

UNIVERSIDAD DE LEÓN
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS BIOMÉDICAS
TESIS DOCTORAL INTERNACIONAL



**EFFECTOS DEL ENTRENAMIENTO DE
VIBRACIONES EN LA POBLACIÓN
MAYOR**

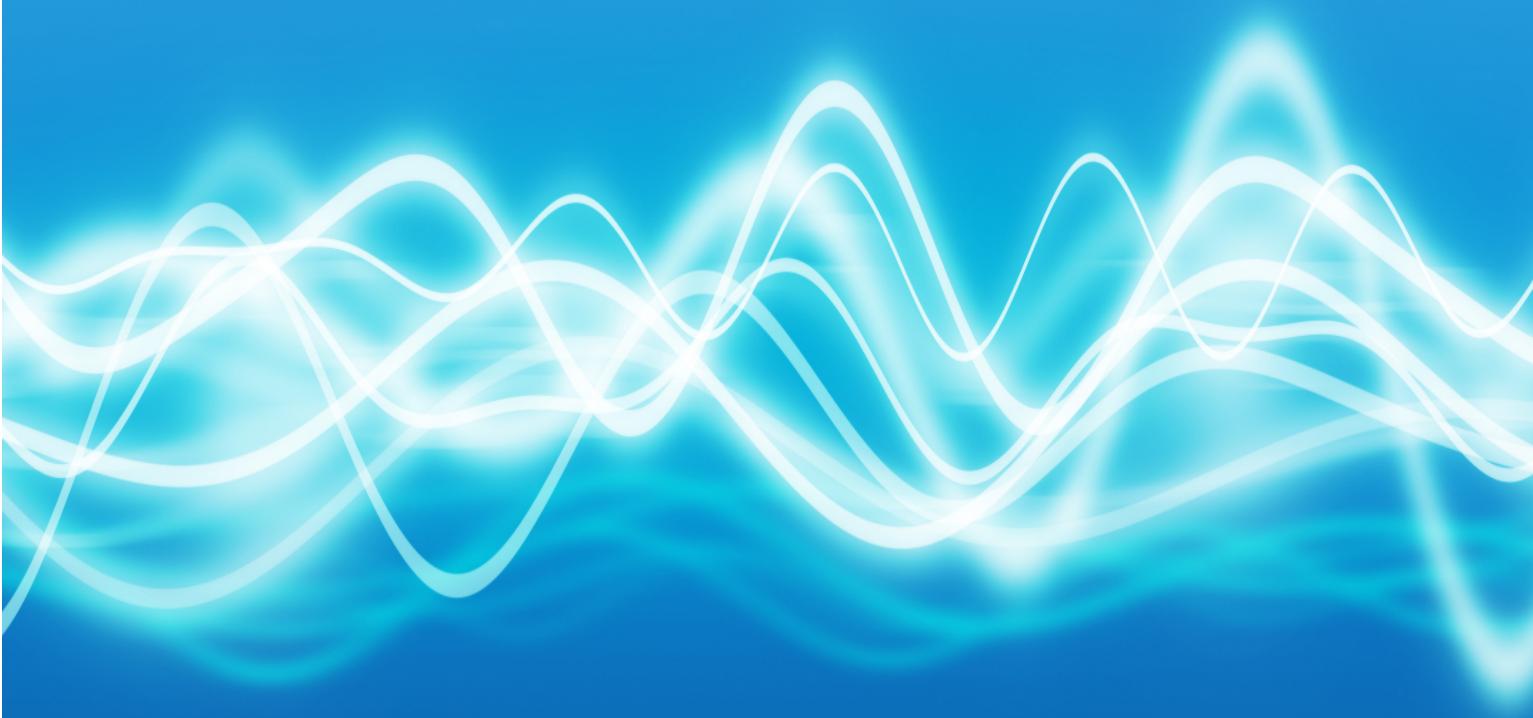
EFFECTS OF WHOLE BODY VIBRATION TRAINING IN OLDER PEOPLE

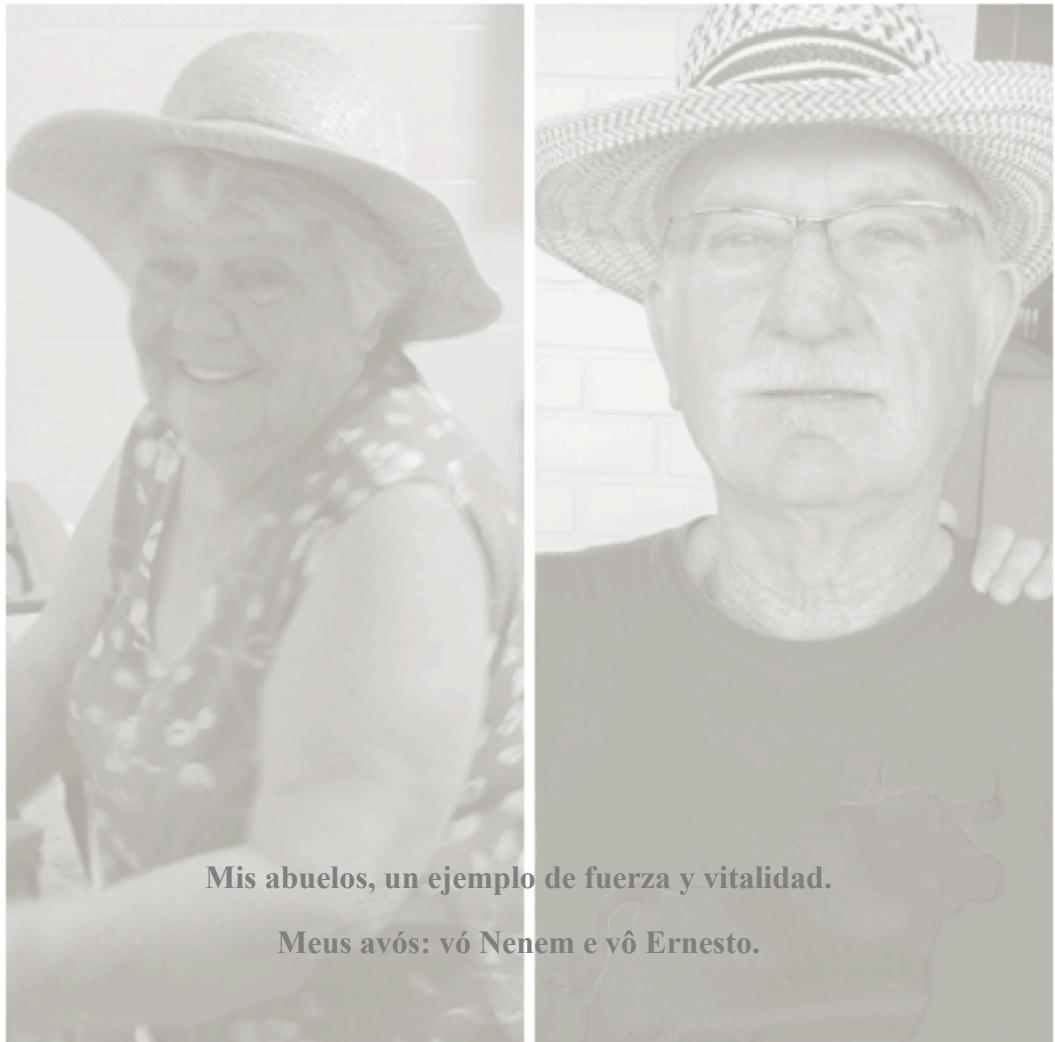
Directores

Dra. Nuria Garatachea Vallejo

Dr. Alejandro Santos Lozano

FERNANDA SANTIN MEDEIROS





Mis abuelos, un ejemplo de fuerza y vitalidad.

Meus avós: vó Nenem e vó Ernesto.

A mi familia, por todo su amor y su apoyo.

“Não queira acrescentar dias à sua vida, mas vida aos seus dias”.

Harry Benjamin.

*“Health is the greatest gift, contentment the greatest wealth, faithfulness
the best relationship”.*

*“La salud es el regalo más grande, la satisfacción la mayor riqueza, la
fidelidad la mejor relación”*

*“A saúde é o maior presente, satisfação a maior riqueza, fidelidade o
melhor relacionamento”.*

Buddha

UNIVERSIDAD DE LEÓN
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS BIOMÉDICAS



TESIS INTERNACIONAL POR COMPENDIO DE PUBLICACIONES

**EFECTOS DEL ENTRENAMIENTO DE
VIBRACIONES EN LA POBLACIÓN MAYOR**

“EFFECTS OF WHOLE BODY VIBRATION TRAINING IN OLDER PEOPLE”

DIRECTORES: DRA. NURIA GARATACHEA VALLEJO

DR. ALEJANDRO SANTOS LOZANO

FERNANDA SANTIN MEDEIROS

León, 2015.

INDICE DE CONTENIDOS

Compendio de trabajos previamente publicados.....	7
Resumen	9
Summary	11
Introducción.....	13
Vibración de cuerpo completo	16
Efectos de la vibración de cuerpo completo sobre el sistema muscular.....	18
Efectos de la vibración de cuerpo completo sobre el sistema esquelético	20
Asociación entre la fuerza de prensión máxima y la DMO.....	22
Efectos de la vibración de cuerpo completo sobre la capacidad funcional.....	22
Consideraciones finales	24
Objetivos.....	25
General	25
Específicos	25
Material y métodos	26
Material.....	26
Métodos	29
Protocolo fase I	29
Protocolo fase II	33
Protocolo fase III.....	38
Resumen global de los resultados.....	39
Resultados fase I.....	39
Resultados fase II.....	43
Resultados fase III.....	45
Discusión	47

Conclusiones.....	55
Conclusions	56
Agradecimientos.....	57
Referencias	60
Anexos.....	73
Índice de abreviaturas.....	73
Relación de tablas y figuras.....	74
Publicaciones.....	76

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS BIOMÉDICAS
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE
UNIVERSIDAD DE LEÓN
Email: *sepersonal@gmail.com*

Compendio de trabajos previamente publicados

Compendio de trabajos publicados para la elaboración del manuscrito de Tesis Doctoral y optar al Grado de Doctor en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.

Paper I: Santin-Medeiros F, Garatachea Vallejo N. Musculoskeletal effects of vibration training in the elderly. *Revista Española de Geriatría y Gerontología*. 2010;45(5):281-4. doi: 10.1016/j.regg.2010.04.001.

Paper II: Marin PJ, Santos-Lozano A, **Santin-Medeiros F**, Vicente-Rodriguez G, Casajus JA, Hazell TJ, Garatachea N. Whole-body vibration increases upper and lower body muscle activity in older adults: Potential use of vibration accessories. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22(3): 456-62. Factor de Impacto: 1.969.

Paper III: Santin-Medeiros F, Rey-López JP, Santos-Lozano A, Crist-Montero C, Garatachea N. Effects of 8 months of whole body vibration training on the muscle mass and functional capacity of elderly women. *Journal of Strength and Conditioning Research*. (Aceptado, en prensa). Factor de Impacto: 1.585.

Paper IV: Santin-Medeiros F, Santos-Lozano A, Rey-López JP, Garatachea N. Effects of eight months of whole body vibration training on hip bone mass in older women. *Nutrición Hospitalaria*. 2015;31(n04):1654-9. Factor de Impacto: 1.250.

Compendio de trabajos publicados durante la fase de investigación de doctorado para optar al Grado de Doctor en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte relacionados con la Tesis Doctoral

Marín PJ, Santos-Lozano A, **Santin-Medeiros F**, Delecluse C, Garatachea N. A comparison of training intensity between whole-body vibration and conventional squat exercise. *Journal of Electromyography and kinesiology*. Factor de Impacto: 2.264

Santos-Lozano A, **Santin-Medeiros F**, Marín PJ, Hernández-Sánchez S, Garatachea Vallejo, N. Comparación entre la respuesta de la actividad muscular lumbar en plataforma vibratoria y en ejercicio clásico de squat isométrico en 30° y 60° (A comparison of the lumbar muscle activity responsein 30° and 60° isometric squat between whole-body vibration and a classic exercise). *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*.

Santin-Medeiros F, Santos-Lozano A, Cristi-Montero C, Garatachea N. Effect of eight months of whole-body vibration training on quality of life in elderly women. *Research in Sports Medicine*. (Enviado y en proceso de revisión). Factor de Impacto: 1.425.

Resumen

Envejecer con salud manteniendo una alta calidad de vida es el gran reto de la sociedad actual. Por ello, la pérdida de masa muscular y ósea, junto con la disminución de la condición física es un importante problema económico y de salud pública y, debido a su impacto sobre el sistema sanitario. Existe un creciente interés por buscar y definir nuevos métodos de entrenamiento físico para mantener un nivel ideal de condición física en la población mayor. Actualmente hay distintas alternativas, una de ellas es el entrenamiento de vibraciones o entrenamiento vibratorio (EV), un método que se ha extendido en residencias para mayores y gimnasios en los últimos años. Conocer los efectos de dicho método en la población mayor es fundamental para los investigadores y los profesionales de la actividad física y de la salud.

El objetivo principal de los trabajos realizados durante la fase de investigación fue determinar los efectos del EV sobre el sistema musculoesquelético y sobre la condición física en mujeres mayores. Para ello se definieron tres fases: i) estudio de las adaptaciones neuromusculares agudas causadas por el entrenamiento vibratorio en la musculatura del tren inferior y del tren superior de personas mayores durante contracciones isométricas musculares; así como la comprobación de la modificación de la respuesta neuromuscular en personas mayores al utilizar correas o tensores para el tren superior y distintas superficies de apoyo durante un estímulo vibratorio; ii) determinación de los cambios producidos en la masa muscular del cuádriceps femoral y en la capacidad funcional de mujeres mayores tras un EV de 8 meses de duración y iii) evaluación del impacto de 8 meses de EV sobre la densidad mineral ósea (DMO).

Los principales resultados de la memoria de tesis sugirieron que:

- El EV aumentó la actividad eléctrica muscular tanto en los miembros superiores como en los miembros inferiores del cuerpo en personas mayores sanas. Por otra parte, los accesorios para alterar el estímulo vibratorio, como correas de mano ancladas a la plataforma o la alfombrilla de superficie, pueden ser utilizados para modificar la intensidad del ejercicio.
- Aunque la utilización del EV (dos veces por semana durante 8 meses) en mujeres mayores produjo un incremento medio no significativo en el área de la sección transversal (AST) del cuádriceps, el EV evitó la disminución del AST de cuádriceps mostrado por las mujeres mayores del grupo control.
- El programa de EV no consiguió mejorar de la capacidad funcional global en mujeres mayores en comparación con el grupo control.
- 8 meses de intervención de EV no llegaron a ser un estímulo suficiente para producir cambios significativos en la DMO de la cadera de mujeres mayores.

En general, los resultados mostraron que el EV de 8 meses de intervención no fue un estímulo suficiente para producir cambios significativos en la DMO de la cadera de mujeres mayores ni en la capacidad funcional. Aunque, dicho estímulo evitó la pérdida del AST del cuádriceps en mujeres mayores en comparación con el grupo control.

Summary

The great challenge of our society is to maintain a healthy aging with a high quality of life. Therefore, the loss of muscle and bone mass, along with the decreasing in physical condition is a major public health aspect, as well as an economic problem, due to its impact on the National Health System. There is growing interest in finding and defining new physical training methods to maintain an ideal fitness level in the population. Currently there are several alternatives, one of which is the training of vibration or vibration training (EV), a method that has spread in nursing homes and gyms over the last years. For health professionals is essential to know the effects of this method in the population.

The main objective of the work performed during the research phase was to determine the effects of EV on the muscular system, on bone mass and on physical fitness in older women. For that three stages were defined: i) study of acute neuromuscular adaptations caused by EV on the muscles of the lower body and upper body of elderly during isometric muscle contractions; checking and modifying the neuromuscular response in older people using straps or clamps for the top and various support surfaces train during a vibratory stimulus; ii) determining changes in the quadriceps femoris muscle mass and functional capacity of older women after 8 months of EV and iii) assessing the impact of these eight months of EV on bone mineral density (BMD).

The main results of the PhD dissertation suggested that:

- The EV increased the muscle activity in both upper limbs and lower limbs in healthy older adults. Moreover, the accessories used to modify the vibratory

stimulus, such as hand straps anchored to the platform or mat surface, can be used to modify the intensity of exercise.

- Although the use of the EV (twice a week for 8 months) in older women did not increase the area quadriceps cross section (AST), the EV seemed to prevent the loss of quadriceps AST showed by the older women in the control group.
- The EV intervention program failed to improve the overall functional capacity in older women compared with the control group.
- The EV 8 months of intervention was not sufficient enough stimulus to produce significant changes in the BMD of the hip of older women.

Overall, the results showed that 8 months of EV intervention was not sufficient enough stimulus to produce significant changes in the BMD of the hip of older women or in her functional capacity. However, the stimulus prevented the loss of AST in older women quadriceps compared to the control group.

Introducción

En las últimas décadas la esperanza de vida se ha incrementado en todo el mundo. Por primera vez en la historia en los países de la Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos (OCDE), se supera los 80 años de esperanza de vida, lo que supone un incremento de diez años desde 1970 (1). El número de personas mayores, tanto en términos absolutos como relativos ha aumentado (2) y podemos decir que la población mundial está envejecida y seguirá envejeciendo.

El envejecimiento humano es un proceso continuo asociado con una progresiva disminución de la funcionalidad de los sistemas fisiológicos y con un aumento de la prevalencia de enfermedades crónicas que afectan entre otros, al sistema cardiovascular y al musculoesquelético, pudiendo llegar a limitar la capacidad física y la autonomía de las personas (3, 4). Este proceso se caracteriza por la pérdida de masa muscular y rendimiento físico, por el aumento de la inactividad física y por la pérdida de autonomía para realizar las actividades de la vida diaria (5). El resultado final puede ser la discapacidad y la disminución de la calidad de vida de las personas mayores (5).

La inactividad física se asocia a enfermedades crónicas y, dado que la actividad física (AF) posee características antiinflamatorias (6, 7), realizarla de manera regular puede prevenir, e incluso tratar, muchas de ellas además de mejorar la autonomía de las personas mayores (5). Junto con el envejecimiento, la inactividad física también causa pérdida de masa ósea (8). Esta pérdida es especialmente marcada en mujeres postmenopáusicas (9), lo que supone un incremento en el riesgo de sufrir fracturas - principalmente en la cadera – que son el origen de un profundo declive de la funcionalidad y de la calidad de vida, incluso llevando a la muerte a un alto porcentaje de mayores en el año posterior de la fractura (10). Así mismo, la disminución de la

fuerza y de la masa muscular – sarcopenia (11) - está asociada con muerte prematura y con altos costes en el sistema sanitario (12). Por lo tanto, mantener un estilo de vida activo es fundamental para conservar una densidad mineral ósea (DMO) y un nivel de masa muscular adecuado, reduciendo la prevalencia de fracturas (13, 14) y el riesgo de caídas (10).

Estos cambios estructurales y funcionales debido al envejecimiento pueden alterar negativamente al funcionamiento cognitivo y motor de las personas mayores disminuyendo su calidad de vida (15). Las guías de prácticas clínicas del Colegio Americano de Medicina del Deporte (ACSM) identificaron la importante función de la AF sobre el tratamiento de la demencia (16), de la depresión y de la ansiedad (17). Igualmente, hay evidencias de que la AF puede prevenir o retrasar el deterioro cognitivo (18, 19), la discapacidad (20, 21) y mejorar la calidad del sueño (22). Por tanto, la AF aparece una vez más como elemento fundamental para aumentar la calidad de vida de las personas a través de la mejora del funcionamiento físico y el bienestar psicológico (23).

A pesar de la importancia de mantener una vida activa y de realizar ejercicio físico para poseer una buena condición física y salud, las mujeres mayores gastan dos tercios de su tiempo en comportamientos sedentarios (24), aumentando el riesgo de sufrir enfermedades crónicas. Este dato confirma la necesidad de aumentar y mejorar las políticas públicas destinadas a la promoción de la salud de personas mayores, con el objetivo de incrementar el número de participantes, ofreciendo actividades motivadoras y factibles a la población mayor (25).

