0.000	0.737	1.247

**Tabla 3.** Análisis de la comparación por pares del efecto de los ejes sobre la aceleración transmitida al raquis lumbar en las distintas frecuencias de vibración durante el ejercicio de cuadrupedia.

- significación asintótica bilateral: -2.668
- significación asintótica bilateral: -2.670

Los resultados correspondientes al análisis del ejercicio de plancha horizontal se refleja en las tablas 4 y 5. Al igual que en el ejercicio de cuadrupedia, hemos registrado un cambio significativo en la aceleración del raquis entre los ejes analizados para cada una de las tres frecuencias de vibración ( $p < 0.001$ ). El análisis de los pares (Tabla 5) indica diferencias significativas entre todos los ejes, mostrando nuevamente una aceleración superior en el eje Y respecto al X y al Z, siendo

este último el de menor aceleración. No hemos observado un efecto de la frecuencia de vibración sobre las aceleraciones registradas en los tres ejes ( $p > 0.05$ ).

	<b>X g</b>	<b>Y g</b>	<b>Z g</b>	<b>F</b>	<b>P global</b>
<b>12 Hz</b>	0.77 ±0.13	1.40 ±0.12	0.41 ±0.06	249.607	0.000
<b>14 Hz</b>	0.78 ±0.09	1.40 ±0.10	0.41 ±0.04	18.00 <sup>(a)</sup>	0.000
<b>16 Hz</b>	0.78 ±0.09	1.39 ±0.15	0.40 ±0.04	18.00 <sup>(a)</sup>	0.000
<b>F</b>	0.036	0.063 <sup>(a)</sup>	0.062		
<b>P global</b>	0.965	0.969	0.920		

**Tabla 4.** Análisis del efecto del eje y de la frecuencia de vibración sobre la aceleración del raquis lumbar en el ejercicio de plancha horizontal. (a) Chi<sup>2</sup>

FRECUENCIA	EJES		P	Intervalo de confianza al 95 %	
				Límite inferior	Límite superior
<b>12 Hz</b>	<b>X</b>	<b>Y</b>	0.000	-0.766	-0.487
		<b>Z</b>	0.000	0.227	0.498
	<b>Y</b>	<b>X</b>	0.000	0.487	0.766
		<b>Z</b>	0.000	0.860	1.118
<b>14 Hz</b>	<b>X</b>	<b>Y</b>	0.008 <sup>(a)</sup>		
		<b>Z</b>	0.000	0.297	0.451
	<b>Y</b>	<b>X</b>	0.008 <sup>(a)</sup>		
		<b>Z</b>	0.008 <sup>(a)</sup>		
<b>16 Hz</b>	<b>X</b>	<b>Y</b>	0.007 <sup>(c)</sup>		
		<b>Z</b>	0.000	0.298	0.456
	<b>Y</b>	<b>X</b>	0.007 <sup>(c)</sup>		
		<b>Z</b>	0.007 <sup>(d)</sup>		

**Tabla 5.** Análisis de la comparación por pares del efecto de los ejes sobre la aceleración transmitida al raquis lumbar en las distintas frecuencias de vibración durante el ejercicio de plancha horizontal.

- significación asintótica bilateral: -2.666
- significación asintótica bilateral: -2.670
- significación asintótica bilateral: -2.675
- significación asintótica bilateral: -2.675

Al comparar las tres frecuencias en el eje Y la diferencia es significativa entre 12 Hz y 16 Hz. pero para  $p < 0.05$  y no  $p < 0.008$  que es la penalizada que estamos usando. No obstante. la significación del test global nos permite aceptar la diferencia mayor entre las comparaciones que es esta misma con  $p = 0.018$ ;  $Z = -2.366$ .

El análisis del efecto global de la frecuencia de vibración y del eje sobre la aceleración del raquis lumbar en el ejercicio con apoyo de rodillas en vertical se muestra en la tabla 6. Los resultados muestran un cambio significativo en la aceleración entre los ejes para cada una de las frecuencias analizadas ( $p < 0.001$ ). El análisis de los pares se muestra en la Tabla 7. Hemos registrado diferencias entre los ejes en 12 y 14 Hz, siendo nuevamente el eje Y el de mayor aceleración, seguido por el X y el Z ( $p < 0.01$ ). En 16 Hz, las aceleraciones de los ejes analizados son similares, pudiendo alcanzar significación estadística la diferencia entre el eje Y y el Z. El efecto del cambio de la frecuencia de vibración sobre las aceleraciones registradas en cada uno de los ejes alcanza un cambio significativo en Y y en Z ( $p < 0.01$ ; Tabla 8). El eje Y manifiesta una

desaceleración a medida que se incrementa la frecuencia, alcanzando significación entre 12 y 16 Hz ( $p < 0.05$ ). Por el contrario, el eje Z experimenta una aceleración con el incremento de la frecuencia alcanzando significación en el mismo par que el eje Y (12 vs 16 Hz).

	X g	Y g	Z g	F	P global
12 Hz	1.38 ±0.11	2.00 ±0.36	1.01 ±0.0.14	59.87	0.000
14 Hz	1.41 ±0.11	1.91 ±0.41	1.16 ±0.26	19.64	0.001
16 Hz	1.49 ±0.14	1.79 ±0.37	1.25 ±0.56	9.31 (*)	0.009
F	3.492	7.271	9.941 (*)		
P global	0.087	0.010	0.007		

**Tabla 6.** Análisis del efecto del eje y de la frecuencia de vibración sobre la aceleración del raquis lumbar en el ejercicio de rodillas vertical (expresado en "g"). (a) Chi<sup>2</sup>

FRECUENCIA	EJES		P	Intervalo de confianza al 95 %	
				Límite inferior	Límite superior
12 Hz	X	Y	0.001	-0.925	-0.304
		Z	0.000	0.290	0.459
	Y	X	0.001	0.304	0.925
		Z	0.000	0.639	1.339
14 Hz	X	Y	0.012	-0.873	-0.122
		Z	0.028	0.029	0.480
	Y	X	0.012	0.122	0.873
		Z	0.004	0.292	1.213
16 Hz	X	Y	0.087	-0.647	0.541
		Z	0.109 (*)		
	Y	X	0.087	-0.541	0.647
		Z	0.038 (*)		

**Tabla 7.** Análisis de la comparación por pares del efecto de los ejes sobre la aceleración transmitida al raquis lumbar en las distintas frecuencias de vibración durante el ejercicio con apoyo de rodillas en vertical.

- significación asintótica bilateral: -1.601
- significación asintótica bilateral: -2.073

EJE	FRECUENCIA	FRECUENCIA	P	Intervalo de confianza al 95 %	
				Límite inferior	Límite superior
X	12Hz	14 Hz	0.516	-0.097	0.037
		16 Hz	0.132	-0.266	0.032
	14 Hz	12Hz	0.516	-0.037	0.097
		16 Hz	0.435	-0.262	0.088
	16 Hz	12Hz	0.132	-0.032	0.266
		14 Hz	0.435	-0.088	0.262
Y	12Hz	14 Hz	0.402	-0.081	0.254
		16 Hz	0.032	0.018	0.384
	14 Hz	12Hz	0.402	-0.254	0.081
		16 Hz	0.059	-0.004	0.232
	16 Hz	12Hz	0.032	-0.384	-0.018
		14 Hz	0.059	-0.232	0.004
Z	12Hz	14 Hz	0.020 (a)		
		16 Hz	0.012 (b)		
	14 Hz	12Hz	0.020 (a)		
		16 Hz	0.889 (c)		
	16 Hz	12Hz	0.012 (b)		
		14 Hz	0.889 (c)		

**Tabla 8.** Análisis de la comparación por pares del efecto de la frecuencia de vibración sobre la aceleración transmitida al raquis lumbar en los distintos ejes durante el ejercicio con apoyo de rodillas en vertical.

(a) significación asintótica bilateral: -2.320

(b) significación asintótica bilateral: -2.527

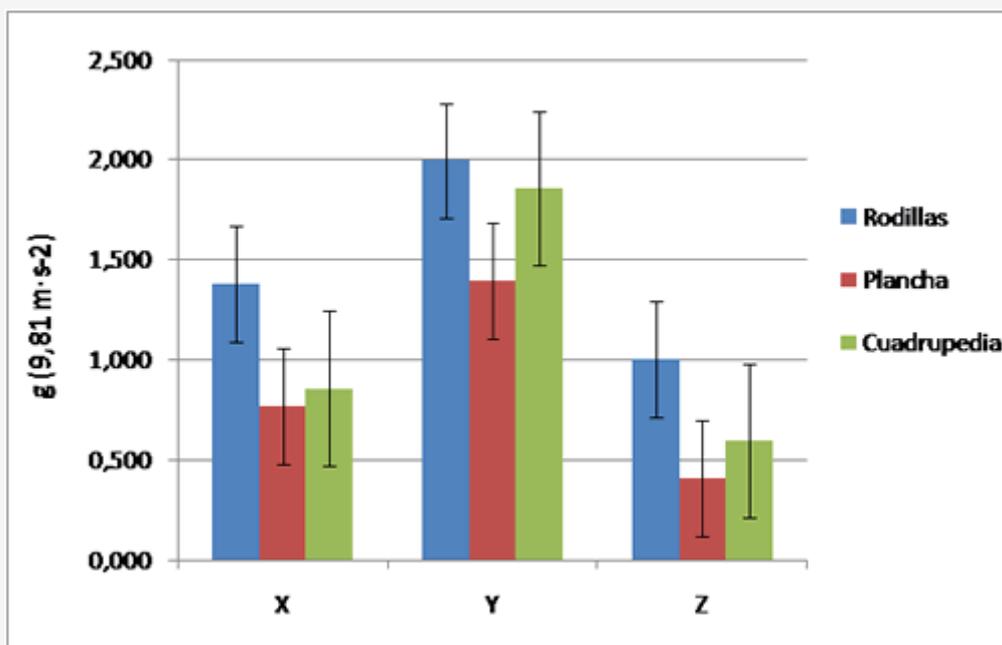
(c) significación asintótica bilateral: -0.140

El efecto del ejercicio sobre la aceleración transmitida al raquis en sus tres ejes y para cada una de las frecuencias de vibración empleadas en este estudio se muestra en la Tabla 9. Los resultados muestran cambios significativos en las aceleraciones transmitidas al raquis lumbar, como consecuencia del cambio de ejercicio, en muchos de los ejes y frecuencias de vibración. Los dos ejercicios que muestran mayores diferencias significativas entre sí son el ejercicio 1 (cuadrupedia) y 2 (plancha horizontal).