El entrenamiento de vibraciones o entrenamiento vibratorio (EV), es un tipo de entrenamiento que se ha extendido notablemente en los últimos años en residencias para

mayores y gimnasios (26). Los estudios centrados en los efectos del EV en personas mayores recomiendan este modo de ejercicio como una alternativa terapéutica para la prevención y/o mejora de la osteoporosis y sarcopenia, además de otras enfermedades y problemas de salud (27). El estudio de la vibración es una tarea multidisciplinar en la que están involucradas distintas áreas, desde la ingeniería y la medicina, hasta la psicología (28). Así, Griffin et al. (29) definieron distintos tipos de ondas vibratorias (**figura 1**).

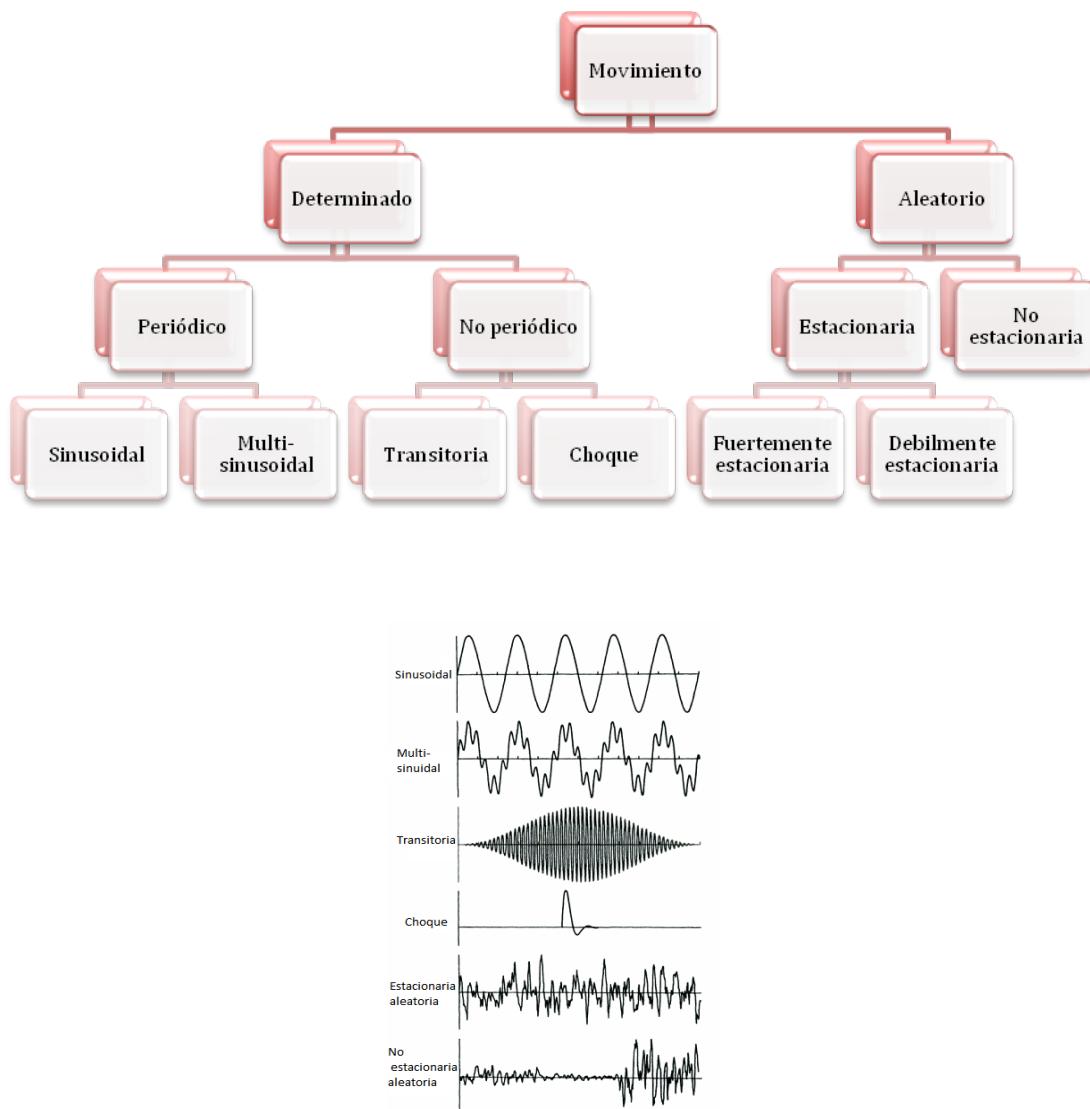


Figura 1. Clasificación tipos de ondas vibratorias en relación al tipo de movimiento y esquema gráfico de las mismas según Griffin et al. (29).

Existen distintas formas de proporcionar al cuerpo el estímulo vibratorio: mediante su aplicación directa al vientre muscular o tendón - sistema puntual - o a través de plataformas vibratorias (PV) que aplican el estímulo sobre todo el cuerpo. La mayoría de las vibraciones utilizadas para el entrenamiento físico son de tipo sinusoidal (30), lo que supone que el ejercicio vibratorio se realice a través de una transición cíclica entre contracciones musculares excéntricas y concéntricas (31).

1.1. *Vibración de cuerpo completo*

Básicamente las PV más utilizadas en el ámbito del ejercicio físico y la salud son las verticales, que vibran en una dirección predominantemente vertical, y las horizontales u oscilantes, que vibran a través de la rotación de un eje horizontal (**figura 2**) (32).

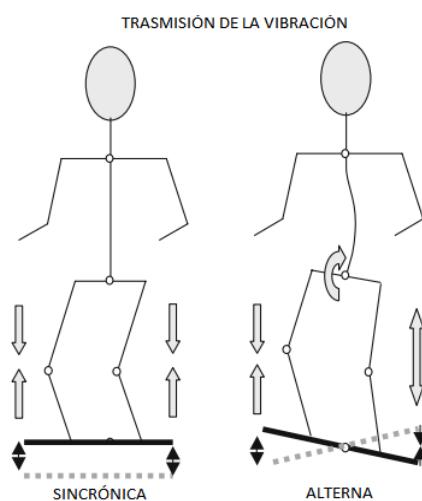


Figura 2. Transmisión del estímulo en plataforma vibratoria vertical (izquierda) y horizontal u oscilante (derecha) (19).

Dependiendo del tipo de PV utilizada la trasferencia del estímulo es distinto (**figura 2**). En las verticales los dos pies lo reciben de manera sincrónica, es decir simultánea, mientras que en las plataformas oscilantes es alterna, mientras un pie está

arriba el otro está abajo (31). Por consiguiente, en las PV la contracción y la relajación de los músculos del tren inferior se producen al mismo tiempo tanto en el miembro izquierdo como en el derecho, dirigiéndose el estímulo de forma lineal. En cambio, en las horizontales u oscilantes se introduce un componente giratorio en la columna lumbar debido a que la forma de trabajo es alterna (31).

Además del tipo de vibración, los parámetros que definen las respuestas del sistema esquelético al estímulo vibratorio son la amplitud máxima (desplazamiento en mm de la plataforma), la frecuencia de la vibración (número de repetición de los ciclos oscilatorios que se producen en un s, expresada en Hz), y la aceleración (en unidades gravitacionales, $m \cdot s^{-2}$) del estímulo vibratorio, y la duración, el descanso y el tipo de ejercicio realizado (33). La interacción de la frecuencia y la amplitud de la vibración definen la aceleración del estímulo de la PV (**ecuación 1 y figura 3**).

$$A = 2 \pi^2 \cdot F^2 \cdot D \quad (\text{Ecuación 1})$$

Siendo: A, la aceleración en $m \cdot s^{-2}$; F, la frecuencia en Hz y D, la amplitud en mm (34).

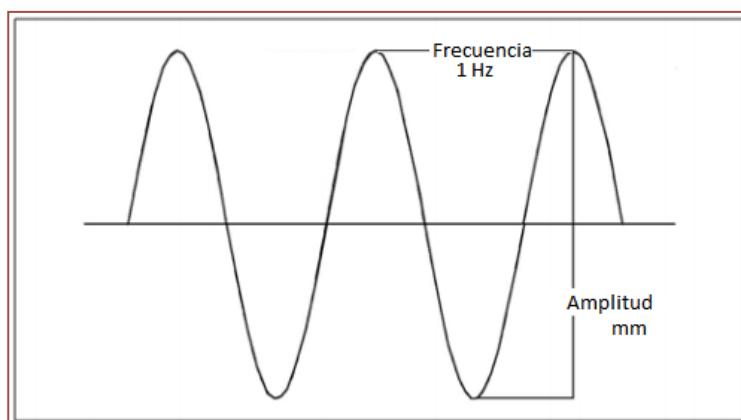


Figura 3. Frecuencia y amplitud de una onda, parámetros que definen su aceleración.

Como medida de seguridad en el EV se utilizan frecuencias comprendidas entre 20-70 Hz (33) dado que el cuerpo tratará de amortiguar las vibraciones a través del hueso, cartílago, líquido sinovial, tejido blando y de la actividad muscular (35). Además, en el cuerpo humano los órganos internos vibran en frecuencias de 5-20 Hz (36) y puede haber daño muscular con frecuencias superiores a 70 Hz (37).

Las PV envían vibraciones a través del cuerpo utilizando frecuencias que varían entre 15 y 60 Hz, y amplitudes entre 1 y 10 mm. La aceleración enviada puede llegar a las 15 g (1 g = fuerza de la gravedad o $9.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$). Considerando las múltiples combinaciones posibles entre frecuencia y amplitud, existe gran variedad de diseño de protocolos.

1.2. Efectos de la vibración de cuerpo completo sobre el sistema muscular

Tradicionalmente se ha utilizado el entrenamiento de fuerza para reducir los efectos de la sarcopenia, ya que está comprobado científicamente que induce hipertrofia muscular y aumenta la fuerza, así como la capacidad funcional de las personas mayores (38). Sin embargo, en los últimos años se ha incrementado el interés por conocer la influencia del estímulo vibratorio sobre el sistema neuromuscular de los mayores (39).

La ganancia de fuerza causada por las vibraciones podría deberse a factores neuronales relacionados con una mayor sensibilidad del reflejo de estiramiento (40). Cuando un músculo es sometido a vibración se estimulan las terminaciones primarias del huso muscular (afferentes) que excitan las α -moto neuronas y provocan la contracción de las unidades motoras homónimas, resultando finalmente en una contracción tónica del músculo conocida como reflejo tónico vibratorio (41). Además, podría suponer una modificación del centro gravitatorio mientras se está expuesto a la

vibración, lo que exigiría al individuo a reequilibrarse. No sólo eso, podría reducir el proceso de envejecimiento en las estructuras musculo-esqueléticas (42).

Hasta la fecha, los estudios de intervención que han utilizado el EV para aumentar la masa muscular en personas mayores son limitados y muestran resultados controvertidos, especialmente en las mujeres mayores (43-48). En hombres mayores ($n = 97$, rango de edad: 60-80 años), Bogaerts et al. (43) encontraron un aumento del 3.4 % de la masa muscular del muslo tras un 1 año de EV (frecuencia: 35 Hz y 40 Hz; amplitud: 2.5 mm y 5 mm). Sin embargo, después de 6 meses de programa en dos muestras de mujeres mayores [$n = 70$, rango de edad comprendido 58-74 años (frecuencia: 35 Hz y 40 Hz; amplitud: 1.7 mm y 2.5 mm) (48) y $n = 113$, edad media = 79.6 años (frecuencia: 30 Hz y 40 Hz; amplitud: 1.6 mm y 2.2 mm)] (47) no se obtuvieron cambios significativos en la masa muscular del cuádriceps. Además, Fjeldstad et al. concluyeron que en mujeres mayores ($n = 55$, rango de edad: 60-75 años) la combinación de ejercicios de resistencia y de un estímulo de vibración (frecuencia: 35-40 Hz; amplitud: 3 mm) durante 8 meses produjo menos hipertrofia que un programa exclusivo de resistencia muscular (incremento de la masa corporal magra de 2.7 % y 3.2 %, respectivamente) (44). Finalmente, en un reciente estudio de intervención en hombres y mujeres mayores ($n = 49$), 11 semanas de EV (frecuencia: 40 Hz; amplitud: 2 mm) fue ineficaz para aumentar su masa muscular (45). En contraste con estos resultados negativos, Machado et al. (46) encontraron una hipertrofia considerable (vasto interno: + 8.7 % y bíceps femoral: + 15.5 %) en tan sólo 10 semanas de EV (frecuencia: 20-40 Hz; amplitud: 2 mm y 4 mm) en mujeres mayores ($n = 26$, rango de edad: 76-79 años).

En base a las evidencias científicas de las que disponemos hasta la actualidad, no está clara la influencia de las vibraciones en el sistema neuromuscular de las personas

mayores. Estas diferencias pueden deberse a cuestiones metodológicas y de evaluación de los resultados, por ejemplo, la absorciometría dual de rayos X (DXA) se ha utilizado comúnmente para evaluar la masa muscular (49). Y, aunque las mediciones por DXA y por resonancia magnética nuclear (RMN) que se derivan de la masa muscular del muslo están altamente correlacionadas, la DXA puede sobreestimar la pérdida de masa muscular en personas mayores (50).

1.3. Efectos de la vibración sobre el sistema esquelético

La evidencia de la efectividad del EV en personas mayores es limitada. El estudio publicado por Verschueren et al. (frecuencia: 35 Hz y 40 Hz; amplitud: 1.7 mm y 2.5 mm) (48) con mujeres post-menopáusicas mostró efectos beneficiosos en la DMO de la cadera después de 24 semanas de EV (+0.93 %, $p < 0.05$), lo que sugiere que el EV podría prevenir la osteoporosis y fracturas de mujeres post-menopáusicas. En otra investigación con mujeres post-menopáusicas (57 años) y un programa de EV de un año de duración con un estímulo de baja frecuencia y aceleración (30 Hz y 0.2 g, respectivamente) no se encontraron diferencias significativas en la DMO de cadera y columna lumbar entre los grupos de entrenamiento y control (51). Iwamoto et al. demostraron que el tratamiento con EV (frecuencia: 20 Hz; amplitud: 0.7-4.2 mm) y alendronato – un bifosfonato de segunda generación y potente inhibidor de la reabsorción ósea - por un periodo de un año no cambió la DMO de la columna lumbar y tampoco los marcadores de remodelación ósea en relación a las mujeres post-menopáusicas que utilizaron sólo el alendronato (52).

Gusi et al. (53) analizaron si el EV es más eficiente que caminar para mejorar la DMO en mujeres sanas post-menopáusicas (53). Veintiocho mujeres fueron divididas aleatoriamente en 2 grupos: (1) EV y (2) caminata. Ambos grupos realizaron durante 8

meses de entrenamiento 3 sesiones semanales. Cada sesión de EV consistía en 6 series de 1 min (frecuencia: 12.6 Hz; amplitud: 3 mm) con 1 min de descanso entre ellas. El grupo de caminata realizaba 55 min del ejercicio propiamente dicho y 5 min de estiramientos. Después del periodo de entrenamiento, comparado con el grupo de caminata, el grupo de EV mejoró la DMO del cuello del fémur en un 4.3 % y el equilibrio en un 29 %. En cambio, la DMO de la columna lumbar no se modificó en ninguno de los grupos.

Tres meta-análisis (27, 54, 55) han examinado los efectos del EV sobre la DMO. Sitjà-Rabert et al. (27) encontraron un efecto positivo en la DMO del cuello femoral. Del mismo modo, Slatkovska et al. (55) informaron mejoras significativas en la DMO de cadera en mujeres posmenopáusicas. En cambio, Lau et al. (54) concluyeron que el EV no tuvo efecto significativo en la DMO total de cadera en las mujeres mayores. Estos resultados contradictorios pueden deberse al diferente número de estudios incluidos en cada uno de los meta-análisis, así como a los pesos - relevancia de cada estudio analizado para obtener la estimación combinada global - asignados a cada uno en el análisis. En este sentido, Sitjà-Rabert et al. (27) únicamente utilizaron los estudios de Gusi et al. (53) y de Verschueren et al. (48) para calcular la estimación combinada global. El peso asignado por los autores para cada estudio fue de 13.5 % (48) y 86.5 % (53), respectivamente. En contraste, en el meta-análisis publicado por Lau et al. (54) los pesos asignados a Verschueren et al. y Von Stengel et al. fueron 34.2 % (48) y el 65.8 % (56), respectivamente. Por último, el meta-análisis de Slatkovska et al. (55) evaluaron tres estudios, los estudios de Verschueren et al. (48) (peso: 87.8 %), de Gusi et al. (53) (peso: 5.5 %) y de Rubin et al. (51) (peso: 6.8 %). Por lo tanto, se necesitan más estudios de intervención en las personas mayores para ayudar a clarificar la comprensión real de los efectos del EV sobre la masa ósea.

1.3.1. Asociación entre la fuerza de presión máxima y la DMO

La prueba de fuerza de presión máxima es un método fácil, fiable y válido para identificar a las personas mayores en riesgo de discapacidad (57). Bajos niveles de fuerza muscular pueden reflejar un estado catabólico predominante sobre las señales anabólicas, lo que lleva a la sarcopenia y osteoporosis (58). De hecho, la fuerza de presión máxima se asocia con fracturas óseas (59). Como era de esperar, en las personas mayores entre la séptima y octava década de la vida, la fuerza de presión se asocia positivamente con la DMO de antebrazo (60), cuello del fémur (61-63), total de fémur (61), columna vertebral (62, 63), total de cadera (62) y total de cuerpo (63). Se desconoce si esta asociación es también válida para las mujeres mayores en la novena década de la vida (80-89 años).

1.4. Efectos de la vibración de cuerpo completo sobre la capacidad funcional

Existen conclusiones contradictorias sobre los efectos del EV en la capacidad funcional de las personas mayores, ya que mientras unos muestran efectos positivos (46, 64-68) otros encuentran resultados negativos (69, 70).

Tras 10 semanas de EV (frecuencia: 20-40 Hz; amplitud: 2 mm y 4 mm), una muestra de mujeres mayores ($n = 26$, rango de edad: 76-79 años) mejoró su movilidad/agilidad de forma significativa. Esto pudo ser debido al aumento de fuerza muscular obtenido por las mujeres mayores (46). En otro estudio, 24 personas mayores (15 mujeres y 9 hombres; edad media = 77.5 ± 11.0 años) participaron en un EV durante 6 semanas (64). Este EV (frecuencia: 30-50 Hz; amplitud: 2 mm y 5 mm) produjo cambios significativos en la movilidad/agilidad y equilibrio (64). Los estudios de Bruyere et al. (65), Furness et al. (66), Gómez-Cabello et al. (67) y Pollock et al. (68) también encontraron efectos positivos del EV sobre la capacidad funcional. Así,

Bruyere et al. encontraron mejoras significativas en las pruebas de equilibrio y de agilidad [muestra: 42 personas mayores (edad media, 81.9 ± 6.9 años); 6 semanas de EV (frecuencia: 10 Hz y 26 Hz; amplitud: 3 mm y 7 mm)] (65); Furness et al. encontraron mejoras significativas en las pruebas de equilibrio, agilidad y fuerza de pierna [muestra: 73 personas mayores (edad media, 72 ± 8 años); 6 semanas de EV (frecuencia: 15-25 Hz; amplitud: 0.5 mm)] (66); Gómez-Cabello et al. observaron mejoras significativas en las pruebas de fuerza de pierna, fuerza de brazo, flexibilidad de pierna, agilidad, velocidad de caminata y distancia recorrida [muestra: 49 personas mayores (edad media: 75 ± 4.7 años); 11 semanas de EV (frecuencia: 40 Hz; amplitud: 2 mm)] (67). Por último, la muestra de Pollock et al. mostraron mejoras significativas en la prueba de agilidad [muestra: 77 personas mayores (rango de edad, 79-83 años); 8 semanas de EV (frecuencia: 15-30 Hz; amplitud: 2-8 mm)] (68).