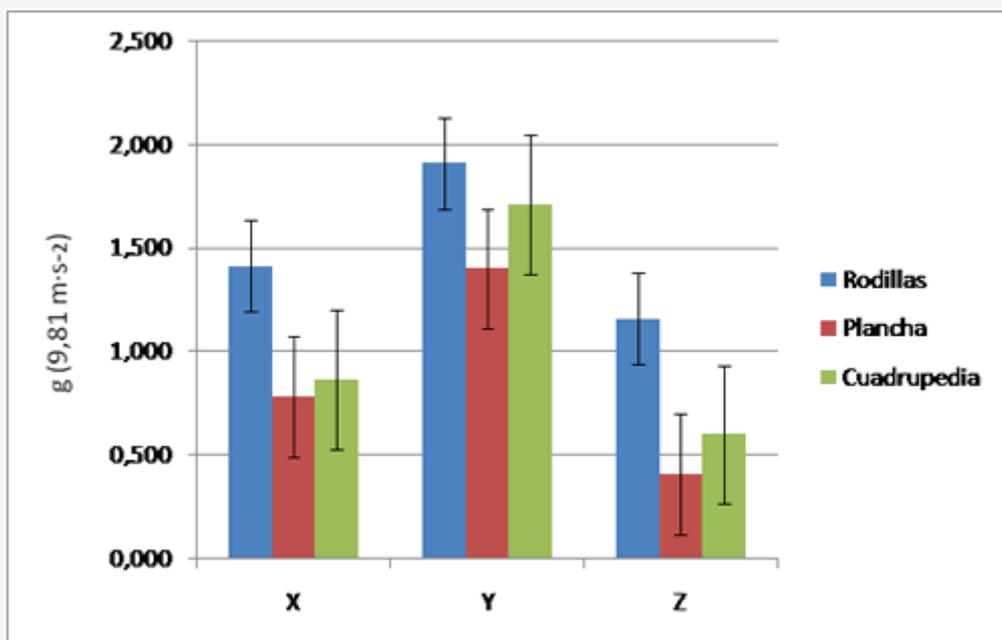
EJERCICIO	EJE	FRECUENCIA	ESTADISTICO	P	Diferencia de ejercicios		
					1 v 2	2 v 3	1 v 3
	X	12	103.088	0.000		X	X
		14	94.621	0.000		X	X
		16	140.826	0.000	X		X
	Y	12	24.533	0.000	X	X	
		14	11.486 (a)	0.003	X		
		16	10.000 (a)	0.007			
	Z	12	104.709	0.000	X	X	X
		14	61.515	0.000	X		
		16	18.00 (a)	0.007	X	X	X

**Tabla 9.** Efecto del ejercicio sobre la aceleración transmitida al raquis lumbar en cada eje a las distintas frecuencias de vibración. (a) Chi2 ; ejercicio 1: cuadrupedia; ejercicio 2: plancha horizontal; ejercicio 3: rodillas vertical

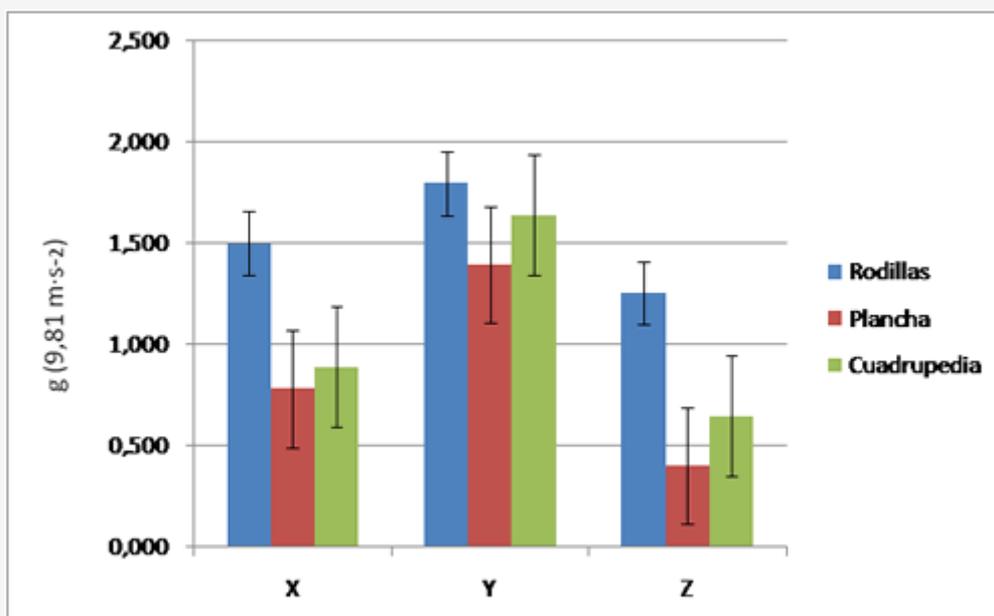
Las figuras 8, 9 y 10 representan gráficamente el alcance de las diferencias especificadas en la tablas 2, 4, 6 y 9. De los tres ejercicios, y para todas la frecuencias de vibración, el ejercicio con apoyo de rodillas en vertical es el que muestra transmitir mayor vibración (aceleración) al raquis lumbar en los tres ejes, seguido por el ejercicio en cuadrupedia y por el ejercicio con apoyo de codos (plancha horizontal) en último lugar. En los tres ejercicios es el eje Y de dirección lateral el que presenta mayores valores de aceleración. Por el contrario, es el eje de dirección vertical el que presenta menores valores de aceleración transmitida al raquis lumbar para cada uno de los tres ejercicios y frecuencias de vibración establecidas.



**Figura 8.** Análisis comparativo de la aceleración promedio transmitida al raquis lumbar entre los tres ejercicios para cada eje a 12 Hz. de frecuencia de vibración.



**Figura 9.** Análisis comparativo de la aceleración promedio transmitida al raquis lumbar entre los tres ejercicios para cada eje a 14 Hz. de frecuencia de vibración.



**Figura 10.** Análisis comparativo de la aceleración promedio transmitida al raquis lumbar entre los tres ejercicios y para cada eje a 16 Hz. de frecuencia de vibración.

## DISCUSIÓN

El principal resultado de este estudio es que las distintas posiciones corporales no bípedas adoptadas sobre la plataforma vibratoria que caracterizaban a cada uno de los tres ejercicios producen efectos distintos en la vibración (aceleración) transmitida al raquis lumbar sobre cada uno de los tres ejes.

Los resultados obtenidos muestran diferencias de aceleración entre cada uno de los tres ejes para cada ejercicio ( $p < 0.001$ ). El eje correspondiente con la dirección antero-posterior fue el que menor vibración registró de los tres ejes, mientras que la mayor parte de esta aceleración se transmitió al eje Y correspondiente con la dirección lateral para todas las frecuencias de vibración y ejercicios establecidos en este estudio. El movimiento oscilatorio basculante de este tipo de plataformas produce obligatoriamente un desplazamiento lateral alternativo entre los dos hemicuerpos, mayor cuando mayor amplitud pico-pico se establezca, lo que puede justificar este resultado. A su vez, las moderadas-bajas frecuencias de vibración utilizadas para este estudio (12 a 16 Hz.) pueden explicar que las aceleraciones producidas en el eje vertical no hayan sido superiores a las producidas en el eje Y. Esto último también se refleja en los resultados sobre las diferencias entre la aceleración producida sobre la plataforma vibratoria con carga y la registrada en el raquis lumbar con cada incremento de la frecuencia vibratoria (figuras 11, 12 y 13). Las diferencias de aceleración son mayores para el eje vertical en los tres ejercicios, lo que probablemente manifiesta la mayor capacidad amortiguadora de la vibración del sistema raquídeo en sentido vertical (estrés compresivo) que en los demás ejes. En concordancia con nuestro estudio, el trabajo de Cook et al. (2009) sobre la modulación triaxial de la aceleración inducida a las extremidades inferiores, observó que a las frecuencias de vibración más altas (40 Hz.) había una superioridad de la aceleración registrada en el eje Y (lateral), respecto del eje X y Z, en el ejercicio de squat estático sobre una plataforma vertical, argumentando un posible ajuste postural por el mayor desequilibrio impuesto.

Las diferencias interindividuales, pese a la relativa homogeneidad de la muestra de sujetos, respecto de la aceleración transmitida al raquis lumbar en cada ejercicio y la desviación típica presentada en las figuras 8, 9 y 10 pueden haberse debido a múltiples factores propios del individuo, como la masa corporal, las variaciones de la postura durante los ejercicios, las características antropométricas, la distribución de la masa corporal, la activación muscular, u otras características físicas del cuerpo humano, como ha sido constatado por otros estudios (Matsumoto y Griffin, 1998;

Todos estos hallazgos son novedosos por cuanto es el primer estudio que se propone estudiar los efectos de la de la vibración mecánica de cuerpo entero sobre la transmisión de la aceleración al raquis lumbar en posiciones corporales distintas a la bipedestación, y uno de los pocos que analiza la transmisión triaxial del estímulo vibratorio a las estructuras raquídeas. No obstante, la transmisión y amortiguación de la vibración es un fenómeno complejo que depende de numerosos factores propios del sujeto como hemos comentado, pero entre los que destaca la posición corporal. La posición del cuerpo sobre la plataforma determina la trasmisión y el alcance de la vibración desde el foco generador hasta las estructuras anatómicas del cuerpo. 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 (Lisón-Párraga et al., 2012), algo que hemos tratado de averiguar mediante el presente trabajo de investigación.

El análisis estadístico del efecto del cambio de la frecuencia de vibración sobre las aceleraciones registradas para cada eje muestra un comportamiento distinto para cada ejercicio. En el ejercicio de plancha horizontal el comportamiento de la aceleración transmitida a los ejes X, Y y Z resulta similar a las tres frecuencias de vibración, además de ser el ejercicio que alcanza los valores de aceleración más bajos (figura 8, 9 y 10). Esto puede deberse a que los codos y antebrazos se apoyan directamente sobre la plataforma vibratoria, y por tanto la vibración que se transmite y alcanza el raquis lumbar es menor que en los demás ejercicios, pues la carga gravitacional (aceleración) desciende a medida que los segmentos se alejan del foco vibratorio debido al efecto amortiguador de las articulaciones implicadas (Yue y Mester, 2002). Esto puede explicar tanto que las diferencias de aceleración entre las tres frecuencias establecidas no sean significativas ( $p > 0.05$ ) en este ejercicio como que los valores máximos y promedios alcanzados sean los menores de los tres ejercicios utilizados para este estudio. El único estudio que ha investigado los efectos de la vibración mecánica sobre la activación muscular abdominal y la transmisión de la aceleración en el ejercicio de plancha horizontal es el realizado por Lisón-Párraga et al. (2012). Estos autores no encontraron diferencias significativas, en lo que a transmisión de aceleración se refiere, en el eje Z (vertical) a las distintas frecuencias de vibración. Igualmente tampoco encontraron diferencias significativas en las aceleraciones registradas en el eje X (antero-posterior) cuando la frecuencia aumentó de 16 a 20 Hz. Solamente encontraron diferencias significativas entre frecuencias en los ejes X e Y ( $p < 0,001$ ). No obstante, este estudio fijó el acelerómetro en la cabeza, y no en el raquis lumbar, además de utilizar frecuencias de vibración de hasta 20 Hz., por lo que sus resultados deben ser comparados a los de nuestro estudio con cautela.