Sin embargo, dos estudios recientes no observaron cambios significativos en la capacidad funcional en personas mayores después de 3 meses (69) y 6 meses (70) de EV. Beaudart et al. analizaron 62 personas mayores (47 mujeres y 15 hombres; edad media, 83.2 ± 7.9 años). El EV fue definido con una frecuencia de 30 Hz y una amplitud de 2 mm y no produjo cambios significativos en la agilidad ni tampoco en el equilibrio (69). Similarmente, la investigación realizada por Bucknix et al. (70) no demostró efectos significativos sobre las pruebas de capacidad funcional de agilidad y equilibrio. La muestra de Bucknix et al. consistió 62 personas mayores (47 mujeres y 15 hombres; con una edad media de 83.2 ± 7.9 años). La intervención tuvo una duración de 6 meses utilizando una frecuencia de vibración de 30 Hz y una amplitud de 2 mm (70).

Debido a estos controvertidos resultados, son necesarias nuevas investigaciones para aclarar los efectos del EV sobre la capacidad funcional en mayores.

1.5. Consideraciones finales

Las PV podrían ser una herramienta para el entrenamiento físico de las personas mayores debido a la relativa facilidad de uso (26). El atractivo de esta terapia es la posibilidad de ser aplicada con bajo impacto, fundamental para las personas con movilidad reducida y poca fuerza muscular (por ejemplo, pacientes mayores) (26). Además, el EV minimiza la necesidad de un esfuerzo consciente y el estrés sobre los sistemas músculo-esquelético, respiratorio y cardiovascular (71, 72).

Aunque cada vez son más los estudios centrados en el EV y sus efectos en los mayores, hoy en día todavía no están bien definidos los mecanismos fisiológicos involucrados en las respuestas adaptativas de la exposición a la vibración ni los parámetros de vibración más indicados para potenciar sus efectos (73, 74). Tampoco está determinado el umbral óptimo para la obtención de efectos beneficiosos y se desconoce si este umbral se puede aplicar a todos los tejidos y órganos del cuerpo (75). Es más, no se conoce totalmente el efecto del estímulo vibratorio sobre el hueso (76).

Por tanto, es necesario determinar los efectos del EV sobre el sistema muscular, sobre la masa ósea y sobre la condición física en las personas mayores, particularmente en mujeres mayores puesto que es un grupo de población con un mayor riesgo de padecer osteoporosis y sarcopenia. Y puesto que los protocolos de EV (tipo de vibración, frecuencia, duración y la amplitud) citados en la literatura varían considerablemente, lo que supone una gran dificultad para establecer el protocolo más eficiente y sus efectos, es recomendable analizar la adaptaciones neuromusculares agudas provocadas por el EV en la musculatura del tren inferior y del tren superior durante contracciones isométricas musculares para determinar una carga de entrenamiento segura y eficaz.

2. ***Objetivos***

2.1. ***General***

- Determinar los efectos del EV sobre el sistema musculoesquelético y sobre la condición física en mujeres mayores.

2.2. ***Específicos***

- Examinar las adaptaciones neuromusculares agudas provocadas por el EV en la musculatura del tren inferior y del tren superior durante contracciones isométricas musculares en personas mayores.
- Comprobar la modificación de la respuesta neuromuscular de personas mayores al utilizar correas de mano y distintas superficies de apoyo durante un estímulo vibratorio.
- Determinar los cambios producidos en la masa muscular del cuádriceps femoral y la capacidad funcional de mujeres mayores tras un EV de 8 meses.
- Evaluar el impacto de 8 meses de EV sobre la DMO en mujeres de mayores.

3. Material y métodos

3.1. Material

- Plataformas vibratorias

Se utilizaron dos modelos distintos de plataformas vibratorias, una Power Plate Pro5 (Power Plate Internacional Ltd., Londres, Reino Unido; **figura 4**) y una Fitvibe Excel Pro (Fitvibe, GymnaUniphy NV, Bilzen, Belgica; **figura 4**).



Figura 4. Plataformas vibratorias. Izquierda: Power Plate Pro5; derecha: Fitvibe Excel Pro.

- Accesorios de las plataformas vibratorias

Para modificar la superficie de apoyo de la PV y poder modificar el estímulo vibratorio se utilizó una alfombrilla de gomaespuma suministrada por el fabricante de la PV (Power Plate Internacional Ltd., Londres, Reino Unido). Además, se usaron correas de mano para transferir la vibración a la parte superior del cuerpo y activar el bíceps braquial (**figura 5**).

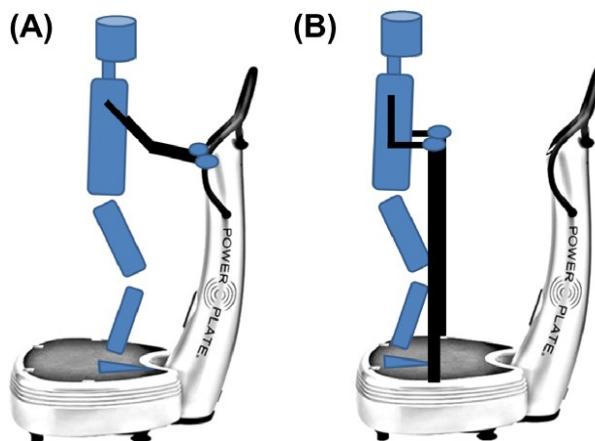


Figura 5. Utilización de las correas de manos. A: posición del sujeto sin la correa de mano; B: posición del sujeto con la correa de mano, transferir la vibración a la parte superior del cuerpo y activar el bíceps braquial.

- Absorciometría dual de rayos X

La DMO fue examinada utilizando el método DXA (Norland Excell Plus; Norland Inc., Fort Atkinson, EE.UU.).

- Acelerómetro

Se utilizó un acelerómetro USB Impact Accelerometer Model X250-2 (Gulf Coast Data Concepts, LLC. Waveland, MS) para evaluar la aceleración ($m \cdot s^{-2}$) de las vibraciones de la PV. Los datos del acelerómetro fueron analizados usando el programa XLR8R (versión 2.1, Gulf Coast Data Concepts, LLC. Waveland, MS) como se detalla en la sección metodológica de cada fase.

- Dinamómetro

Se utilizó un dinamómetro (Smedley-Sportstek, VIC, Australia) con rango de 0-100 kg para medir la fuerza máxima de presión manual (kg).

- Electromiografía de superficie

La actividad electromiografía de superficie (EMG) fue registrada con una técnica de doble diferencia. Cada electrodo de superficie se conectó a un convertidor AD de 14-bit (ME6000 Biomonitor, Mega Electronics, Kuopio, Finlandia) con unos cables amplificadores de señal (Mega Electronics, Kuopio, Finlandia). El protocolo de preparación, de evaluación y de análisis de los resultados se especifica en la metodología de cada fase.

- Goniómetro

Para fijar el ángulo de flexión de las articulaciones (codos y rodillas) se utilizó un goniómetro plegable con una escala de 180°, marcada con intervalos de 5° (Saehan Goniómetro Meltoken).

- Percepción de esfuerzo

La escala de esfuerzo percibido (EEP) fue administrada verbalmente (77). La escala consta de 10 opciones entre 1 (muy fácil) a 10 (muy duro).

- Resonancia magnética nuclear

El AST muscular fue determinada mediante RMN (General Electric, Optima MR450w, Milwaukee, WI, USA).

- Tapiz rodante y mancuernas

Para realizar el calentamiento antes de empezar las pruebas se utilizaron un tapiz rodante modelo Quasar (Med4.0 h/p/cosmos (Nussdorf-Traunstein, Alemania) y una

mancuerna de 1Kg (fase II). Además, se utilizaron una mancuerna de 2.27 Kg (5 libras) y una de 3.63 Kg (8 libras).

3.2. *Métodos*

3.2.1. *Protocolo fase I. Estudio de las adaptaciones neuromusculares agudas causadas por el EV en la musculatura del tren inferior y del tren superior de personas mayores durante contracciones isométricas musculares. Y comprobación de la modificación de la respuesta neuromuscular de personas mayores al utilizar correas de mano y distintas superficies de apoyo durante un estímulo vibratorio*

Para investigar las diferencias en la activación muscular y el EEP en diferentes condiciones de vibración (**tabla 1**) se utilizó un diseño experimental cruzado. Después de dar su consentimiento informado por escrito, 14 personas mayores voluntarias sanas (5 hombres, 9 mujeres) asistieron tres días al laboratorio. Todos ellos habían participado en un programa de EV con al menos 2 sesiones semanales de ejercicios durante los 5 meses previos. Toso los sujetos realizaron dos sesiones de familiarización y una sesión de evaluación. La media y la desviación estándar (DE) de su edad, de su masa corporal y de su altura fueron 74.8 ± 4.5 años, 65.9 ± 10.3 kg y 159.7 ± 9.1 cm, respectivamente.

Antes de cada sesión, todos los sujetos realizaron un calentamiento de 5 min caminando a $6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, 2 series de 15 sentadillas estándar y 2 series de 10 flexiones de bíceps braquial (BB) con la mancuerna de 1 kg. Además, fueron preparados para el registro EMG. Posteriormente, los sujetos fueron expuestos a 12 condiciones diferentes de ejercicios (**tabla 1**) sobre una PV (Power Plate Pro5). Las condiciones de entrenamiento fueron asignadas a cada participante en un orden aleatorio. Cada condición duró 15s, con 60s de descanso entre ellas. Las dos posiciones básicas llevadas

a cabo fueron semi-sentadilla isométrica y semi-sentadilla isométrica junto con flexión isométrica de BB. Durante la semi-sentadilla isométrica los sujetos tenían los pies separados a la anchura de los hombros y las rodillas con una flexión de 30° (considerando 0° como la posición anatómica de referencia) sobre la PV. En la semi-sentadilla isométrica junto con flexión isométrica de BB, los sujetos realizaron una contracción máxima voluntaria de BB tirando de las correas y manteniendo una flexión del codo pre-fijada en 90° (**figura 5**). Los ángulos de flexión de rodillas y codos fueron medidos por un goniómetro y controlados cuidadosamente por, al menos, un investigador durante la evaluación.

La actividad muscular del gemelo medial (GM), vasto lateral (VL) y BB se registró utilizando EMG. Para cada determinación se utilizaron 3 electrodos de superficie (dos de medida y uno como diferencial). Los primeros fueron colocados longitudinalmente a las fibras musculares de cada músculo y el diferencial fue colocado en una fascia muscular o hueso alejado de la zona de medición siguiendo las indicaciones de “SENIAM” (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Biomedical Health and Research Program (BIOMED II) of the European Union*) (78). La distancia entre electrodos fue de 2 cm.

Antes de la colocación de los electrodos se limpió la zona muscular, afeitándola, desfoliándola y humedeciéndola con alcohol, para reducir la impedancia de la piel por debajo de 5 kΩ (79). La razón de rechazo al modo común (del inglés *Common Mode Rejection Ratio*, CMRR) fue de 110 dB, y los datos fueron filtrados en un rango de frecuencia entre 8-500 Hz y almacenados, con una frecuencia de muestreo de 2000 Hz, en una tarjeta de memoria (compact flash, 10 Gigabytes). Sobre la base del análisis de frecuencia, se excluyó del cálculo de la media cuadrática un ancho de banda de ± 0.8 Hz alrededor de cada armónico (80). El análisis de los datos de EMG se realizó con el

programa específico 2.21 Megawin V, Mega Electronics, (Kuopio, Finlandia). Para el análisis de los datos se escogieron 10 s de la mitad de cada medición. Con el fin de obtener un promedio de amplitud de la señal de EMG, los datos en bruto de las señales se trataron por medio de la transformada de Fourier. Los valores EMG en actividad se compararon con los registros obtenidos durante el periodo de descanso equivalente a la condición medida, siendo innecesaria la normalización relativa a la contracción voluntaria máxima (80, 81).

El acelerómetro USB Impact Accelerometer Model X250-2 se colocó en la PV entre los pies de los sujetos. El acelerómetro se configuró para que registrara la aceleración ($m \cdot s^{-2}$) de la PV con una alta ganancia de $\pm 28 g$, una resolución de 16 bits, y una frecuencia de muestreo de 512 Hz. Los datos del acelerómetro fueron analizados utilizando el software XLR8R (versión 2.1, Data Concepts Costa del Golfo, LLC. Waveland, MS).

Una vez finaliza cada una de las condiciones, los sujetos indicaron el valor de EEP. La escala estaba a la vista de los sujetos en todo momento.

Análisis estadístico

Todos los datos fueron analizados utilizando el paquete estadístico PASW / SPSS Statistics 18.0 (SPSS Inc, Chicago, IL). El nivel de significación se fijó en $p \leq 0.05$. Los valores se muestran como valor medio \pm DE.

La distribución de las variables se evaluó mediante el test de Kolmogorov-Smirnov. La esfericidad fue comprobada utilizando el método de Greenhouse-Geisser. Para evaluar el efecto principal y las interacciones de las condiciones de EV (sin vibración, 30Hz alta, o 46Hz baja), de uso de la alfombrilla (sí o no), y el ejercicio de bíceps -correas- (sí o no) en EMG y EEP se usó una ANOVA de tres factores,

introduciendo el sexo como una covariable. Cuando se encontraron resultados significativos, las comparaciones por pares se analizaron mediante el test Post-hoc de Bonferroni. El tamaño del efecto estadístico, η^2 , se analizó para determinar la magnitud del cambio de las variables evaluadas.

Tabla 1. Parámetros de cada condición de prueba.

Condición de prueba	Frecuencia (Hz)	Amplitud	Aceleración ($m \cdot s^{-2}$)	Correa de mano	Uso de alfombrilla
1	0	0	0	Si	No
2	30	Alta	40	Si	No
3	46	Baja	40	Si	No
4	0	0	0	No	No
5	46	Baja	40	No	No
6	30	Alta	40	No	No
7	0	0	0	No	Si
8	46	Baja	40	No	Si
9	30	Alta	40	No	Si
10	0	0	0	Si	Si
11	46	Baja	40	Si	Si
12	30	Alta	40	Si	Si

3.2.2. Protocolo fase II. Determinación de los cambios producidos en la masa muscular del cuádriceps femoral y en la capacidad funcional de mujeres mayores tras un EV de 8 meses

El programa de EV consistió en 8 meses de entrenamiento con 2 sesiones matinales por semana sobre una PV (Fitvibe Excel Pro). El programa incluyó 18 ejercicios (**tabla 2**), realizando los sujetos 6 tipos diferentes en cada sesión. El programa de EV está descrito en la **tabla 3**. La frecuencia y la amplitud (pico a pico) de vibración fue de 20 Hz y 2 mm, respectivamente. El grupo control no participó de ningún programa de entrenamiento y se les indicó que no modificasen su estilo de vida habitual. En el estudio participaron 37 mujeres mayores con edad media de 82.4 años que fueron asignadas al grupo de entrenamiento o al grupo control (**figura 6**).

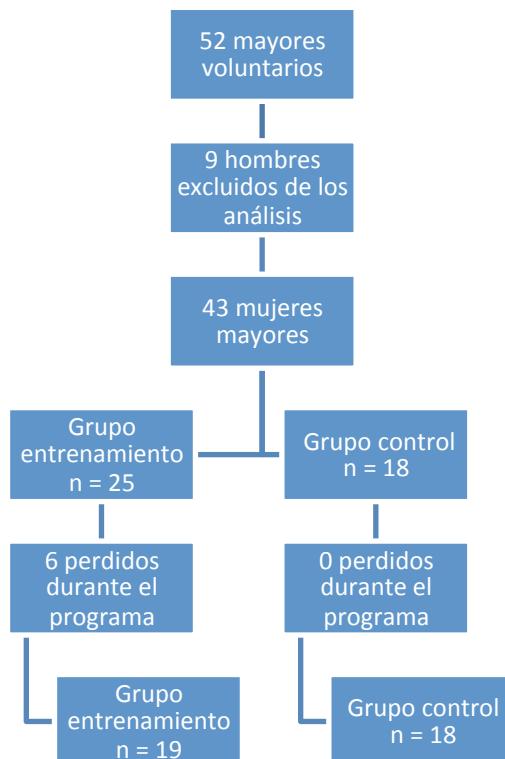


Figura 6. Diagrama de flujo de los participantes.

Para determinar el AST del cuádriceps se utilizó RMN. Los participantes fueron evaluados en decúbito supino con las articulaciones de la rodilla y de la cadera extendidas y los brazos cruzados sobre el pecho. Se seleccionó la porción del tercio superior porque ya que habitualmente es utilizado para cuantificar la sección transversal del muslo. Las imágenes fueron ponderadas en T1 (tiempo de eco de 8 ms, tiempo de repetición de 650 ms), con un campo de 40 cm² de vista y una matriz de 512 x 384 píxeles (en el plano de resolución espacial de 0.78 x 1.78 mm) (82).

La capacidad funcional de las mujeres mayores fue evaluada utilizando el test de Tinetti (83) y las pruebas incluidas dentro de la batería del Senior fitness test (SFT) (84) de sentarse y levantarse de una silla, de realizar flexiones del brazo durante 30 s y de levantarse, caminar 6 metros y volver a sentarse:

- El test de Tinetti (83) es una prueba diseñada para evaluar el equilibrio y la marcha. Consiste en realizar una serie de maniobras sencillas que están presentes en la vida diaria tales como sentarse, andar, levantarse o permanecer de pie. La puntuación se calcula de acuerdo con las características de realización de cada tarea. La puntuación máxima que se puede obtener es de 28 puntos, de los cuales 16 están relacionados con el equilibrio y con la marcha los 12 restantes. Obtener una puntuación menor de 19 puntos representa un alto riesgo de caídas, una puntuación entre 19-24 un riesgo moderado y más de 24 representa la puntuación ideal.
- La prueba de sentarse y levantarse de una silla (30-s Chair stand) evalúa la fuerza del tren inferior del cuerpo. Durante 30 s el sujeto debe levantarse y volver a sentarse tantas veces como pueda. Se puntúa según el número de repeticiones.

- Realizando flexiones de brazo durante 30 s (30-s Arm curl) valora la fuerza del tren superior del cuerpo. Durante 30 s el sujeto debe flexionar y extender el brazo completamente sujetando una mancuerna tantas veces como sea capaz. El peso para mujeres es de 2.27 Kg (5 libras) y de 3.63 Kg (8 libras) para hombres. Se puntúa según el número de repeticiones.
- El Test de levantarse, caminar y volver a sentarse (Timed Up and Go) estima la agilidad y el equilibrio dinámico de las personas mayores. El sujeto debe levantarse de una silla, caminar 3 metros hacia delante y volver para sentarse en ella. Esto debe hacerlo tan rápido como sea posible completando el recorrido de 6 metros. La puntuación es el tiempo total utilizado para completar la prueba.

Antes de iniciar y al finalizar el programa de 8 meses de duración se evaluó la AST del cuádriceps y la capacidad funcional de los sujetos.

Análisis estadístico

Los valores se muestran como valor medio \pm DE. La distribución de las variables se evaluó mediante el test de Kolmogorov-Smirnov. Para examinar las diferencias en las características de los sujetos entre grupos se utilizó una ANOVA de una vía. Para determinar los efectos del programa de entrenamiento sobre el AST del cuádriceps y sobre las variables de capacidad funcional se usó una ANOVA de dos vías (grupo x tiempo). Los análisis fueron completados calculando la *d* de Cohen para determinar el tamaño del efecto en cada grupo.

Los análisis estadísticos fueron realizados usando el paquete estadístico SPSS, versión 18.0 para Windows; SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Los valores $p \leq 0.05$ fueron considerados estadísticamente significativos.

Tabla 2. Descripción de los ejercicios utilizados en el programa de entrenamiento en las fases II y III.