En el ejercicio de cuadrupedia con apoyo de rodillas sobre la plataforma se da un efecto significativo del cambio de la frecuencia de vibración sobre las aceleraciones transmitidas sólo para el eje Y (lateral) y con 16 Hz. Ya hemos mencionado que el eje Y, correspondiente a la dirección lateral del desplazamiento, es el que mayores valores de aceleración muestra debido al movimiento oscilatorio basculante de este tipo de plataformas y probablemente también por las bajas-moderas frecuencias vibratorias utilizadas. Además, el estrecho espectro de frecuencias de vibración utilizado (de 12 a 16 Hz.), por cuestiones de seguridad, puede haber influido en los efectos no significativos sobre la aceleración producida en el raquis lumbar en todos los ejes y a las distintas frecuencias. Así, podríamos especular que un espectro de frecuencias de vibración más amplio podría haber mostrado un efecto significativo del cambio de frecuencia sobre las aceleraciones transmitidas en todos los casos. Por otro lado, es interesante comprobar que el eje Y manifiesta una desaceleración a medida que se incrementa la frecuencia de vibración, aspecto el cual también sucede en el ejercicio con apoyo de rodillas en vertical. Este hecho es difícil de explicar, aunque una posibilidad es que una mayor activación de la musculatura lumbar y glútea con cada incremento de la frecuencia de vibración haya amortiguado la mayor aceleración producida por la plataforma. La modulación de la actividad muscular es uno de los principales mecanismos o respuestas para amortiguar la vibración mediante el proceso definido como "ajuste muscular" (Lafortune et al., 2002; Wakeling et al., 2002). Se ha propuesto que el cuerpo tiene una estrategia de ajuste o "tuning" de su actividad muscular para mitigar la transmisión de vibraciones a través de los tejidos blandos en un intento de reducir posibles efectos negativos (Nigg, 1997). A mayor nivel de activación muscular, mayor coeficiente de amortiguación y menores efectos nocivos de la vibración (Wakeling y Nigg, 2001). No obstante, no existen otros estudios sobre la transmisión de la vibración mecánica en ejercicios en posiciones con apoyo de rodillas sobre una plataforma vibratoria con los que poder comparar nuestros resultados.

En el ejercicio con apoyo de las rodillas en vertical el comportamiento de la aceleración transmitida a los ejes Y (lateral) y Z resulta significativo ante los cambios de la frecuencia de vibración ( $p < 0.01$ ). Sin embargo, es importante señalar que para este ejercicio se da una inversión de la dirección del desplazamiento en los ejes X y Z respecto de los otros dos ejercicios debido al posicionamiento perpendicular del acelerómetro respecto al suelo. Esta situación implica que el eje X se corresponda con la dirección vertical del desplazamiento y que el eje Z lo sea del desplazamiento antero-posterior. Al igual que para el ejercicio anterior de cuadrupedia, es el eje Y (lateral) el que manifiesta mayores valores de aceleración de los tres ejes y desaceleración a medida que se incrementa la frecuencia de vibración por las mismas razones esgrimidas anteriormente. Por último, es con este ejercicio con apoyo de rodillas sobre la plataforma y posicionamiento vertical del tronco donde se alcanzan los valores de aceleración más altos para los tres ejes. Esto puede ser debido a que la posición perpendicular del tronco apoyando las rodillas y todo el peso corporal directamente sobre la plataforma y sin flexionar la articulación de la cadera facilita la transmisión de la vibración hasta el raquis lumbar más que en los otros dos ejercicios. Sabemos que el estímulo vibratorio desciende con el efecto amortiguador de las articulaciones implicadas (Yue y Mester,

2002), y que por tanto la transmisión de la vibración al tren superior es generalmente mayor con pequeños ángulos de flexión articular (Abercromby et al., 2007), aumentando por tanto con las rodillas totalmente extendidas en los ejercicios en bipedestación (Matsumoto & Griffin, 1998; Harazin & Grzesik, 1998), o en este caso con la articulación de la cadera y raquis en posición perpendicular sin el efecto amortiguador de la articulación de la rodilla.