Ejercicio	Descripción
1	Sentado en una silla en el suelo con las piernas en paralelo apoyadas sobre la PV (ángulo de flexión de rodilla: 90°)
2	Sentado en una silla en el suelo con las piernas en rotación interna apoyadas sobre la PV (ángulo de flexión de rodilla: 90°)
3	Sentado en una silla en el suelo con las piernas en rotación externa apoyadas sobre la PV (ángulo de flexión de rodilla: 90°)
4D	Sentado en una silla en el suelo con la pierna derecha estirada y el pie izquierdo apoyado sobre la PV (ángulo de flexión de rodilla: 90°)
4I	Sentado en una silla en el suelo con la pierna izquierda estirada y el pie derecho apoyado sobre la PV (ángulo de flexión de rodilla: 90°)
5	Sentado en una silla en el suelo con los dos pies sobre la PV con apoyo de los metatarsos (ángulo de flexión de rodilla: 90°)
6D	De pie en frente a la PV con la pierna derecha sobre la PV y la pierna izquierda en el suelo
6I	De pie en frente a la PV con la pierna izquierda sobre la PV y la pierna derecha en el suelo
7	Semi-sentadilla 45° fuera de la PV – tirando las correas de mano hacia tras (con las correas ancladas a la PV)
8	Semi-sentadilla 45° fuera de la PV – con el tronco ligeramente inclinado tirando las correas hacia arriba
9	Semi-sentadilla 45° sobre la PV – con los pies juntos
10	Semi-sentadilla 45° sobre la PV – con los pies separados
11	Semi-sentadilla 45° sobre la PV – con las piernas en rotación interna
12	Semi-sentadilla 45° sobre la PV - con las piernas en rotación externa
13	Semi-sentadilla 45° sobre la PV – con las piernas a lo ancho de la cadera
14	Semi-sentadilla 45° sobre la PV – con el tronco ligeramente inclinado, tirando las correas de mano hacia arriba
15	Semi-sentadilla 45° sobre la PV – con los brazos flexionados tirando las correas hacia arriba
16	Semi-sentadilla 90° sobre la PV - con los pies juntos
17	Semi-sentadilla 90° sobre la PV - con los pies separados
18	Semi-sentadilla 90° sobre la PV - con las piernas a lo ancho de la cadera

PV: plataforma de vibraciones; D: pierna derecha; I: pierna izquierda.

Tabla 3. Programa de entrenamiento vibratorio.

Semana	Series (ejercicio*)	Duración de cada ejercicio (s)	Duración de sesión (min:s)	Semana	Series (ejercicio*)	Duración de cada ejercicio (s)	Duración de sesión (min:s)
1	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6:00	17	2 (13,9,10,17,11,12)	30	6:00
2	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6:00	18	2 (13,8,15) 1 (9,10,18,17,11,12)	30	6:00
3	2 (1,8,4D,4I,6D,6I)	35	6:50	19	1 (10,9,11,12) 2 (17,18), 4 (11)	35	6:50
4	2 (1,8, 4D,4I,6D,6I)	35	6:50	20	2 (15,13,9,10,11,12)	35	6:50
5	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6:00	21	2 (9,10,11,12,13,15)	30	6:00
6	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6:00	22	2 (9,10,11,12,13,15)	30	6:00
7	2 (1,8, 4D,4I,6D,6I)	35	6:50	23	2 (11,12,13,17,18,15)	35	6:50
8	2 (1,8, 4D,4I,6D,6I)	35	6:50	24	2 (13), 3 (17,18) 4 (15)	35	6:50
9	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6:00	25	2 (11,12,13,17,18,16)	30	6:00
10	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6:00	26	2 (11,12,13,17,18,16)	30	6:00
11	2 (1,8, 4D,4I,6D,6I)	35	6:50	27	2 (9,10,11,12,13,16)	35	6:50
12	2 (1,8, 4D,4I,6D,6I)	35	6:50	28	2 (9,10,11,12,18,15)	35	6:50
13	2 (13,10,9,17,18) 1 (11,12)	30	6:00	29	2 (9,10,11,12,13,16)	35	6:50
14	2 (13,12,11,10,9) 1 (17,18)	30	6:00	30	2 (9,10,11,12,18,16)	35	6:50
15	2 (17,13,10,9,13,18)	35	6:50	31	2 (9,10,11,17,18,16)	35	6:50
16	2(18,13,11,12,13,17)	35	6:50	32	2 (9,10,11,17,18,16)	35	6:50

*Ejercicio: ver tabla 2; D: pierna derecha; I: pierna izquierda; para cada ejercicio la duración del ejercicio y del descanso fueron iguales.

La frecuencia de vibración fue de 20 Hz y la amplitud de 2 mm (pico a pico).

3.2.3. Protocolo fase III. Evaluación del impacto de 8 meses de EV sobre la densidad mineral ósea y de la asociación entre la fuerza máxima manual y la densidad mineral ósea en mujeres mayores

El programa de entrenamiento de la *fase III* fue exactamente igual al protocolo de la *fase II* (ver **tabla 2** y **tabla 3**).

La DMO (en $\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$) de la cadera fue realizada en la parte proximal del fémur (cadera total, cuello del fémur, trocánter, intertrocánter y área de Ward) de cada sujeto. La DMO fue medida mediante DXA (Norland Excell Plus; Norland Inc., Fort Atkinson, EEUU.). Como posicionamiento estándar se utilizó el barrido anterior-posterior de la porción proximal del fémur derecho. Además, se utilizó el dinamómetro para registrar la fuerza máxima de prensión manual de la mano dominante, teniendo en cuenta únicamente la puntuación más alta de dos intentos (62).

Análisis estadístico

Los valores se muestran como valor medio \pm DE. La distribución de las variables se evaluó mediante el test de Kolmogorov-Smirnov. Para determinar los efectos del programa sobre la masa ósea y la fuerza máxima de prensión manual de la mano dominante se usó una ANOVA de dos vías (grupo x tiempo).

Utilizando un análisis de regresión logística binaria se examinó el riesgo de tener osteoporosis en el cuello del fémur usando los resultados de las pruebas de osteoporosis (si o no) como variable dependiente y los valores de fuerza máxima manual antes del programa de intervención como independiente. La edad fue incluida como covariante.

Los análisis estadísticos fueron realizados usando el paquete estadístico SPSS, versión 18.0 (para Windows; SPSS Inc., Chicago, IL, USA). El valor de significación se estableció en $p \leq 0.05$.

4. Resumen global de los resultados

4.1. Resultados fase I. Estudio de las adaptaciones neuromusculares agudas causadas por el EV en la musculatura del tren inferior y del tren superior de personas mayores durante contracciones isométricas musculares. Y comprobación de la modificación de la respuesta neuromuscular de personas mayores al utilizar correas de mano y distintas superficies de apoyo durante un estímulo vibratorio

4.1.2. Actividad electromiográfica de superficie

La condición de vibración tuvo un efecto significativo sobre la EMG registrada de los miembros inferiores [$F_{(2179)} = 31.03; p < 0.001; \eta^2 = 0.26$]. Además, existió una interacción significativa con el uso de la alfombrilla para cada condición de vibración [$F_{(2179)} = 5.03; p < 0.005; \eta^2 = 0.05$]. Las comparaciones Post-hoc indicaron un aumento significativo desde la condición de reposo comparado con la condición 30 Hz (amplitud: alta, 2.5 mm) y la condición 46 Hz (amplitud: baja, 1.1 mm) ($p < 0.001$), sin diferencias significativas entre estas dos condiciones. El uso de la alfombrilla disminuyó de manera significativa únicamente la EMG de miembros inferiores en la condición 30 Hz Alta (2.5 mm) [$F_{(1179)} = 11.15; p < 0.001; \eta^2 = 0.06$] (**figura 7**). No existió efecto significativo en ninguna de las condiciones sobre la EMG al utilizar correas de mano.

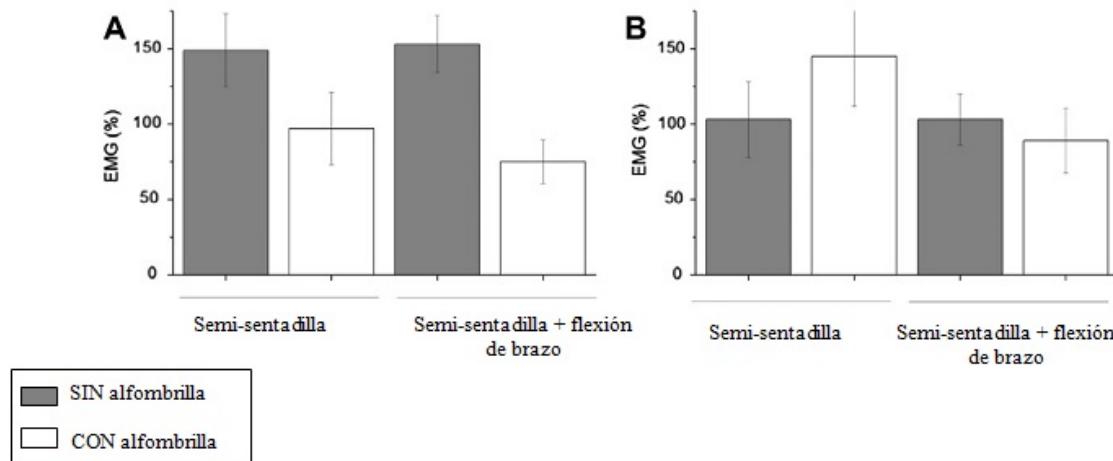


Figura 7. Aumento de la actividad de los músculos del miembro inferior (media \pm DE) comparando la condición con vibración y sin vibración. Parámetros de la vibración: (A) 30 Hz Alto (amplitud 2.5 mm); (B) 46 Hz Bajo (amplitud 1.1 mm). En el texto se indican las diferencias significativas.

Analizando los músculos de manera individual, los valores de EMG del VL [$F_{(2179)} = 10.92; p < 0.001; \eta^2 = 0.11$] y del MG [$F_{(2178)} = 14.24; p < 0.001; \eta^2 = 0.21$] se modificaron con la vibración de manera significativa ($p < 0.01$). Las comparaciones Post-hoc indicaron un aumento significativo de la condición 30 Hz Alta (2.5 mm) y de la condición 46 Hz Baja (1.1 mm) desde la condición de reposo ($p < 0.01$), no existiendo diferencias significativas entre condiciones.

El uso de la alfombrilla o de las correas de manos no provocó efectos sobre la EMG del VL (**figura 8**). Sin embargo, si se encontró un efecto de interacción entre la EMG del GM [$F_{(2178)} = 3.75; p < 0.05; \eta^2 = 0.04$] y entre la flexión de brazo con el uso de la alfombrilla [$F_{(1178)} = 4.82; p < 0.05; \eta^2 = 0.03$] (**figura 9**). Además, la prueba Post-hoc indicó que la EMG en el GM disminuyó únicamente con el uso de la alfombrilla en la condición 30 Hz Alta (2.5 mm) [$F_{(1178)} = 13.58; p < 0.001; \eta^2 = 0.07$]. El uso de correas de manos aumentó únicamente la EMG de MG en la condición 30 Hz Alta (2.5 mm) [$F_{(1182)} = 4.18; p < 0.05; \eta^2 = 0.02$].

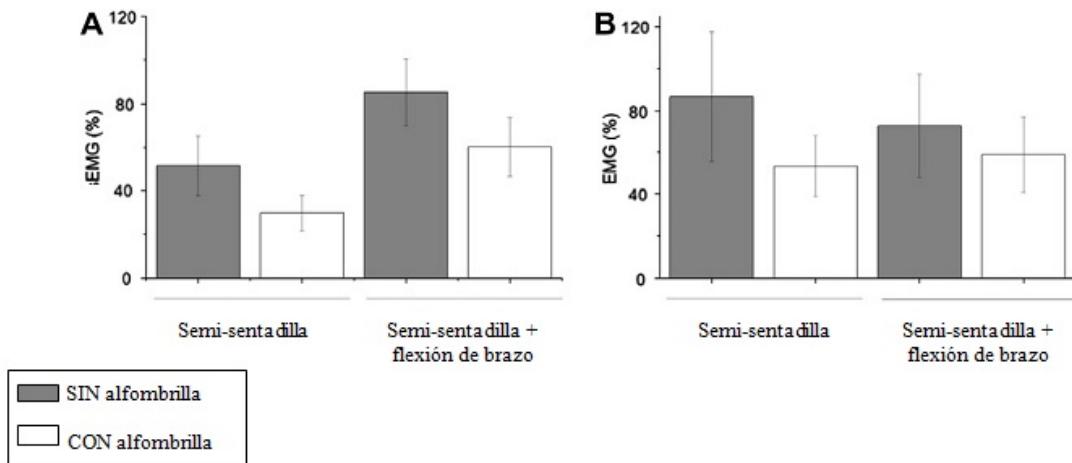


Figura 8. Aumento en la actividad muscular del vasto lateral comparando la condición con vibración y sin vibración. Parámetros de la vibración: (A) 30 Hz Alto (amplitud 2.5 mm); (B) 46 Hz Bajo (amplitud 1.1 mm). En el texto se indican las diferencias significativas.

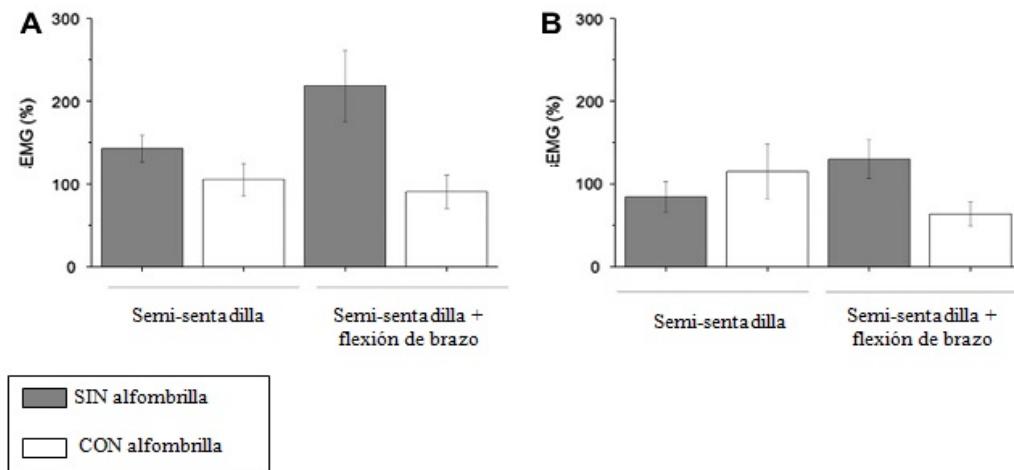


Figura 9. Aumento en la actividad muscular del gastrocnemio medial comparando la condición con vibración y sin vibración. Parámetros de la vibración: (A) 30 Hz Alto (amplitud 2.5 mm); (B) 46 Hz Bajo (amplitud 1.1 mm). En el texto se indican las diferencias significativas.

La EMG del BB mostró un cambio significativo con el uso de la vibración [$F_{(2179)} = 9.27; p < 0.001; \eta^2 = 0.09$] y con la flexión de brazo [$F_{(1179)} = 4.20; p < 0.05; \eta^2 = 0.02$]. Las comparaciones Post-hoc indicaron un aumento significativo desde la condición de reposo en las condiciones 30 Hz Alta (2.5 mm) y 46 Hz Baja (1.1 mm) ($p < 0.01$), no existiendo diferencias significativas entre estas condiciones (**figura 10**). Sin embargo, no hubo diferencias significativas entre la EMG del BB con o sin el uso de la alfombrilla ($p > 0.05$). Por último, el uso de las correas de mano aumentó la EMG del

BB, no existiendo diferencias significativas entre las condiciones de vibración ($p > 0.05$).

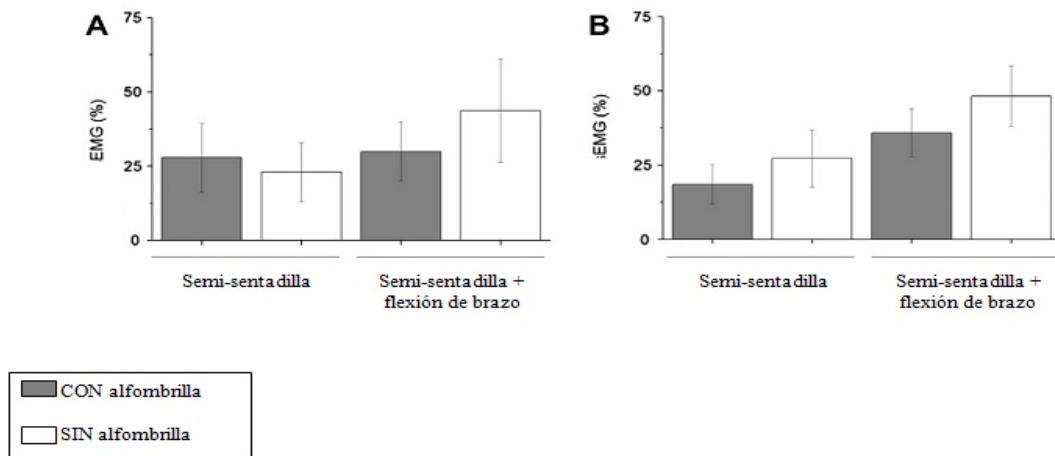


Figura 10. Aumento en la actividad muscular del bíceps braquial comparando la condición con vibración y sin vibración. Parámetros de la vibración: (A) 30 Hz Alto (amplitud 2.5 mm); (B) 46 Hz Bajo (amplitud 1.1 mm). En el texto se indican las diferencias significativas.

4.1.3. Escala de percepción de esfuerzo

La EEP mostró un efecto significativo principal [$F_{(1179)} = 398.74; p < 0.001; \eta^2 = 0.69$] únicamente con el ejercicio de flexión de brazo. Además, el uso de las correas de mano aumentó significativamente el EEP de los sujetos (ver **tabla 4**).

Tabla 4. Efecto de cada condición de ejercicio en la escala de percepción de esfuerzo.

Condiciones	Alfombrilla	Correas de mano	Media (DE)
Sin vibración	No	No	0.4 (0.7)
	Yes	Yes	6.0* (2.3)
	Yes	No	0.4 (0.7)
		Yes	6.3* (2.4)
30 Hz Alto	No	No	1.7 (1.6)
	Yes	Yes	5.9* (2.8)
	Yes	No	1.7 (1.2)
		Yes	6.4* (2.7)
46 Hz Bajo	No	No	1.9 (1.5)
	Yes	Yes	6.3* (2.7)
	Yes	No	1.7 (1.2)
		Yes	5.9* (2.5)

* $p < 0.05$; existen diferencias significativas entre la no utilización de la condición de correas de mano; DE: desviación estándar.

4.2. Resultados fase II. Determinación de los cambios producidos en la masa muscular del cuádriceps femoral y en la capacidad funcional de mujeres mayores tras un EV de 8 meses

Después de 8 meses de intervención, existió un pequeño cambio no significativo en la AST del cuádriceps (d de Cohen: -0.12; pre- entrenamiento: $8516.16 \text{ mm}^2 \pm 1271.78$ y post-entrenamiento: $8671.63 \text{ mm}^2 \pm 1389.03$) ($p > 0.05$) en el grupo de entrenamiento. Por otro lado, el grupo control presentó una disminución significativa moderada en el AST del cuádriceps (d de Cohen: 0.29; pre-training: $9756.18 \text{ mm}^2 \pm 1420.07$ y post- entrenamiento: $9326.82 \text{ mm}^2 \pm 1577.53$) (**figura 11**).