Uno de los objetivos secundarios de este estudio era analizar si la aceleración transmitida al raquis lumbar en los ejercicios realizados no superaba las recomendaciones seguras establecidas según la normativa ISO 2631-1 de 1997. Sobre esta cuestión relativa a la seguridad debemos comentar que la mayoría de las plataformas vibratorias son capaces de exponer a los sujetos a intensidades de vibración potencialmente lesivas, de ahí nuestra preocupación por esclarecer este punto con una tipología de ejercicios que supuestamente facilitaban la transmisión de la vibración mecánica a una estructura anatómica tan vulnerable como el raquis. Así pues, los principales factores que deben considerarse para garantizar la seguridad de las personas que participan en un entrenamiento con vibraciones incluyen la magnitud (frecuencia y amplitud), la duración de la exposición, y la posición del cuerpo durante dicha exposición. En este sentido, la normativa ISO 2631-1 (1997) define los límites de vibración tolerados con seguridad por sujetos sanos frente a la exposición continuada en el ámbito laboral mediante la estimación del Valor de Dosis de Vibración (eVDV). El eVDV se considera como potencialmente dañino si excede un límite máximo de la normativa ISO de 17 m/s-1.75 (Abercromby et al., 2007). En particular, esta normativa se ha basado en datos obtenidos de pilotos de aeronaves y conductores (p.e.: para conocer la aplicación de vibración por las nalgas) (Rittweger, 2010). Por ello, es importante señalar que la razón de ser de esta normativa para salvaguardar la salud de las personas de la exposición a WBV fue originalmente desarrollada para valorar la exposición crónica (diaria) a la vibración en el marco ocupacional, debido a su asociación con el aumento del riesgo de dolor lumbar, dolor ciático, degeneración de las estructuras raquídeas (Kiiski et al., 2008; Anderson, Otun, y Sweetman; 1987) y desórdenes neurovestibulares (Seidel, Harazin, Pavlas, et al.; 1988). Por tanto, esta comparación puede no ser útil para la valoración de los efectos adversos para la salud de exposiciones infrecuentes a vibraciones de cuerpo entero (Abercromby et al., 2007). Es por ello que los riesgos para la salud de las vibraciones mecánicas no puedan ser calculados de forma precisa utilizando los estándares para la salud de la normativa ISO, debido a la naturaleza intermitente (no continuada) de esta modalidad de ejercicio (Abercromby et al., 2007) y, consecuentemente, podrían tener un valor limitado al menos para los ejercicios en bipedestación sobre una plataforma vibratoria. La cuestión entonces es saber hasta qué punto estos estándares tienen aplicación cuando la vibración mecánica es un medio de ejercicio y rehabilitación (Rittweger, 2010), y específicamente cuando los ejercicios realizados sobre plataforma vibratoria afectan muy directamente al raquis y a la cabeza -como los realizados para este estudio- donde las piernas no sirven para ayudar a amortiguar la transmisión de la vibración al tronco. A su vez, es confuso comprobar cómo las evidencias científicas muestran que la vibración de cuerpo entero por encima de los niveles de seguridad ISO 2631-1 pueden incluso aliviar el dolor de espalda en pacientes con dolor lumbar crónico como ha sido comprobado en algún estudio (Rittweger, Just, Kautzsch, Reeg y Felsenberg, 2002). Además, vibraciones bien por encima de los niveles de seguridad ISO 2631-1 son habituales en deportes como el esquí (Spitzenpfeil y Mester, 1997), y seguramente en muchas otras especialidades deportivas.

Por otro lado, pese a que la literatura científica alerte sobre el riesgo del efecto de resonancia a bajas frecuencias de vibración, como las utilizadas en este estudio, en las distintas estructuras corporales incluidas el raquis lumbar (Mester et al., 2001), y por lo tanto recomiende emplear frecuencias superiores a los 20 Hz. con objeto de evitar la aparición de este fenómeno (Yue y Mester, 2002; Mester et al., 2006), también es cierto que debemos tener en cuenta que la frecuencia de resonancia afecta de forma distinta según qué estructura u órgano se trate, y que además depende de múltiples factores, entre los que se incluye la distinción con que las vibraciones actúan sobre el cuerpo (Wakeling y Nigg, 2001). Sobre la dirección de la vibración, es decir, el eje predominantemente de la vibración determinado por el tipo de plataforma vibratoria, es importante señalar que tales recomendaciones de seguridad se derivan de estudios que han utilizado plataformas de tipo vertical, y no basculante como la de nuestro estudio. Pensamos que es por ello que, en todos los ensayos clínicos realizados en este estudio, ningún sujeto refiriese señales de malestar o molestia durante la exposición vibratoria a los ejercicios realizados.

Todo esto nos plantea serias dudas sobre el procedimiento correcto para dilucidar científicamente a qué dosis (frecuencia, amplitud y tiempo de exposición) podemos considerar los ejercicios utilizados para nuestro estudio como seguros para la integridad raquídea. Ante esta situación, sólo podemos presumir que las posiciones corporales estudiadas en el presente estudio constituyen ejercicios razonablemente seguros para la integridad raquídea a bajas y moderadas frecuencias (12 a 16 Hz) si solo si son realizados sobre plataformas vibratorias basculantes y durante un tiempo de exposición moderado durante las sesiones de entrenamiento en sujetos sanos. Por el contrario, podemos sospechar que los mismos ejercicios realizados sobre plataformas vibratorias verticales, donde la transmisión de la vibración al raquis y cabeza es mucho mayor (Abercromby et al., 2007), no serían seguros ni por tanto recomendables.