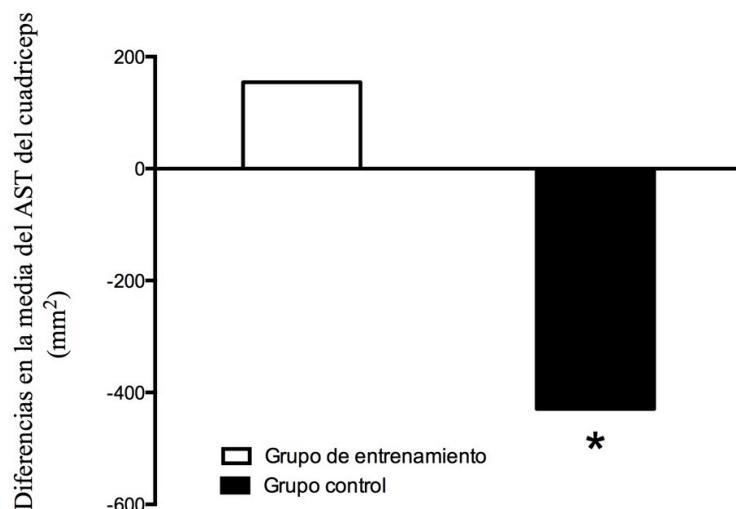


Figura 11. Diferencias en el AST del cuádriceps después de la intervención (media del AST del cuádriceps pre-entrenamiento - media del AST del cuádriceps post-entrenamiento. * Denota diferencias significativas entre el grupo de entrenamiento y el grupo control, $p < 0.05$.

Además, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la capacidad funcional entre grupos (**tabla 5**), excepto para la prueba de agilidad ($p < 0.05$), en el momento de iniciar la intervención. Después de los 8 meses de programa, el grupo control presentó un mejor rendimiento en las pruebas de agilidad y de fuerza de miembros inferiores. El grupo de entrenamiento también mejoró significativamente el número de repeticiones para la prueba de fuerza de miembros inferiores.

Tabla 5. Rendimiento inicial y post-entrenamiento de las pruebas de capacidad funcional en los grupos de entrenamiento y control.

Prueba	Variables	ENTRENAMIENTO (n=19)			CONTROL (n=18)			d	de
		Pre-entrenamiento	Post- entrenamiento	d de	Pre-entrenamiento	Post-entrenamiento	Media (DE)		
		Media (DE)	Media (DE)	Cohen	Media (DE)	Media (DE)	Cohen		
Prensión máxima manual (kg)	Fuerza manual	17.76 (4.58)	17.53 (5.03)	0.05	19.29 (6.08)	18.76 (5.83)	0.09		
30 s Sentarse y levantarse de una silla (rep)	Fuerza de pierna	8.39 (3.36)	10.17 (4.45)*	-0.45	11.06 (4.99)	13.47 (5.15)†*	-0.48		
30 s Flexiones de brazo (rep)	Fuerza de brazo	13.06 (2.60)	13.39 (4.97)	-0.08	14.06 (5.72)	15.71 (5.05)	0.31		
Levantarse, caminar, volver a sentarse (s)	Agilidad	12.18 (6.75)	13.29 (7.89)	-0.17	8.61 (2.32)†	7.73 (3.40)†	0.30		
Tinetti (puntos)	Equilibrio/marcha	24.22 (3.98)	25.22 (3.52)	-0.27	25.44 (4.24)	24.38 (3.72)	0.27		

* Indica cambios pre y post-entrenamiento, mismo grupo ($p < 0.05$); † indica cambios entre grupos, mismo momento evaluación ($p < 0.05$); DE: desviación estándar; rep: repeticiones.

4.3. Resultados fase III. Evaluación del impacto de 8 meses de EV sobre la densidad mineral ósea y de la asociación entre la fuerza máxima manual y la densidad mineral ósea en mujeres mayores

Basado en los valores de T-score derivados de la DXA, el porcentaje de mujeres mayores que presentó osteoporosis y osteopenia fue del 53 % y 38 %, respectivamente. La prueba ANOVA no encontró diferencias estadísticamente significativas entre los grupos control y entrenamiento para la DMO en todas las regiones de la cadera al inicio [$F_{(0, 0)} = 0.61; p = 0.44$] y al final del programa [$F_{(0, 0)} = 0.17; p = 0.68$]. Del mismo modo, no se encontraron cambios estadísticamente significativos en la DMO total intra-grupo [$F_{(0, 1)} = 1.04; p = 0.68$ y $F_{(0, 1)} = 2.14; p = 0.15$] (**tabla 6**) para los valores pre-post en los grupos control y entrenamiento, respectivamente.

Los resultados de la ANOVA no mostraron un efecto significativo de grupo x tiempo para la fuerza máxima manual. En consecuencia, no hubo diferencias significativas en la fuerza de prensión entre los grupos al inicio y tampoco al final del programa [$F_{(20, 29)} = 0.69, p = 0.41$ y $F_{(13, 30)} = 0.44, p = 0.51$, respectivamente]. Del mismo modo, durante el programa de intervención ambos grupos no modificaron sus valores de fuerza máxima manual [grupo control: $-0.56 (\pm 2.45)$ kg, $F_{(0, 1)} = 0.15, p = 0.70$; grupo de entrenamiento: -0.25 kg (± 2.54), $F_{(0, 1)} = 0.77, p = 0.39$]. Finalmente, no se encontró asociación entre fuerza máxima manual y riesgo de osteoporosis en el cuello del fémur usando el modelo de regresión lineal ($OR = 1.16$; 95 % CI 0.95–1.41).

Tabla 6. Valores absolutos de la densidad mineral ósea de la cadera del grupo de entrenamiento y grupo control para pre-entrenamiento y post-entrenamiento.

DMO ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$)	ENTRENAMIENTO (n=19)			CONTROL (n=18)			% de cambio	Valor de <i>p</i>
	Pre-entrenamiento Media (DE)	Post-entrenamiento Media (DE)	% de cambio	Valor de <i>p</i>	Pre-entrenamiento Media (DE)	Post-entrenamiento Media (DE)		
Cadera total	0.76 (0.11)	0.74 (0.10)	-2.88 %	0.315	0.79 (0.12)	0.76 (0.15)	-4.32 %	0.152
Cuello del fémur	0.62 (0.09)	0.61 (0.08)	-1.75 %	0.343	0.64 (0.11)	0.63 (0.10)	-2.71 %	0.162
Trocanter	0.57 (0.09)	0.56 (0.09)	-2.88 %	0.267	0.59 (0.09)	0.56 (0.12)	-3.65 %	0.188
Intertrocanter	0.91 (0.14)	0.88 (0.13)	-2.94 %	0.296	0.94 (0.15)	0.90 (0.20)	-4.33 %	0.144
Area de Ward's	0.41 (0.11)	0.40 (0.09)	-2.04 %	0.607	0.42 (0.12)	0.42 (0.14)	-0.14 %	0.973

DMO: densidad mineral ósea; DE: desviación estándar. Los valores de *p* en la tabla indican cambios intra-grupo.

5. **Discusión**

Los resultados en conjunto sugieren que a pesar de que el EV produjo la activación muscular de los miembros inferiores y superiores de las personas mayores, 8 meses de EV - con dos sesiones a la semana incluyendo distintos ejercicios con una frecuencia de 20 Hz y una amplitud de 2 mm - produjo un aumento no significativo de la AST del cuádriceps, evitando la pérdida mostrada por las mujeres del grupo control. Sin embargo, este EV no llegó a ser un estímulo suficiente para producir cambios significativos ni en la DMO de la cadera de mujeres mayores ni en su capacidad funcional.

Nuestros principales hallazgos en la *fase I* fueron que: i) el estímulo EV aplicado mediante PV aumenta la EMG de los músculos evaluados (GM, VL, y BB) en personas mayores sanas durante las contracciones isométricas, ii) el uso de correas de mano aumentó la EMG del tren superior (BB) y la valoración de la EEP y iii) la alfombrilla de superficie de la PV disminuyó la EMG de la parte inferior del cuerpo (GM y VL) pero no alteró la valoración de la EEP.

Los resultados de los estudios existentes en la literatura científica actual son bastante heterogéneos (80, 81, 85-88), esto puede deberse en gran medida a las diferencias metodológicas que definen los parámetros de la vibración – amplitud, frecuencia y aceleración - y a los protocolos de entrenamiento utilizados. Roelants et al. analizaron las diferencias en la actividad muscular del tren inferior dentro de una variedad de ejercicios de sentadilla realizado en una PV (88). Los autores concluyeron que el EV (35 Hz y de 2.5 mm) provocó una activación de los diferentes músculos del tren inferior entre 12.6-82.4 % de la contracción máxima voluntaria. Marin et al. investigaron el efecto de dos diferentes amplitudes (2 y 4 mm) de EV con 30 Hz y dos

condiciones (con y sin calzado) sobre la EMG de los músculos VL y GM durante una semi-sentadilla isométrica sin carga (81). Los resultados del estudio sugirieron que el uso de calzado altera la respuesta neuromuscular a estímulos de EV y que la magnitud del efecto del EV fue claramente superior con amplitud de 4 mm frente a una de 2 mm para los músculos VL y GM. Por otro lado, Hazell et al. indicaron que, en una posición de semi-sentadilla sobre una PV, cuanto mayor era la amplitud y la frecuencia de la vibración, mayores eran los incrementos de la actividad EMG en los músculos del tren superior (BB y tríceps braquial) e inferior del cuerpo (VL y bíceps femoral); en términos físicos, una mayor amplitud y una mayor frecuencia de vibración determinan una mayor aceleración (85). En este sentido, Marin et al., analizaron 6 aceleraciones diferentes comprendidas entre 12 y 89 $m \cdot s^{-2}$, los resultados de este estudio demostraron una fuerte relación positiva entre la aceleración y la activación muscular (EMG lumbar y EMG parte inferior del cuerpo) (89). Siguiendo un enfoque pragmático, el presente estudio comparó dos condiciones de vibración con la misma aceleración ($40 m \cdot s^{-2}$) pero con distinta amplitud y frecuencia. Con respecto a la EMG (GM, VL, y BB) y la EEP, no hubo una diferencia significativa entre 30 Hz y 2.5 mm (pico a pico) y 46 Hz y 1.1 mm (pico a pico). Según estos datos, podemos especular que la aceleración es el parámetro más importante para aumentar la activación neuromuscular global.

En el cuerpo humano, el efecto de vibración depende de la distancia entre el músculo y la PV (80, 81, 88). En este sentido, el cuerpo humano se comporta como un potente filtro reduciendo la propagación del estímulo vibratorio, especialmente cuando se flexionan las rodillas (90). Por ello, las articulaciones (el tobillo, la rodilla o la cadera) podrían absorber la vibración, disminuyendo el estímulo vibratorio que llega a la parte superior del cuerpo. En este sentido, Rubin et al. (90) indicaron que la transmisión de la vibración desde el suelo hasta la cadera y columna vertebral puede

llegar al 100 % durante la posición anatómica de referencia para frecuencias menores de 20 Hz. Sin embargo, al flexionar las rodillas a 20° únicamente se transmite un 30 % de la vibración (90).

En la *fase I*, durante la condición de semi-sentadilla sin el uso de la alfombrilla, el EV con 30 Hz y 2.5 mm indujo una actividad EMG del músculo GM claramente superior (+ 142.7 %) a la mostrada por el músculo VL (+ 51.4 %) o BB (+ 27.7 %). En cambio, cuando se utilizó la alfombrilla hubo una disminución significativa en la actividad muscular del GM (- 33.5 %). El uso de la alfombrilla demostró cambios concluyentes con las diferentes amplitudes (2.5 mm vs 1.1 mm, + 86.2 % vs. + 116.7 %, respectivamente). El mecanismo por el cual el uso de la alfombrilla altera la respuesta del músculo al estímulo vibratorio podría depender de la amplitud de la vibración real, ya que esta puede ser absorbida por el material blando del cuerpo; sin embargo, la frecuencia no puede ser alterada por la alfombrilla, aunque se necesitan más investigaciones para aclarar esta hipótesis.

La efectividad de los ejercicios de resistencia muscular reside en la alta demanda neuromuscular de los músculos solicitados (91). Así, ya que existe una relación lineal entre amplitud EMG y la producción de fuerza, aquellos ejercicios que requieren una mayor activación muscular deberían obtener mayores resultados como efecto del ejercicio (92). En el presente estudio, la magnitud de las respuestas de la EMG del BB y de la EEP al EV fue claramente superior durante el ejercicio de sentadilla combinado con la flexión de brazo y correas de mano. Este accesorio es utilizado habitualmente para realizar ejercicios con el tren superior; sin embargo, los resultados demuestran un aumento de la EMG tanto de los músculos del tren superior (BB) como del tren inferior (GM) en la condición de 30 Hz y 2.5 mm de amplitud. El mecanismo por el cual el uso de correas de mano alteró la respuesta del EV podría ser debido a la contracción del

músculo BB, el cual aumentó la carga aplicada al tren inferior. En distintos estudios se ha planteado la hipótesis de que un aumento de la carga puede aumentar la rigidez muscular y, por tanto, la capacidad del cuerpo en transmitir el estímulo vibratorio a todos los grupos musculares (85, 86, 93).

Los resultados de la *fase I* demostraron que las flexiones isométricas de BB con el uso de correas de mano ancladas a la PV provocaron un aumento significativo de la actividad muscular en la parte superior e inferior del cuerpo. Estos incrementos en la EMG fueron modificados con el uso de la alfombrilla de superficie, sugiriendo que los accesorios, tanto las correas de mano como la alfombrilla, podrían ser herramientas útiles para alterar la intensidad de una sesión de ejercicio EV. Ambos estímulos vibratorios, con distinta configuración (30 Hz, 2.5 mm y 46 Hz, 1.1 mm) y misma aceleración ($40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$), provocaron un aumento similar de la actividad muscular en la parte superior e inferior del cuerpo. Además, los resultados demostraron por primera vez que el EV aumenta la actividad del músculo esquelético en las personas mayores mientras que se encuentran en posiciones estáticas sobre una PV.

Hasta donde sabemos, el trabajo realizado en la *fase II* fue el primer estudio longitudinal con el objetivo de determinar los efectos de un programa de EV de larga duración sobre la masa muscular de mujeres mayores institucionalizadas y analizado mediante una RMN.

Los efectos positivos del EV reflejados en la literatura científica muestran cómo este podría ser una herramienta útil para prevenir la pérdida de masa muscular en mujeres mayores, y así disminuir la sarcopenia (43, 46). No obstante, nuestros resultados no mostraron un aumento significativo en la masa muscular de las mujeres mayores, a pesar de que existió un pequeño aumento en el AST del cuádriceps en el

grupo de entrenamiento ($\sim + 2 \%$), sin embargo este cambio puede ser debido al error técnico de medición de la resonancia magnética (94). Es importante destacar que otros programas de ejercicio si advirtieron un alto aumento del AST de cuádriceps [por ejemplo, la aplicación de un entrenamiento de resistencia durante 12 semanas en octogenarios pudo producir un aumento sustancial en el cuádriceps CSA (+ 10 %)] (95). A pesar de no encontrar un aumento significativo de la AST del cuádriceps, las mujeres mayores del grupo experimental no mostraron una disminución significativa de esta, mientras que las del grupo control si (- 4.40 %). Por esto, al menos en las mujeres mayores, el EV podría ser un útil para mantener la AST del cuádriceps y disminuir el efecto de la sarcopenia.

Por el contrario, la aplicación de EV fue ineficaz para mejorar la capacidad funcional global (evaluada por la batería STF) de las mujeres mayores. La única mejora se produjo en la prueba de sentarse y levantarse de la silla, pero este mejor rendimiento después de la intervención también estuvo presente en el grupo control. Los efectos nulos causados por el EV sobre la capacidad funcional en personas mayores se han documentado previamente para el equilibrio y la marcha (67, 69, 70), para la agilidad (69, 70), para la fuerza máxima manual (64) y para la fuerza del tren inferior (64). En cambio, otros estudios si que han informado de cambios estadísticamente significativos en el equilibrio / marcha (64-66), en la agilidad (46, 65-69), en la fuerza del tren superior e inferior del cuerpo (67). Las razones que pueden explicar estas discrepancias son desconocidas, aunque podría deberse a posibles sesgos de publicación (96), ya que por ejemplo, es menos probable que se publique un estudio en revistas internacionales al obtener conclusiones estadísticamente no significativas. A pesar del hecho de que las revistas científicas publican resultados negativos, existe un cierto retraso en su publicación (sesgo de desfase) (96) tal como muestra el hecho de que muchos de los

resultados negativos encontrados con el uso del EV han aparecido recientemente (69, 70). Otra fuente de sesgo en los estudios epidemiológicos son las covariables no controladas durante las intervenciones. Sorprendentemente, Gomez-Cabello et al. (45) y nosotros encontramos inesperadas mejoras en las pruebas de capacidad funcional en el grupo de control, lo que podría sugerir que algunas de las pruebas que se utilizaron para evaluar la capacidad funcional en las mujeres mayores (batería SFT) podrían ser poco fiables. Aunque el EV no aumentó la fuerza máxima manual en nuestro estudio, no se pudo descartar que existieran pequeñas mejoras en la fuerza de otros grupos musculares, como por ejemplo del tren inferior. De hecho, un estudio reciente en personas mayores frágiles indicó que la fuerza máxima manual puede no proporcionar una medida válida para evaluar la eficacia de los programas de intervención con ejercicios en el aumento de la masa muscular o fuerza en las poblaciones de ancianos (97). Por lo tanto, los profesionales deberían incluir varias pruebas de evaluación para estimar el efecto de la intervención en personas mayores (97). Por otra parte, muchas mujeres pueden haber aumentado su capacidad funcional basal debido a cambios en su estilo de vida. Lamentablemente, hasta la fecha ningún estudio de intervención de EV ha controlado la cantidad de AF acumulada durante la fase de intervención. Por lo tanto, los futuros estudios deberían incorporar métodos objetivos de medición de la AF para controlar los posibles cambios de estilo de vida. Algunos puntos fuertes de este estudio fueron el uso de un método de referencia para medir la masa muscular (RMN) y la larga duración del programa de intervención (8 meses). La larga duración empleada en este estudio fue una garantía en la determinación del posible efecto hipertrófico en la masa muscular de las mujeres mayores.

Por todo ello, la aplicación de dos sesiones semanales de EV durante 8 meses (20 Hz y 2 mm) podría prevenir la pérdida del AST de cuádriceps en mujeres mayores,

pero no incrementarla. Además, tampoco fue útil para mejorar su capacidad funcional global. El impacto positivo del EV en la capacidad funcional mostrado en algunos estudios previos deben de ser interpretados con cautela, teniendo en cuenta la posible influencia de factores no medidos (factores de confusión).

En la *fase III* se examinó el efecto del EV sobre la masa ósea en mujeres mayores. Aunque se ha sugerido que el EV puede ser eficaz para aumentar o mantener la DMO (98-100), nuestros resultados ponen en duda la eficacia del EV para mejorar la DMO en mujeres mayores (edad media, 82 años). Los resultados aquí mostrados están de acuerdo con otros estudios anteriores de EV de largo duración (≥ 12 meses; 25-35 Hz, 3 veces por semana) en los cuales no se encontraron cambios significativos en la DMO total de cadera y en el cuello femoral de mujeres posmenopáusicas de edades comprendidas entre 47 y 65 años (51, 56, 101, 102). En contraste, otros estudios llevados a cabo en mujeres de 54 a 74 años si mostraron efectos osteogénicos en la región de la cadera. Todos estos estudios tenían al menos 6 meses de duración, la frecuencia del estímulo vibratorio osciló entre 12.6 y 40 Hz y los sujetos entrenaron 3-5 veces por semana (48, 53, 100). El efecto no osteogénico encontrado en el presente estudio pudo ser explicado por varios factores. En primer lugar, en nuestro programa de intervención se aplicaron cargas mecánicas de baja magnitud. Los mayores efectos osteogénicos de la AF se obtienen aplicando cargas de alta magnitud y corta duración (por ejemplo, saltos) (13). En segundo lugar, las señales mecánicas producidas por la AF pueden ser menos osteogénicas en personas mayores que en personas más jóvenes (13). La senectud celular de los osteoblastos, así como los cambios relacionados con la edad en los factores de crecimiento y en los niveles hormonales pueden atenuar los efectos positivos de la AF en el hueso (103). En tercer lugar, el entrenamiento semanal puede afectar los efectos sobre la DMO. Los estudios que utilizaron una alta frecuencia

de entrenamiento (5 sesiones semanales), una alta frecuencia de vibración (30 Hz) y alta amplitud (5 mm) obtuvieron cambios positivos en la masa ósea (103). Finalmente, la composición corporal del participante puede influir en los resultados del EV. Por ejemplo, aunque Rubin et al. concluyeron que no existían efectos sobre la DMO de la cadera y en la columna vertebral después de 12 meses de EV, en su análisis Post-hoc las mujeres con menor peso fueron las que mostraron un aumento de la DMO de cadera en comparación con el resto (51). En resumen, nuestros datos no apoyan la implementación de programas de EV (2 veces a la semana con una frecuencia de 20 Hz y una amplitud de 2 mm) en mujeres octogenarias para la prevención y tratamiento de la osteoporosis.