Consideramos de interés resaltar que los resultados obtenidos en este estudio no pueden ser directamente extrapolados a otro tipo de población de la estudiada. Las aceleraciones inducidas por la vibración mecánica a las distintas estructuras corporales puede variar ostensiblemente por muchas causas diversas entre sujetos y tipos de poblaciones, como por ejemplo la geometría articular, mediciones antropométricas, masa muscular y tensión (Cook et al., 2009). Los sujetos utilizados para este estudio eran adultos jóvenes sanos altamente entrenados a nivel neuromuscular (aunque sin

experiencia en entrenamiento vibratorio), por lo que es de suponer que mostraran una mejor capacidad amortiguadora de la vibración, y por tanto una menor transmisión de la misma al raquis lumbar, que otro tipo de poblaciones menos entrenadas. Como ya ha sido comentado, uno de los principales mecanismos del cuerpo humano implicados en la amortiguación de las vibraciones es la modulación de la actividad muscular (Wakeling et al., 2002). Igualmente, tampoco los resultados obtenidos en este estudio pueden ser extrapolables a vibraciones de cuerpo entero generadas por plataformas vibratorias de tipo vertical. En este sentido, Abercromby et al. (2007) pudieron demostrar que los resultados obtenidos en plataformas de tipo rotacional (basculante), en lo que a transmisión de la vibración se refiere, pueden no ser reproducibles a vibraciones generadas por plataformas de tipo vertical. Estos autores vieron que la transmisión de la energía mecánica vibratoria al tren superior y cabeza era de 2 a 3 veces mayor (71 a 189%) en la plataforma de vibración vertical que en la rotacional, lo que podía atribuirse a una mayor amortiguación de la energía vibratoria por la rotación de la pelvis durante la vibración de tipo rotacional.

## CONCLUSIONES

---

Ante el análisis de los resultados podemos concluir que la aceleración inducida por la vibración mecánica al raquis lumbar es mayor en los ejercicios con apoyo de las rodillas (Cuadrupedia y Rodillas en vertical) que en el ejercicio con apoyo de los codos/antebrazos (Plancha horizontal) sobre una plataforma vibratoria basculante en una muestra de adultos jóvenes entrenados, lo que constata nuestra hipótesis inicial.

Otras conclusiones derivadas del estudio son también que:

- Los ejercicios en posiciones corporales no bípedas realizados sobre la plataforma vibratoria basculante producen efectos diferentes en la aceleración transmitida al raquis lumbar entre los tres ejes y entre cada ejercicio. El ejercicio de plancha horizontal presenta los valores de aceleración más bajos de los tres ejercicios estudiados, siendo el apoyo de rodillas en vertical el que registra los más elevados en los tres ejes.
- El cambio de frecuencia de vibración de 12 a 14 y 16 Hz modifica la aceleración del raquis de manera diferente en cada eje. El eje lateral disminuye su aceleración conforme aumenta la frecuencia en los ejercicios con apoyo de codos y rodillas sobre la plataforma.
- La modificación de la posición corporal no bípeda en la plataforma vibratoria y/o el cambio en la frecuencia de vibración no ejercen un efecto de interacción sobre la aceleración del raquis lumbar en ninguno de sus ejes.
- Los ejercicios con apoyo de rodillas y codos sobre una plataforma vibratoria basculante a bajas y moderadas frecuencias de vibración, realizados durante un tiempo de exposición moderado, son alternativas razonablemente seguras para la integridad raquídea en sujetos sanos en concordancia con la normativa ISO 2631-1 (1997).

Las conclusiones derivadas del presente estudio sugieren plantear la posibilidad y necesidad de proponer futuras investigaciones:

- Analizar la sollicitación de la musculatura del tronco con los ejercicios analizados en este estudio y dosis vibratorias similares.
- Comprobar si tras un periodo de entrenamiento se consiguen mejorías de los componentes de la estabilidad raquídea (fuerza, resistencia muscular, control neural).

## REFERENCIAS

---

1. Abercromby, A. F. J., Amonette, W.E., Layne, C.S., Mcfarlin, B.K., Hinman, M.R. y Paloski, W.H (2007). Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Med Sci Sports Exerc*, 39 (10), 1794-1800
2. Anderson JA, Otun EO, Sweetman BJ (1987). Occupational hazards and low back pain. *Rev Environ Health*;7:121-160
3. Cardinale, M. y Bosco, C (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sports Sci Rev*, 31, 3-7
4. Cardinale, M. y Lim, J (2003). The acute effects of two different whole body vibration frequencies on vertical jump performance. *Med Sports*, 56, 287-92
5. Cardinale, M., & Wakeling, J (2005). Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? . *Br J Sports Med*, 39, 585-89
6. Cook, DP, Mileva, KN, James, DC, Zaidell, LN, Goss, VG, and Bowtell, JL (2009). Triaxial modulation of the acceleration induced in the lower extremity during whole-body vibration training: a pilot. *J Strength Cond Res* 23(x): 000-000
7. Cordo, P., Gurfinkel, V.S., Bevan, L. y Ker, G.K (1995). Proprioceptive consequences of tendon vibration during movement. *J Neurophysiol*, 74, 1675-1688
8. Delecluse, C., Roelants, M. and Verschueren S (2003). Strength increase after whole-body vibration compared with resistance