Además, no encontramos ninguna asociación entre la fuerza máxima manual y el riesgo de osteoporosis, mientras que otros dos estudios realizados en mujeres posmenopáusicas (~ 67 años) las obtuvieron (63, 104). Una vez más, las diferencias metodológicas entre los estudios pueden explicar estos resultados. Según Foley et al. todos los estudios diseñados para examinar la relación entre la fuerza muscular y la DMO debe ajustarse por peso o altura, debido a que estas variables antropométricas se correlacionan positivamente con la fuerza muscular (105). Por lo que, las asociaciones que muestran esta asociación en poblaciones más jóvenes podrían no ser correctas o ser más débiles de lo que tradicionalmente se ha creído. Por otra parte, el programa no fue excesivamente exigente para los participantes (2 sesiones semanales). Desafortunadamente, algunas covariables de confusión como la dieta, el uso de medicamentos, suplementos nutricionales, hábitos de fumar o niveles de AF no se registraron. Por todo ello, son necesarios más estudios para aumentar el conocimiento actual del impacto del EV sobre la masa ósea en las personas mayores, en concreto para las mujeres mayores.

El presente estudio mostró que 8 meses de EV en mujeres mayores no provocaron ganancias de la DMO en la región de la cadera (cadera total, trocánter, intertrocánter, cuello femoral y el área de Ward). Por lo tanto, el uso de PV en mujeres mayores para contrarrestar la osteoporosis no parece estar justificada. Así mismo, y al contrario de los hallazgos en las poblaciones más jóvenes, la fuerza máxima manual puede ser una herramienta inadecuada para la evaluación del riesgo de la osteoporosis en mujeres mayores (edad media, 82 años).

6. *Conclusiones*

Los principales resultados de la memoria de tesis sugirieron que:

- El EV aumentó la actividad eléctrica muscular tanto en los miembros superiores como en los miembros inferiores del cuerpo en personas mayores sanas. Por otra parte, los accesorios para alterar el estímulo vibratorio, como correas de mano ancladas a la plataforma o la alfombrilla de superficie, pueden ser utilizados para modificar la intensidad del ejercicio.
- Aunque la utilización del EV (dos veces por semana durante 8 meses) en mujeres mayores produjo un incremento medio no significativo en el área de la sección transversal (AST) del cuádriceps, el EV evitó la disminución del AST de cuádriceps mostrado por las mujeres mayores del grupo control.
- El programa de EV no consiguió mejorar de la capacidad funcional global en mujeres mayores en comparación con el grupo control.
- 8 meses de intervención de EV no llegaron a ser un estímulo suficiente para producir cambios significativos en la DMO de la cadera de mujeres mayores.

7. *Conclusions*

- The EV increased the muscle activity in both upper limbs and lower limbs in healthy older adults. Moreover, the accessories used to modify the vibratory stimulus, such as hand straps anchored to the platform or mat surface, can be used to modify the intensity of exercise.
- Although the use of the EV (twice a week for 8 months) in older women did not increase the area quadriceps cross section (AST), the EV seemed to prevent the loss of quadriceps AST showed by the older women in the control group.
- The EV intervention program failed to improve the overall functional capacity in older women compared with the control group.
- The EV 8 months of intervention was not sufficient enough stimulus to produce significant changes in the BMD of the hip of older women.

8. *Agradecimientos*

Si he tenido que escribir estas páginas es porque he logrado, he llegado a la meta. No ha sido fácil, ni tranquilo tampoco. El camino fue duro y tempestuoso, pero enriquecedor.

“Nas grandes batalhas da vida, o primeiro passo para a vitória é o desejo de vencer.”

Mahatma Gandhi

Me gustaría expresar todo mi cariño y agradecimiento a todas las personas que participaron de estos largos años de mi vida, siempre motivándome y dándome fuerzas.

A **meus pais** Lúcia Santin e Lourival Medeiros: todo o amor, apoio, confiança, tempo e esforços dedicados a mim fizeram com que esse dia fosse possível. Seus valores e seus exemplos diários me construíram como pessoa e como profissional. Não tenho a menor dúvida da imensa sorte que tenho em tê-los na minha vida. Obrigada.
Amo vocês!

Ao **meu irmão**: que com toda a sua tranquilidade e descontração se ocupava e se preocupava pelo andamento dos meus estudos. Que simplesmente com um sorriso e um abraço sempre me enche de alegria e amor. Artur, te amo demais!

Aos **meus avós**: a eles (Ernesto Santin e Maria do Carmo Medeiros) agradeço todo o carinho e cada palavra de sabedoria. Mas agradeço, principalmente, por serem meu exemplo de um envelhecimento cheio de saúde, vitalidade, alegria e vontade de viver.

Às minhas **queridas amigas**: Sandra Camargo, Gitana Silva e Jaqueline Macedo que de tão longe me apoiaram e me motivaram, sempre com a certeza que eu atingiria minhas metas. E também a minha inesquecível amiga “leonesa” que com seu lindo sorriso me acolheu desde o início dessa jornada, Vivi (Virgínia de Carvalho Leal).

A mi nueva **familia Rey López**: gracias por me hacer sentir como en mi casa desde el principio, por todo el apoyo, cariño y por las palabras tranquilizadoras. José y Maribel, Alberto y Paulo, Marivi y David, Sonia: muchas gracias. A mis sobrinos, Kaisla, Alvar, Daniella y Enzo, por tantas risas y alegrías que nos proporcionan a toda la familia.

A **mis directores**: Nuria Garatachea, que desde más de 10 mil kilómetros de distancia fue la persona que abrió las puertas para que mi sueño empezara a tornarse realidad. Alejandro Santos, antes de ser director es mi amigo Alex, gracias por tu amistad y por tu gran trabajo.

A **Ana Belén López**, que por confiar en mi competencia profesional, me proporcionó trabajo durante mis primeros años en España, con lo cual pude mantener vivo mi sueño.

Y por último, pero no menos importante, me gustaría agradecer a la persona que tengo a mi lado todos los días, mi **marido Pablo**. Que como un golpe del destino puso en mi camino un investigador inquieto y crítico, dispuesto a enseñarme todo lo que sabe y mostrarme lo bonito y gratificante (aunque duro) puede ser el mundo de la ciencia. Cuando se me acababan las fuerzas y la motivación allí estaba él para darme la mano para que yo pudiera seguir adelante. Gracias por añadir amor, sonrisas e ilusiones a mi vida personal y profesional. Te quiero!

Y a todas las personas que confiaron en mi capacidad de trabajo y que de alguna forma participaron de esa conquista profesional y por supuesto personal.

*Lembrai do tempo que levastes
para chegar aqui,
de todas as vitórias e lágrimas,
de todos os sorrisos e fracassos.
Lembrai dos sonhos realizados,
das frustrações,
das decepções colhidas.*

*Lembrai de tudo o que passou.
Ganhastes mais força, mais
sabedoria
e finalmente podes olhar para o
que há diante de ti e perceber que
apenas chegastes ao começo.
– Seja bem vindo ao começo!*

Augusto Branco

9. *Referencias*

1. Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos O. Health at a Glance 2013: OECD Indicators: OCDE; 2013.
2. United_Nations. World Population Ageing: 1950–2050. New York, NY2009.
3. Manini TM, Pahor M. Physical activity and maintaining physical function in older adults. Br J Sports Med. 2009;43(1):28-31.
4. Nelson ME, Rejeski WJ, Blair SN, Duncan PW, Judge JO, King AC, et al. Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. Circulation. 2007;116(9):1094-105.
5. Batt ME, Tanji J, Borjesson M. Exercise at 65 and beyond. Sports Med. 2013;43(7):525-30.
6. Ordonez R, Carbajo-Pescador S, Mauriz JL, Gonzalez-Gallego J. Understanding nutritional interventions and physical exercise in non-alcoholic fatty liver disease. Curr Mol Med. 2015;15(1):3-26.
7. Nicklas BJ, Hsu FC, Brinkley TJ, Church T, Goodpaster BH, Kritchevsky SB, et al. Exercise training and plasma C-reactive protein and interleukin-6 in elderly people. J Am Geriatr Soc. 2008;56(11):2045-52.
8. JAMA – NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention D, and Therapy. Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy. JAMA. 2001;285(6):785-95.
9. Roudsari BS, Ebel BE, Corso PS, Molinari NA, Koepsell TD. The acute medical care costs of fall-related injuries among the U.S. older adults. Injury. 2005;36(11):1316-22.

10. Kohrt WM, Bloomfield SA, Little KD, Nelson ME, Yingling VR. American College of Sports Medicine Position Stand: physical activity and bone health. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(11):1985-96.
11. Rosenberg IH. Sarcopenia: origins and clinical relevance. *J Nutr.* 1997;127(5 Suppl):990S-1S.
12. Manini TM, Visser M, Won-Park S, Patel KV, Strotmeyer ES, Chen H, et al. Knee extension strength cutpoints for maintaining mobility. *J Am Geriatr Soc.* 2007;55(3):451-7.
13. Allison SJ, Folland JP, Rennie WJ, Summers GD, Brooke-Wavell K. High impact exercise increased femoral neck bone mineral density in older men: a randomised unilateral intervention. *Bone.* 2013;53(2):321-8.
14. Kelley GA, Kelley KS, Kohrt WM. Exercise and bone mineral density in men: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Bone.* 2013;53(1):103-11.
15. Garber CE, Greaney ML, Riebe D, Nigg CR, Burbank PA, Clark PG. Physical and mental health-related correlates of physical function in community dwelling older adults: a cross sectional study. *BMC Geriatr.* 2010;10:6.
16. Doody RS, Stevens JC, Beck C, Dubinsky RM, Kaye JA, Gwyther L, et al. Practice parameter: management of dementia (an evidence-based review). Report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology.* 2001;56(9):1154-66.
17. Brosse AL, Sheets ES, Lett HS, Blumenthal JA. Exercise and the treatment of clinical depression in adults: recent findings and future directions. *Sports Med.* 2002;32(12):741-60.

18. Larson EB, Wang L, Bowen JD, McCormick WC, Teri L, Crane P, et al. Exercise is associated with reduced risk for incident dementia among persons 65 years of age and older. *Ann Intern Med.* 2006;144(2):73-81.
19. Weuve J, Kang JH, Manson JE, Breteler MM, Ware JH, Grodstein F. Physical activity, including walking, and cognitive function in older women. *JAMA.* 2004;292(12):1454-61.
20. Singh MA. Exercise to prevent and treat functional disability. *Clin Geriatr Med.* 2002;18(3):431-62, vi-vii.
21. Keysor JJ. Does late-life physical activity or exercise prevent or minimize disablement? A critical review of the scientific evidence. *Am J Prev Med.* 2003;25(3 Suppl 2):129-36.
22. Singh NA, Clements KM, Fiatarone MA. A randomized controlled trial of the effect of exercise on sleep. *Sleep.* 1997;20(2):95-101.
23. Shibata A, Oka K, Nakamura Y, Muraoka I. Recommended level of physical activity and health-related quality of life among Japanese adults. *Health Qual Life Outcomes.* 2007;5:64.
24. Shiroma EJ, Freedson PS, Trost SG, Lee IM. Patterns of accelerometer-assessed sedentary behavior in older women. *JAMA.* 2013;310(23):2562-3.
25. Chodzko-Zajko WJ, Proctor DN, Fiatarone Singh MA, Minson CT, Nigg CR, Salem GJ, et al. American College of Sports Medicine position stand. Exercise and physical activity for older adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(7):1510-30.
26. Santin-Medeiros F, Garatachea Vallejo N. [Musculoskeletal effects of vibration training in the elderly]. *Rev Esp Geriatr Gerontol.* 2010;45(5):281-4.

27. Sitja-Rabert M, Rigau D, Fort Vanmeerghaege A, Romero-Rodriguez D, Bonastre Subirana M, Bonfill X. Efficacy of whole body vibration exercise in older people: a systematic review. *Disabil Rehabil.* 2012;34(11):883-93.
28. Griffin MJ. *Handbook of human vibration*. London: Academic Press. 1996.
29. Griffin MJ, editor. *Handbook of human vibration*. London: Academic Press; 1996.
30. Garatachea N, Gonzalez Gallego J. Effects of vibration training in older persons Muscle Strength: Types, Efficiency and Drug Effects New York, USA Nova Science Publishers, Inc; 2010.
31. Rittweger J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *Eur J Appl Physiol.* 2010;108(5):877-904.
32. Abercromby AF, Amonette WE, Layne CS, McFarlin BK, Hinman MR, Paloski WH. Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(10):1794-800.
33. Totosy de Zepetnek JO, Giangregorio LM, Craven BC. Whole-body vibration as potential intervention for people with low bone mineral density and osteoporosis: a review. *J Rehabil Res Dev.* 2009;46(4):529-42.
34. Dolny DG, Reyes GF. Whole body vibration exercise: training and benefits. *Curr Sports Med Rep.* 2008;7(3):152-7.
35. Wakeling JM, Nigg BM, Rozitis AI. Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *J Appl Physiol.* 2002;93(3):1093-103.
36. Dupuis H JG. Immediate Effects of Vibration Transmitted to the Hand. *Stud Environ Sci.* 1981;13:76–86.

37. Carlsoo S. The effect of vibration on the skeleton, joints and muscles. A review of the literature. *Appl Ergon.* 1982;13(4):251-8.
38. Hunter GR, McCarthy JP, Bamman MM. Effects of resistance training on older adults. *Sports Med.* 2004;34(5):329-48.
39. Jordan MJ, Norris SR, Smith DJ, Herzog W. Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. *J Strength Cond Res.* 2005;19(2):459-66.
40. Rehn B, Lidstrom J, Skoglund J, Lindstrom B. Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review. *Scand J Med Sci Sports.* 2007;17(1):2-11.
41. Martin BJ, Park HS. Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1997;75(6):504-11.
42. Cardinale M, Wakeling J. Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *Br J Sports Med.* 2005;39(9):585-9; discussion 9.
43. Bogaerts A, Delecluse C, Claessens AL, Coudyzer W, Boonen S, Verschueren SM. Impact of whole-body vibration training versus fitness training on muscle strength and muscle mass in older men: a 1-year randomized controlled trial. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2007;62(6):630-5.
44. Fjeldstad C, Palmer IJ, Bemben MG, Bemben DA. Whole-body vibration augments resistance training effects on body composition in postmenopausal women. *Maturitas.* 2009;63(1):79-83.
45. Gomez-Cabello A, Gonzalez-Aguero A, Ara I, Casajus JA, Vicente-Rodriguez G. Effects of a short-term whole body vibration intervention on lean mass in elderly people. *Nutr Hosp.* 2013;28(4):1255-8.

46. Machado A, Garcia-Lopez D, Gonzalez-Gallego J, Garatachea N. Whole-body vibration training increases muscle strength and mass in older women: a randomized-controlled trial. *Scand J Med Sci Sports.* 2010;20(2):200-7.
47. Verschueren SM, Bogaerts A, Delecluse C, Claessens AL, Haentjens P, Vanderschueren D, et al. The effects of whole-body vibration training and vitamin D supplementation on muscle strength, muscle mass, and bone density in institutionalized elderly women: a 6-month randomized, controlled trial. *J Bone Miner Res.* 2011;26(1):42-9.
48. Verschueren SM, Roelants M, Delecluse C, Swinnen S, Vanderschueren D, Boonen S. 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.* 2004;19(3):352-9.
49. Baumgartner RN, Koehler KM, Gallagher D, Romero L, Heymsfield SB, Ross RR, et al. Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. *Am J Epidemiol.* 1998;147(8):755-63.
50. Maden-Wilkinson TM, Degens H, Jones DA, McPhee JS. Comparison of MRI and DXA to measure muscle size and age-related atrophy in thigh muscles. *J Musculoskelet Neuron Interact.* 2013;13(3):282-90.
51. Rubin C, Recker R, Cullen D, Ryaby J, McCabe J, McLeod K. Prevention of postmenopausal bone loss by a low-magnitude, high-frequency mechanical stimuli: a clinical trial assessing compliance, efficacy, and safety. *J Bone Miner Res.* 2004;19(3):343-51.
52. Iwamoto J, Takeda T, Sato Y, Uzawa M. Effect of whole-body vibration exercise on lumbar bone mineral density, bone turnover, and chronic back pain in post-

- menopausal osteoporotic women treated with alendronate. *Aging Clin Exp Res.* 2005;17(2):157-63.
53. Gusi N, Raimundo A, Leal A. Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2006;7:92.
54. Lau RW, Liao LR, Yu F, Teo T, Chung RC, Pang MY. 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.* 2011;25(11):975-88.
55. Slatkowska L, Alibhai SM, Beyene J, Cheung AM. Effect of whole-body vibration on BMD: a systematic review and meta-analysis. *Osteoporos Int.* 2010;21(12):1969-80.
56. von Stengel S, Kemmler W, Engelke K, Kalender WA. Effects of whole body vibration on bone mineral density and falls: results of the randomized controlled ELVIS study with postmenopausal women. *Osteoporos Int.* 2011;22(1):317-25.
57. Norman K, Stobaus N, Gonzalez MC, Schulzke JD, Pirllich M. Hand grip strength: outcome predictor and marker of nutritional status. *Clin Nutr.* 2011;30(2):135-42.
58. Maggio M, Lauretani F, De Vita F, Basaria S, Lippi G, Butto V, et al. Multiple Hormonal Dysregulation as Determinant of low Physical Performance and Mobility in older Persons. *Curr Pharm Des.* 2013.
59. Cheung CL, Tan KC, Bow CH, Soong CS, Loong CH, Kung AW. Low handgrip strength is a predictor of osteoporotic fractures: cross-sectional and prospective evidence from the Hong Kong Osteoporosis Study. *Age (Dordr).* 2012;34(5):1239-48.

60. Shin H, Liu PY, Panton LB, Ilich JZ. Physical Performance in Relation to Body Composition and Bone Mineral Density in Healthy, Overweight, and Obese Postmenopausal Women. *J Geriatr Phys Ther.* 2013.
61. Costa EL, Bastos Filho PS, Moura Mde S, Sousa TS, Lemos A, Pedrosa MA. [Effects of a group exercise program on handgrip strength of elderly women with low bone mass]. *Arq Bras Endocrinol Metabol.* 2012;56(5):313-8.
62. Kim SW, Lee HA, Cho EH. Low handgrip strength is associated with low bone mineral density and fragility fractures in postmenopausal healthy Korean women. *J Korean Med Sci.* 2012;27(7):744-7.
63. Marin RV, Pedrosa MA, Moreira-Pfrimer LD, Matsudo SM, Lazaretti-Castro M. Association between lean mass and handgrip strength with bone mineral density in physically active postmenopausal women. *J Clin Densitom.* 2010;13(1):96-101.
64. Bautmans I, Van Hees E, Lemper JC, Mets T. The feasibility of Whole Body Vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle performance, balance and mobility: a randomised controlled trial [ISRCTN62535013]. *BMC Geriatr.* 2005;5:17.
65. Bruyere O, Wuidart MA, Di Palma E, Gourlay M, Ethgen O, Richy F, et al. Controlled whole body vibration to decrease fall risk and improve health-related quality of life of nursing home residents. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(2):303-7.
66. Furness TP, Maschette WE. Influence of whole body vibration platform frequency on neuromuscular performance of community-dwelling older adults. *J Strength Cond Res.* 2009;23(5):1508-13.
67. Gomez-Cabello A, Gonzalez-Aguero A, Ara I, Casajus JA, Vicente-Rodriguez G. Effects of a short-term whole body vibration intervention on physical fitness in elderly people. *Maturitas.* 2013.

68. Pollock RD, Martin FC, Newham DJ. Whole-body vibration in addition to strength and balance exercise for falls-related functional mobility of frail older adults: a single-blind randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2012;26(10):915-23.
69. Beaudart C, Maquet D, Mannarino M, Buckinx F, Demonceau M, Crielaard JM, et al. Effects of 3 months of short sessions of controlled whole body vibrations on the risk of falls among nursing home residents. *BMC Geriatr.* 2013;13:42.
70. Buckinx F, Beaudart C, Maquet D, Demonceau M, Crielaard JM, Reginster JY, et al. Evaluation of the impact of 6-month training by whole body vibration on the risk of falls among nursing home residents, observed over a 12-month period: a single blind, randomized controlled trial. *Aging Clin Exp Res.* 2014;26(4):369-76.
71. Garatachea N, Jimenez A, Bresciani G, Marino NA, Gonzalez-Gallego J, de Paz JA. The effects of movement velocity during squatting on energy expenditure and substrate utilization in whole-body vibration. *J Strength Cond Res.* 2007;21(2):594-8.
72. Rittweger J, Beller G, Felsenberg D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clin Physiol.* 2000;20(2):134-42.
73. Adams JB, Edwards D, Serravite DH, Bedient AM, Huntsman E, Jacobs KA, et al. Optimal frequency, displacement, duration, and recovery patterns to maximize power output following acute whole-body vibration. *J Strength Cond Res.* 2009;23(1):237-45.
74. Cardinale M, Rittweger J. Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: fact or fiction? *J Br Menopause Soc.* 2006;12(1):12-8.
75. Gomez-Cabello A, Ara I, Gonzalez-Aguero A, Casajus JA, Vicente-Rodriguez G. Effects of training on bone mass in older adults: a systematic review. *Sports Med.* 2012;42(4):301-25.

76. Turner S, Torode M, Climstein M, Naughton G, Greene D, Baker MK, et al. A randomized controlled trial of whole body vibration exposure on markers of bone turnover in postmenopausal women. *J Osteoporos.* 2011;2011:710387.
77. Robertson RJ, Goss FL, Rutkowski J, Lenz B, Dixon C, Timmer J, et al. Concurrent validation of the OMNI perceived exertion scale for resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(2):333-41.
78. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology.* 2000;10(5):361-74.
79. De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13:135-63.
80. Abercromby AF, Amonette WE, Layne CS, McFarlin BK, Hinman MR, Paloski WH. Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(9):1642-50.
81. Marin PJ, Bunker D, Rhea MR, Ayillon FN. Neuromuscular activity during whole-body vibration of different amplitudes and footwear conditions: implications for prescription of vibratory stimulation. *J Strength Cond Res.* 2009;23(8):2311-6.
82. Garatachea N, Fiúza-Luces C, Torres-Luque G, Yvert T, Santiago C, Gomez-Gallego F, et al. Single and combined influence of ACE and ACTN3 genotypes on muscle phenotypes in octogenarians. *Eur J Appl Physiol.* 2012;112(7):2409-20.
83. Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc.* 1986;34(2):119-26.

84. Rikli RE, Jones CJ. Development and validation of criterion-referenced clinically relevant fitness standards for maintaining physical independence in later years. *Gerontologist*. 2013;53(2):255-67.
85. Hazell TJ, Jakobi JM, Kenno KA. The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2007;32(6):1156-63.
86. Hazell TJ, Kenno KA, Jakobi JM. Evaluation of muscle activity for loaded and unloaded dynamic squats during vertical whole-body vibration. *J Strength Cond Res*. 2010;24(7):1860-5.
87. Ritzmann R, Kramer A, Gruber M, Gollhofer A, Taube W. EMG activity during whole body vibration: motion artifacts or stretch reflexes? *Eur J Appl Physiol*. 2010;110(1):143-51.
88. Roelants M, Verschueren SM, Delecluse C, Levin O, Stijnen V. Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *J Strength Cond Res*. 2006;20(1):124-9.
89. Marin PJ, Santos-Lozano A, Santin-Medeiros F, Delecluse C, Garatachea N. A comparison of training intensity between whole-body vibration and conventional squat exercise. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;21(4):616-21.
90. Rubin C, Pope M, Fritton JC, Magnusson M, Hansson T, McLeod K. 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 (Phila Pa 1976)*. 2003;28(23):2621-7.
91. Enoka RM. Muscle strength and its development. New perspectives. *Sports Med*. 1988;6(3):146-68.

92. Marin PJ, Santos-Lozano A, Santin-Medeiros F, Vicente-Rodriguez G, Casajus JA, Hazell TJ, et al. Whole-body vibration increases upper and lower body muscle activity in older adults: potential use of vibration accessories. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(3):456-62.
93. Mischi M, Cardinale M. The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(3):645-53.
94. Mitsiopoulos N, Baumgartner RN, Heymsfield SB, Lyons W, Gallagher D, Ross R. Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. *J Appl Physiol (1985).* 1998;85(1):115-22.
95. Harridge SD, Kryger A, Stensgaard A. Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle Nerve.* 1999;22(7):831-9.
96. Kavvoura FK, Liberopoulos G, Ioannidis JP. Selection in reported epidemiological risks: an empirical assessment. *PLoS Med.* 2007;4(3):e79.
97. Tieland M, Verdijk LB, de Groot LC, van Loon LJ. Handgrip Strength Does Not Represent an Appropriate Measure to Evaluate Changes in Muscle Strength During an Exercise Intervention Program in Frail Elderly People. *Int J Sport Nutr Exerc Metab.* 2014.
98. Bogaerts A, Delecluse C, Boonen S, Claessens AL, Milisen K, Verschueren SM. Changes in balance, functional performance and fall risk following whole body vibration training and vitamin D supplementation in institutionalized elderly women. A 6 month randomized controlled trial. *Gait Posture.* 2011;33(3):466-72.
99. Gomez-Cabello A, Gonzalez-Aguero A, Morales S, Ara I, Casajus JA, Vicente-Rodriguez G. Effects of a short-term whole body vibration intervention on bone mass and structure in elderly people. *J Sci Med Sport.* 2013.

100. Ruan XY, Jin FY, Liu YL, Peng ZL, Sun YG. Effects of vibration therapy on bone mineral density in postmenopausal women with osteoporosis. Chin Med J (Engl). 2008;121(13):1155-8.
101. Slatkowska L, Alibhai SM, Beyene J, Hu H, Demaras A, Cheung AM. Effect of 12 months of whole-body vibration therapy on bone density and structure in postmenopausal women: a randomized trial. Ann Intern Med. 2011;155(10):668-79, W205.
102. Von Stengel S, Kemmler W, Bebenek M, Engelke K, Kalender WA. Effects of whole-body vibration training on different devices on bone mineral density. Med Sci Sports Exerc. 2011;43(6):1071-9.
103. Kassem M, Marie PJ. Senescence-associated intrinsic mechanisms of osteoblast dysfunctions. Aging Cell. 2011;10(2):191-7.
104. Rikkonen T, Sirola J, Salovaara K, Tuppurainen M, Jurvelin JS, Honkanen R, et al. Muscle strength and body composition are clinical indicators of osteoporosis. Calcif Tissue Int. 2012;91(2):131-8.
105. Foley KT, Owings TM, Pavol MJ, Grabiner MD. Maximum grip strength is not related to bone mineral density of the proximal femur in older adults. Calcif Tissue Int. 1999;64(4):291-4.

10. Anexos

10.1. Índice de abreviaturas

ACSM: Colegio Americano de Medicina del Deporte

AF: actividad física

AST: área de sección transversal

BB: bíceps braquial

BIOMED: Biomedical Health and Research Program

CMRR: razón de rechazo al modo común (del inglés *Common Mode Rejection Ratio*)

D: pierna derecha

DE: desviación estándar

DMO: densidad mineral ósea

DXA: absorciometría dual de rayos X

EEE: error estándar estadístico

EEP: escala de esfuerzo percibido

EMG: actividad electromiografía de superficie

EV: entrenamiento vibratorio

GM: gemelo medial

I: pierna izquierda

OCDE: Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos

PV: plataforma de vibraciones

RMN: resonancia magnética nuclear

SENIAM: Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

SFT: Senior Fitness Test

VL: vasto lateral

10.2. Relación de tablas y figuras

10.2.1. Figuras

Figura 1. Clasificación tipos de ondas vibratorias en relación al tipo de movimiento y esquema gráfico de las mismas según Griffin et al. (29).

Figura 2. Transmisión del estímulo en plataforma vibratoria vertical (izquierda) y horizontal u oscilante (19).

Figura 3. Frecuencia y amplitud de una onda, parámetros que definen su aceleración.

Figura 4. Plataformas vibratorias. Izquierda: Power Plate Pro5; derecha: Fitvibe Excel Pro.

Figura 5. Utilización de las correas de manos. A: posición del sujeto sin la correa de mano; B: posición del sujeto con la correa de mano, transferir la vibración a la parte superior del cuerpo y activar el bíceps braquial.

Figura 6. Diagrama de flujo de los participantes.

Figura 7. Aumento de la actividad de los músculos del miembro inferior (media ± DE) comparando la condición con vibración y sin vibración. Parámetros de la vibración: (A) 30 Hz Alto (amplitud 2.5 mm); (B) 46 Hz Bajo (amplitud 1.1 mm). En el texto se indican las diferencias significativas.

Figura 8. Aumento en la actividad muscular del vasto lateral comparando la condición con vibración y sin vibración. Parámetros de la vibración: (A) 30 Hz Alto (amplitud 2.5 mm); (B) 46 Hz Bajo (amplitud 1.1 mm). En el texto se indican las diferencias significativas.

Figura 9. Aumento en la actividad muscular del gastrocnemio medial comparando la condición con vibración y sin vibración. Parámetros de la vibración: (A) 30 Hz Alto (amplitud 2.5 mm); (B) 46 Hz Bajo (amplitud 1.1 mm). En el texto se indican las diferencias significativas.

Figura 10. Aumento en la actividad muscular del bíceps braquial comparando la condición con vibración y sin vibración. Parámetros de la vibración: (A) 30 Hz Alto (amplitud 2.5 mm); (B) 46 Hz Bajo (amplitud 1.1 mm). En el texto se indican las diferencias significativas.

Figura 11. Diferencias en el AST del cuádriceps después de la intervención (media del AST del cuádriceps pre-entrenamiento - media del AST del cuádriceps post-entrenamiento. * Denota diferencias significativas entre el grupo de entrenamiento y el grupo control, $p < 0.05$.

10.2.2. Tablas

Tabla 1. Parámetros de cada condición de prueba.

Tabla 2. Descripción de los ejercicios utilizados en el programa de entrenamiento en las fases II y III.

Tabla 3. Programa de entrenamiento vibratorio.

Tabla 4. Efecto de EEP en cada condición de ejercicio.

Tabla 5. Rendimiento inicial y post-entrenamiento de las pruebas de capacidad funcional en los grupos de entrenamiento y control.

Tabla 6. Valores absolutos de la DMO de la cadera del grupo de entrenamiento y grupo control para pre-entrenamiento y post-entrenamiento.

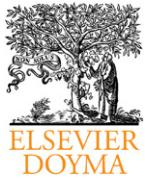
10.3. Publicaciones

Trabajos publicados para la elaboración del manuscrito de Tesis Doctoral y optar al grado de Doctor en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Paper I:

"Musculoskeletal effects of vibration training in the elderly"

Santin-Medeiros F, Garatachea Vallejo N. Musculoskeletal effects of vibration training in the elderly. *Revista Española de Geriatría y Gerontología*. 2010;45(5):281-4. doi: 10.1016/j.regg.2010.04.001.



REVISIÓN

Efectos musculoesqueléticos del entrenamiento con vibraciones en ancianos

Fernanda Santin-Medeiros y Nuria Garatachea Vallejo*

Instituto de Biomedicina, Universidad de León, León, España

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 21 de octubre de 2009
Aceptado el 1 de abril de 2010
On-line el 23 de mayo de 2010

Palabras clave:
Vibraciones
Personas mayores
Muscular
Esquelético

RESUMEN

El uso de las plataformas vibratorias se va extendiendo progresivamente en centros geriátricos para el entrenamiento de las personas mayores. Los estudios centrados en los efectos del entrenamiento con vibraciones en personas mayores recomiendan este modo de ejercicio como una alternativa terapéutica para la prevención y/o mejora de la osteoporosis y sarcopenia a pesar de que todavía hoy no están bien definidos los mecanismos fisiológicos involucrados en las respuestas adaptativas de la exposición a la vibración ni los parámetros de vibración más indicados para alcanzar los máximos beneficios. En este artículo se hace una revisión de los principales estudios realizados con personas mayores centrados en los efectos de las vibraciones sobre el sistema musculoesquelético.

© 2009 SEGG. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Musculoskeletal effects of vibration training in the elderly

ABSTRACT

A vibration platform is increasingly being used in geriatric centers for exercise in older people. Studies centered on the effects of vibration training recommend this exercise mode as a therapeutic alternative for prevention and/or improvement of osteoporosis and sarcopenia. Nowadays, neither the physiological mechanisms involved on adaptive responses of exposure to vibration are not well defined nor the parameters of vibration more indicated to maximizing the benefits. This paper presents a review of the main studies centered on the effects of vibration training on the musculoskeletal system.

© 2009 SEGG. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Keywords:
Vibrations
Older people
Muscular
Skeletal

Introducción

Las plataformas vibratorias se utilizan cada vez más en gimnasios y centros deportivos y se van introduciendo progresivamente en centros geriátricos para el entrenamiento de las personas mayores. Los estudios centrados en los efectos del entrenamiento con vibraciones en personas mayores recomiendan este modo de ejercicio como una alternativa terapéutica para la prevención y/o mejora de la osteoporosis y sarcopenia, además de para otras enfermedades y problemas de salud. Gran parte de nuestro conocimiento sobre la osteogénesis proviene de datos obtenidos de jóvenes sanos, y todavía hay poca información sobre la remodelación ósea en las personas que sufren de fragilidad ósea. Se está utilizando la vibración para producir una aceleración mecánica al esqueleto apendicular y axial¹, y así provocar un aumento de la masa ósea. El atractivo de esta terapia es la posibilidad de ser aplicada con bajo impacto, que es fundamental

para las personas con movilidad reducida y poca fuerza muscular (por ejemplo, pacientes de edad avanzada o personas enfermas).

Cada vez son más los estudios centrados en este tipo de entrenamiento y sus efectos en los ancianos, pero todavía hoy no están bien definidos los mecanismos fisiológicos involucrados en las respuestas adaptativas de la exposición a la vibración y los parámetros de vibración más indicados que maximicen los efectos. Aunque haya muchas investigaciones que comprueben sus efectos positivos sobre la fuerza muscular isométrica y explosiva, sarcopenia, movilidad, control postural en hombres y mujeres mayores.

Vibración de cuerpo completo (VCE)

El estudio de la vibración es una tarea multidisciplinar en la que están involucradas desde la ingeniería y la medicina, hasta la psicología². Por su carácter de movimiento oscilatorio, las variables que determinan su intensidad son la frecuencia y la amplitud. La primera es la repetición de los ciclos de oscilación (medida en Hz) y la segunda es determinada por la dimensión del movimiento (medida en mm). Existen diferentes tipos de vibración si bien la mayoría de las plataformas existentes en el

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: nuria.garatachea@unileon.es (N. Garatachea Vallejo).

mercado son de 2 tipos: (fig. 1, derecha) vertical u (fig. 1, izquierda) oscilante.

Estos dispositivos envían vibraciones a través de frecuencias que varían entre 15–60 Hz, y amplitudes entre 1–10 mm. La aceleración enviada puede llegar a las 15 g (1 g=fuerza de la gravedad o 9,8 m/s²). Considerando las múltiples combinaciones posibles entre frecuencia y amplitud, existe gran variedad en el diseño de protocolos.

Efectos sobre el sistema muscular

Tradicionalmente se ha utilizado el entrenamiento de fuerza para reducir los efectos de la sarcopenia ya que está demostrado

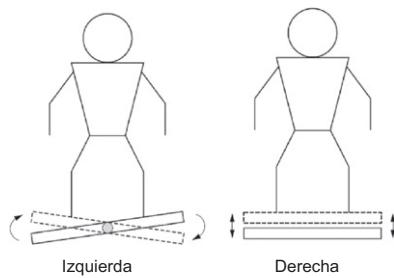


Figura 1. Existen diferentes tipos de vibración si bien la mayoría de las plataformas existentes en el mercado son de 2 tipos: (fig. 1, derecha) vertical u (fig. 1, izquierda) oscilante.

Tabla 1

Resumen de los efectos de las vibraciones a nivel muscular en ancianos (adaptado de Prisby et al, 2008)¹⁵

Población	Tipo	Protocolo vibratorio	Intensidad	Frecuencia	Resultado	Referencia
Mujeres posmenopáusicas (~64 años)	?	3 veces/semana, 24 semanas	2,5–5,0 mm 2,29–5,09 g	35–40	↑ Fuerza dinámica isométrica de extensores de rodilla, agilidad de movimiento de extensión de rodilla y altura de salto con contra-movimiento en los grupos de entrenamiento de VCE y de resistencia	7
Mujeres posmenopáusicas (60–70 años)	Sin	24 semanas (3veces/semana) de VCE vs ejercicios de resistencia	2,3–5,1 g, 1,7–2,5 mm	35–40	↑ Fuerza muscular isométrica (15%) y dinámica (16%). Los grupos de entrenamiento de VCE y de fuerza mostraron beneficio significativo	8
Hombres (60–80 años)	Sin	1 año (3 veces/semana) de VCE vs ejercicios Fitness	2,5–5,0 mm	30–40	↑ Fuerza muscular isométrica y explosiva en los grupos de entrenamiento de VCE y de Fitness	9
Hombres y Mujeres (66–85 años)	Sin	8 semanas (3 veces/semana) de VCE+ejercicios o solo ejercicios	5–8 mm	26	Sin cambios en la cadera o rodilla, resistencia y fuerza extensora y flexora; sin alteración en la potencia o fuerza del tobillo en la dorsiflexión; ↑ fuerza y potencia del tobillo en la flexión plantar	10
Mujeres (65–90 años)	Sin	10 semanas (3–5 veces/semana) de VCE	2–4 mm	20–40	↑ máxima contracción voluntaria isométrica. ↔ actividad electromiográfica, ↑ área de la sección transversal muscular	11

Sin: Onda Sinusoidal; VCE: vibración de cuerpo entero; ?: no indicado; ↑: aumento; ↔: sin cambios; ↓: disminución.

que induce una hipertrofia muscular y aumenta la fuerza y funcionalidad³. Sin embargo, las vibraciones tienen cada día un mayor interés⁴. Existen hipótesis de que la ganancia de fuerza muscular provocada por las vibraciones se debe principalmente a factores neuronales, más que a la hipertrofia muscular, probablemente relacionados con una mayor sensibilidad al reflejo de estiramiento⁵. Cuando un músculo es sometido a vibración se estimulan las terminaciones primarias del huso muscular (afe-rentes) que excitan las α-moto neuronas y provocan la contracción de las unidades motoras homónimas, resultando finalmente en una contracción tónica del músculo conocida como reflejo tónico vibratorio⁶.

La tabla 1 resume los efectos musculoesqueléticos del entrenamiento con vibraciones en los ancianos, además de los protocolos utilizados en diversos estudios, que tienen por objetivo determinar la influencia de este tratamiento y demostrar las diferentes posibilidades de aplicación.

En un estudio de Roelants et al el entrenamiento con vibración de cuerpo entero (35–40 Hz) aumentó la altura de salto con contra movimiento, la fuerza dinámica isométrica de extensión de rodilla y la agilidad de este mismo movimiento en mujeres postmenopáusicas después de 24 semanas de entrenamiento vibratorio y de resistencia⁷.