- training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 335, 1033-1041
9. Eklund, G. y Hagbarth, K.E (1966). Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental Neurology*, 16, 80-92
  10. Fitts, R., Riley, D. and Widrick, JJ (2001). Functional and structural adaptations of skeletal muscle to microgravity. *The Journal of Experimental Biology* 204, 3201-3208
  11. Hagbarth, K.E. y Eklund, G (1965). Motor effects of vibratory muscle stimuli in man. En: Granit, R. (ed.). *Muscular Afferent and Motor Control (177-186)*. Estocolmo: Almqvist and Wiksell
  12. Harazin B, Grzesik J (1998). The transmission of vertical wholebody vibration to the body segments of standing subjects. *J Sound Vibrat.* 215:775-787
  13. ISO: International Standards Organization (1997). Mechanical Vibration and Shock—Evaluation of Human Exposure to Whole Body Vibration. Part 1: General Requirements. International Standard ISO 2631-1. *International Standards Organization, Geneva, Switzerland*
  14. Jordan, M.J., Norris, S.R., Smith, D.J. y Herzog, W (2005). Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. *J Strength Cond Res*, 19 (2), 459-466
  15. 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
  16. Kim W, Voloshin AS, Johnson SH, Simkin, A (1993). Measurement of the impulsive bone motion by skin-mounted accelerometers. *J Biomech Eng* 115:47-52
  17. Kitazaki S, Griffin MJ (1995). A data correction method for surface measurement of vibration on the human body. *J Biomech* 28:885-890
  18. Lafortune MA, Henning E, Valiant GA (1995). Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. *J Biomech* 28:989-993
  19. Lafortune, MA, Lake, MJ, and Henning, EM (1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *J Biomech.* 29: 1531-1537
  20. Lisón-Párraga, J-F.; Martí-Salvador, M.; Harto-Cea, D.; Julián-Rufino, P.; Valero-Navarro, J.; Vera-García, F.J.; Pérez-Soriano, P.; Llana-Belloch, S (2012). Efectos de un entrenamiento vibratorio sobre la actividad del rectus abdominis y sobre la transmisión de aceleraciones durante la realización de un puente frontal. *Rev. int. cienc. Deporte (RICYDE)*, 29(8), 127-141
  21. Luo, J, McNamara, B y Moran, K (2005). The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Med*, 35 (1), 23 - 41
  22. Matsumoto, Y., Griffin, MJ (1998). Dynamic response of the standing human body exposed to vertical vibration: Influence of posture and vibration magnitude. *J Sound Vibrat*, 210:85-107
  23. Mester, J., Spitzenfeil, P. & Yue, Z (2001). Vibration loads: Potencial for strength and power development. In: P.V. Komi (Ed.), *Strength and power in sport* (pp. 488-501). *Oxford: Blackwell Publishing*
  24. Mester, J.; Kleinöder, H., & Yue, Z (2006). Vibration training: benefits and risks. *J Biomech*, 39, 1056-65
  25. Nazarov, V. y Spivak, G (1985). Development of athlete's strength abilities by means of biomechanical stimulation method. *Theory and Practice of Physical Culture*, 12, 445-450
  26. Nigg, B.M (1997). Impact forces in running. *Curr Opin Orthop*, 8, 43-47
  27. Nishihira, Y., Iwasaki, T., Hatta, A., Wasaka, T., Kaneda, T, Kuroiwa, K., Akiyama, S., Kida, T. Y Ryol, K.S (2002). Effect of whole body vibration stimulus and voluntary contraction on motoneuron pool. *Adv Exerc Sport Physiol*, 8, 83-86
  28. Nordlund, M.M. y Thorstensson, A (2007). Strength training effects of whole body vibration? . *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 17, 12-27
  29. Pel, J.J.M.; Bagheri, J.; Van Dam, L.M., Van den Berg-Emons, H.J.G., Horemans, H.L.D.; 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 and Physics*, 31, 937-44
  30. 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.. *Spine*, 27 (17), 1829-1834
  31. Rittweger, J., Mutschelknauss, M. y Felsenberg, D (2003). Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clin Physiol Funct Imaging*, 23 (2), 81-86
  32. Rittweger, J (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *Eur J Appl Physiol*, 108:877-904
  33. 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. *International Journal of Sports Medicine*, 25(1)
  34. Rubin C, Pope M, Fritton JC, 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*, 28:2621-2627
  35. Sanders, CE (1936). Cardiovascular and peripheral vascular diseases: treatment by a motorized oscillating bed. *JAMA*, 106:916
  36. Seidel H, Harazin B, Pavlas K, et al (1988). Isolated and combined effects of prolonged exposures to noise and whole-body vibration on hearing, vision and strain. *Int Arch Occup Environ Health*; 61:95-106
  37. Spitzenfeil P, Mester J (1997). Vibrationsbelastungen beim alpine Skilauf. *Sportorthopa "die, Sporttraumatologie*, p 209
  38. Wakeling, J.M., & Nigg, B.M (2001). Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity. *J Appl Physiol*, 90, 412-20
  39. Wakeling J.M., Nigg, B.M.; Rozitis AI (2002). Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *J Appl Physiol*, 93:1093-1103
  40. Whedon GD, Deitrick JE, Shorr E (1949). Modification of the effects of immobilization upon metabolic and physiologic functions of normal men by the use of an oscillating bed. *Am J Med*, 6(6):684-711
  41. Xie, L., Rubin, C. y Judex, S (2008). Enhancement of the adolescent murine musculoskeletal system using low-level mechanical vibrations. *J Appl Physiol*, 104 (4), 1056-1062

42. Yue, Z. y Mester, J (2002). A model analysis of internal loads, energetics, and effects of wobbling mass during the whole-body vibration. *Journal of Biomechanics*, 35 (5), 639-647