Según la investigación de Verschueren y colaboradores, el grupo de mujeres postmenopáusicas (60–70 años) que participaron del entrenamiento con vibración de cuerpo entero (VCE), obtuvo mejoras en la fuerza isométrica (15%), fuerza dinámica (16,5%) y equilibrio corporal, después de 24 semanas de entrenamiento vibratorio, comparado con grupo control⁸. El grupo de

entrenamiento de fuerza también mostró beneficios significativos, indicando que el entrenamiento de VCE es tan eficaz como el entrenamiento tradicional para el aumento del equilibrio y de fuerza muscular para esta población⁸. Por tanto, la VCE puede ser eficaz para aumentar la fuerza muscular, el equilibrio y la movilidad de personas mayores.

Bogaerts y colaboradores encontraron que después de un año de entrenamiento vibratorio, un grupo de hombres (60–80 años) mejoró la fuerza muscular isométrica y explosiva, resultados similares a los del grupo que participó de un programa de fitness⁹.

En otro estudio un grupo de hombres y mujeres (66–85 años) participaron de un programa compuesto de entrenamiento vibratorio+ejercicios o solo ejercicios, con duración de 8 semanas. La fuerza y la potencia de tobillo en la flexión plantar mejoró significativamente. Sin embargo, la resistencia y fuerza extensora y flexora de cadera y rodilla, así como en la potencia y fuerza de dorsiflexión de tobillo no cambiaron significativamente¹⁰.

Basándonos en los estudios anteriores, podemos decir que un entrenamiento de vibraciones puede incrementar la fuerza muscular, especialmente en los ancianos que generalmente tienen un menor nivel de fuerza que los adultos, al igual que los entrenamientos convencionales de fuerza. El incremento de fuerza se atribuye principalmente a la mejora de la coordinación inter e intramuscular. Ya en una investigación realizada por nuestro grupo se demostró que también se puede conseguir una hipertrofia muscular en ancianos muy débiles¹¹.

Efectos sobre el sistema esquelético

La tabla 2 resume los efectos de la VCE en las personas mayores, y los protocolos utilizados en diversos estudios, que tienen por objeto determinar la influencia de este tratamiento y demostrar las diferentes posibilidades de aplicación.

El estudio publicado por Verschueren et al (2004)⁸ con mujeres postmenopáusicas, confirmó los efectos beneficiosos, después de 24 semanas de entrenamiento vibratorio, en la densidad mineral ósea (DMO) de la cadera⁸. En dicho estudio, los efectos de entrenamiento de VCE son comparados con los efectos del entrenamiento de resistencia, no habiendo encontrado alteraciones significativas (0,60%). Sin embargo, en el grupo de VCE se

observaron aumentos significativos en la DMO de cadera (+0,93%, p < 0,05), lo que sugiere que la VCE podría prevenir la osteoporosis, caídas y fracturas de mujeres postmenopáusicas.

En otra investigación, un grupo de mujeres postmenopáusicas (57 años) participaron en un programa de entrenamiento vibratorio durante un año a baja frecuencia y amplitud (30 Hz y 0,2 mm, respectivamente). No hubo diferencias significativas en la DMO de cadera y columna lumbar entre los grupos de entrenamiento y control cuando se analizaron en su conjunto¹². Por lo tanto, es importante resaltar que la búsqueda de protocolos más eficientes es fundamental. Sin embargo, tomando en consideración el grupo control total y la parte del grupo experimental que realizó al menos el 86% del tratamiento, se obtuvo que el grupo control perdió un 2,13% de DMO en el cuello del fémur tras un año de tratamiento, mientras que dicho grupo experimental obtuvo una ganancia de 0,04%. De esta forma el beneficio total del tratamiento se asocia con una ganancia del 2,17%¹². Al considerar la interdependencia del peso, la DMO de la columna de las mujeres más delgadas mejoró más que las mujeres con sobrepeso.

Un estudio realizado por Iwamoto y colaboradores demostró que el tratamiento con VCE y alendronato por un periodo de un año no cambió la DMO de la columna lumbar y tampoco los marcadores de remodelación ósea en relación a las mujeres postmenopáusicas que utilizaron solo el alendronato, en cambio, las mujeres del grupo de tratamiento combinado manifestaron una reducción del dolor crónico de espalda¹³.

Gusi et al (2006)¹⁴ analizaron si el ejercicio vibratorio es más eficiente que caminar a fin de mejorar la DMO en mujeres sanas post-menopáusicas. Veintiocho mujeres sin entrenamiento físico fueron divididas aleatoriamente en 2 grupos: 1) VCE y 2) caminata. Los 2 grupos realizaron 3 sesiones semanales durante 8 meses de entrenamiento. Cada sesión de VCE consistía en 6 series de 1 min con 1 min de descanso. El grupo de caminata realizaba 55 min del ejercicio propiamente dicho y 5 min de estiramientos. Después del periodo de entrenamiento, el grupo VCE mejoró la DMO del cuello del fémur en un 4,3% y el equilibrio un 29% mientras que en el grupo de caminata no hubo cambios significativos. En cambio, la DMO de la columna lumbar no se modificó en ninguno de los grupos. Por tanto, los autores concluyen que 8 meses de entrenamiento vibratorio es suficiente,

Tabla 2

Resumen de los efectos esqueléticos de la VCE en ancianos (adaptado de Prisby et al., 2008)¹⁵

Población	Tipo ola	Protocolo vibratorio	Periodo	Intensidad	Frecuencia	Resultado	Referencia
Mujeres posmenopáusicas (60–70 años)	Sin	30 min, 3 veces/semana	24 semanas	2,3–5,1 g, 1,7–2,5 mm	35–40	↑ DMO de cadera (0,93%); ↔ marcadores de remodelación ósea	8
Mujeres posmenopáusicas (57 años)	Sin	2 × 10 min/día	12 meses	0,2 g	30	↔ DMO de la columna lumbar y cadera; ↑ DMO de la columna total	12
Mujeres con osteoporosis posmenopáusicas (55–88 años)	?	1 veces/semana, 4 min	12 meses	0,7–4,2 mm	20	↔ DMO de la columna lumbar y cadera; ↔ marcadores de remodelación ósea; ↓ del dolor crónico en la espalda	13
Mujeres posmenopáusicas (66 años)	?	3 veces/semana VCE vs caminata	8 meses	3 mm	12,5	↑ DMO del cuello del fémur (4,3%) ↔ DMO de la columna lumbar ↑ equilibrio (29%)	14

DMO: densidad mineral ósea; Sin: Onda Sinusoidal; VCE: vibración de cuerpo entero; ?: no indicado; ↑: aumento; ↔: sin cambios; ↓: disminución.

y más eficaz que la caminata, para mejorar 2 grandes determinantes de fracturas óseas: la DMO de la cadera y el equilibrio.

En resumen, los estudios nos proporcionan evidencias de la eficacia de la VCE para aumentar la masa ósea en cuello de fémur en mujeres postmenopáusicas. Prisby et al (2008)¹⁵ explican que los mecanismos que lo hacen posible puede estar relacionados con la perfusión tisular, las fluctuaciones de las hormonas sistémicas y/o se producen directamente por la estimulación mecánica. Los efectos potenciales de la VCE en muchos sistemas fisiológicos pueden ocurrir de forma directa o indirecta a través de varios mecanismos. Actualmente, los datos no están claros acerca de cómo la VCE afecta las hormonas sistémicas, la morfología y función vascular periférica, y la perfusión ósea, especialmente en ancianos y en mujeres postmenopáusicas.

Conclusiones

La vibración es una prometedora herramienta para el ejercicio de los ancianos, debido a la relativa facilidad de uso y porque solo requiere una limitada capacidad motora de la persona. Además, consideramos que el entrenamiento de VCE minimiza la necesidad de un esfuerzo consciente y el estrés de los sistemas músculo esquelético, respiratorio y cardiovascular^{16,17}, esta alternativa de ejercicio puede ser una buena estrategia para la prevención de la sarcopenia en los ancianos. Las investigaciones aún están iniciándose, sin embargo, los resultados de estudios controlados indican un gran potencial de esta intervención en la prevención de la osteoporosis y sarcopenia, aunque se necesitan más estudios para demostrar por qué y cómo mejora la estructura musculoesquelética por el entrenamiento con vibraciones. El uso de la VCE con fines terapéuticos está todavía muy lejos de una estandarización. Actualmente, el umbral óptimo para la obtención de efectos beneficiosos está todavía sin determinar, y se desconoce si este umbral se puede aplicar a todos los tejidos y órganos del cuerpo. Los protocolos de entrenamientos de vibraciones (por ejemplo, el tipo de vibración, la frecuencia, la duración y la amplitud) citados en la literatura, y que se resumen en este artículo, varían considerablemente, lo que supone una gran dificultad para llegar a conclusiones definitivas sobre el protocolo más eficiente.

Investigaciones futuras deberían centrarse en la determinación de una óptima frecuencia, duración, amplitud y tipo de vibración. Además, los protocolos de VCE más adecuados dependerán de la población, por ejemplo, los protocolos elaborados para las personas jóvenes pueden ser inapropiados para las personas de edad avanzada; los protocolos elaborados para ancianos saludables también pueden ser inadecuados para los ancianos débiles. Y

por último, consideraremos un requisito indispensable un enfoque multidisciplinar para determinar si la aplicación de la VCE es beneficiosa para todas las respuestas fisiológicas.

Bibliografía

- Rubin C, Pope M, Fritton JC, Magnusson M, Hansson T, McLeod K. 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*. 2003;28:2621–7.
- Griffin MJ. *Handbook of human vibration*. London: Academic Press; 1996.
- Hunter GR, McCarthy JP, Bamman MM. Effects of resistance training on older adults. *Sports Med*. 2004;34:329–48.
- Jordan MJ, Norris SR, Smith DJ, Herzog W. Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. *J Strength Cond Res*. 2005;19:459–66.
- Rehn B, Lidstrom J, Skoglund J, Lindstrom B. Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review. *Scand J Med Sci Sports*. 2007;17:2–11.
- Martin BJ, Park HS. Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1997;75:504–11.
- Roelants M, Delecluse C, Verschueren SM. Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. *J Am Geriatr Soc*. 2004;52:901–8.
- Verschueren SM, Roelants M, Delecluse C, Swinnen S, Vanderschueren D, Boonen S. 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*. 2004;19:352–9.
- Bogaerts A, Delecluse C, Claessens AL, Coudyzer W, Boonen S, Verschueren SM. Impact of whole-body vibration training versus fitness training on muscle strength and muscle mass in older men: a 1-year randomized controlled trial. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2007;62:630–5.
- Rees SS, Murphy AJ, Watsford ML. Effects of whole-body vibration exercise on lower-extremity muscle strength and power in an older population: a randomized clinical trial. *Phys Ther*. 2008;88:462–70.
- Machado A, Garcia-Lopez D, Gonzalez-Gallego J, Garatachea N. Whole-body vibration training increases muscle strength and mass in older women: a randomized-controlled trial. *Scand J Med Sci Sport*. 2010;20:200–7.
- Rubin C, Recker R, Cullen D, Ryaby J, McCabe J, McLeod K. Prevention of postmenopausal bone loss by a low-magnitude, high-frequency mechanical stimuli: a clinical trial assessing compliance, efficacy, and safety. *J Bone Miner Res*. 2004;19:343–51.
- Iwamoto J, Takeda T, Sato Y, Uzawa M. Effect of whole-body vibration exercise on lumbar bone mineral density, bone turnover, and chronic back pain in postmenopausal osteoporotic women treated with alendronate. *Aging Clin Exp Res*. 2005;17:157–63.
- Gusi N, Raimundo A, Leal A. Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord*. 2006;7:92.
- Prisby RD, Lafage-Proust MH, Malaval L, Belli A, Vico L. Effects of whole body vibration on the skeleton and other organ systems in man and animal models: what we know and what we need to know. *Ageing Res Rev*. 2008;7:319–29.
- Garatachea N, Jimenez A, Bresciani G, Marino NA, Gonzalez-Gallego J, de Paz JA. The effects of movement velocity during squatting on energy expenditure and substrate utilization in whole-body vibration. *J Strength Cond Res*. 2007;21:594–8.
- Rittweger J, Beller G, Felsenberg D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clin Physiol*. 2000;20:134–42.

Paper II:

"Whole-body vibration increases upper and lower body muscle activity in older adults: Potential use of vibration accessories"

Marin PJ, Santos-Lozano A, **Santin-Medeiros F**, Vicente-Rodriguez G, Casajus JA, Hazell TJ, Garatachea N. Whole-body vibration increases upper and lower body muscle activity in older adults: Potential use of vibration accessories. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22(3): 456-62. Factor de Impacto: 1.969.



Whole-body vibration increases upper and lower body muscle activity in older adults: Potential use of vibration accessories

Pedro J. Marín ^{a,b,*}, Alejandro Santos-Lozano ^c, Fernanda Santin-Medeiros ^c, German Vicente-Rodriguez ^{c,d}, Jose A. Casajús ^{c,d}, Tom J. Hazell ^e, Nuria Garatachea ^{c,d}

^a Laboratory of Physiology, European University Miguel de Cervantes, Valladolid, Spain

^b Research Center on Physical Disability, ASPAYM Castilla y León, Valladolid, Spain

^c Faculty of Health and Sport Science (FCSD), Department of Psychiatry and Nursing, Universidad de Zaragoza, Ronda Misericordia 5, 22001-Huesca, Spain

^d GENUUD "Growth, Exercise, NUtrition and Development" Research Group, Universidad de Zaragoza, Spain

^e School of Dietetics and Human Nutrition, McGill University, Ste-Anne-de-Bellevue, Quebec, Canada H9X 2E3

ARTICLE INFO

Article history:

Received 28 November 2011

Received in revised form 11 January 2012

Accepted 6 February 2012

Keywords:

EMG

Straps

Perceived exertion

Soft mat

ABSTRACT

The current study examined the effects of whole-body vibration (WBV) on upper and lower body muscle activity during static muscle contractions (squat and bicep curls). The use of WBV accessories such as hand straps attached to the platform and a soft surface mat were also evaluated. Surface electromyography (sEMG) was measured for the medial gastrocnemius (MG), vastus lateralis (VL), and biceps brachii (BB) muscles in fourteen healthy older adults (74.8 ± 4.5 years; mean \pm SD) with a WBV stimulus at an acceleration of 40 m s^{-2} (30 Hz High, 2.5 mm or 46 Hz Low, 1.1 mm). WBV increased lower body (VL and MG) sEMG vs baseline (no WBV) though this was decreased with the use of the soft mat. The addition of the bicep curl with hand straps had no effect on lower body sEMG. WBV also increased BB sEMG vs baseline which was further increased when using the hand straps. There was no upper body effect of the soft mat. This study demonstrates WBV increases both lower and upper body muscle activity in healthy older adults. Moreover, WBV accessories such as hand straps attached to the platform or a soft surface mat may be used to alter exercise intensity.

© 2012 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

While aging-related deteriorations in muscle function are inevitable, considerable evidence suggests physically active older individuals maintain healthy functioning longer than their sedentary peers (Landi et al., 2007). Maintenance of muscle function into old age is critical to sustain normal daily activity and functional independence (Reid et al., 2008). This highlights the need for exercise modes that are effective and will be participated in regularly. The application of whole-body vibration (WBV) with ground-based platforms has been shown to improve muscle activation (Hazell et al., 2007; Marin et al., 2011), strength (Machado et al., 2010) and power (Marin and Rhea, 2010a), as well as peripheral circulation (Kerschan-Schindl et al., 2001; Lohman et al., 2007; Lythgo et al., 2009; Maloney-Hinds et al., 2008). WBV has also been used to study musculoskeletal and neural adaptations in athletes (Mahieu et al., 2006), individuals with neuromuscular disorders (Herrero et al., 2011a; Herrero et al., 2011b), and older persons (Machado et al., 2010). The effects of WBV on the neuromuscular

system are strongly dependent on the vibration parameters (Maloney-Hinds et al., 2008; Marin and Rhea, 2010a,b; Petit et al., 2010).

Vibration platforms that evoke a mechanical oscillation are defined by frequency and amplitude (Lorenzen et al., 2009). The frequency (number of oscillations) is measured in Hertz (Hz) (Lorenzen et al., 2009). Peak to peak amplitude or displacement is defined as the difference between the maximum and the minimum value of periodic oscillation (amplitude is defined as half the difference between the maximum and the minimum value of the oscillation) (Lorenzen et al., 2009). Greater vibration frequencies and amplitudes induce a higher muscle activity than lower frequencies and/or amplitudes (Hazell et al., 2007). Maximum acceleration (a_{\max}) is dependent upon both the frequency and amplitude and vibration platforms can generate similar a_{\max} with different combinations of frequency and amplitude. To date, there are no studies investigating which factor of the vibration stimulus (frequency, amplitude, a_{\max}) is most import to increase EMG activity.

Currently, only one study has analyzed EMG changes standing with feet shoulder width apart on the vibration platform in a static semi-squat with their arms flexed and unloaded (Hazell et al., 2007). Vibrations platforms have different accessories such as soft mats and hand straps. The soft mats are used to dampen vibrations

* Corresponding author at: Laboratory of Physiology, European University Miguel de Cervantes, C/Padre Julio Chevalier 2, 47012 Valladolid, Spain. Tel.: +34 983 228508; fax: +34 983 278958.

E-mail address: pjmarin@uemc.es (P.J. Marín).

and to adjust the intensity, depending on the users' ability and fitness level while also providing added comfort during exercises. The hand straps are used for upper-body exercises. Considering the numerous possible combinations of exercise modalities on a vibration platform, there is a need for scientific evaluations analyzing the responses during vibration exercise to elicit adequate responses and to achieve optimal training effects, especially for upper limbs in older persons. To the best of our knowledge, no study has compared the neuromuscular effects of performing vibration exercise with different accessories.

The purpose of this study was to examine the neuromuscular effects of WBV in different muscles (medial gastrocnemius, vastus lateralis, and biceps brachii) during static muscle contractions with vibration stimuli with 2 frequencies and 2 amplitudes, at the same rate of acceleration (40 m s^{-2}). We also examined the effect of WBV with hand straps and 2 surfaces (with and without a soft mat). We hypothesized that the same acceleration with different frequencies would evoke similar neuromuscular responses and different vibration accessories (straps and surfaces) would elicit different neuromuscular responses in older adults.

2. Methods

2.1. Experimental procedure

To investigate the difference in muscle activation and RPE between different conditions, a randomized, crossover experimental design was used for this study. Each subject participated for three days in this study (2 familiarization sessions and 1 test session). To reduce the impact of nocturnal changes on performance, testing of the individual subjects was standardized to approximately the same time of day.

2.2. Subjects

The research project was conducted according to the Declaration of Helsinki and was approved by the University Review Board. After giving their written informed consent, 14 healthy elderly subjects (5 men, 9 women) volunteered for this investigation. The mean ($\pm SD$) age, body mass, and height were 74.8 ± 4.5 years, 65.9 ± 10.3 kg and 159.7 ± 9.1 cm, respectively. Exclusion criteria included diabetes, epilepsy, gallstones, kidney stones, neuromuscular or neurodegenerative diseases, stroke, serious heart sicknesses or those having an implant, bypass, or stent. Each participant had experience in WBV training in at least the past 5 months. All of them performed the same WBV program 2 days week $^{-1}$. Their normal workouts typically lasted just 15 min and entailed training of a variety of exercises.

Table 1
Parameters of each test conditions.

Test condition	Frequency (Hz)	Amplitude	Acceleration (m s^{-2})	Curl biceps (straps)	Use of soft mat
1	0	0	0	Yes	No
2	30	High	40	Yes	No
3	46	Low	40	Yes	No
4	0	0	0	No	No
5	46	Low	40	No	No
6	30	High	40	No	No
7	0	0	0	No	Yes
8	46	Low	40	No	Yes
9	30	High	40	No	Yes
10	0	0	0	Yes	Yes
11	46	Low	40	Yes	Yes
12	30	High	40	Yes	Yes

High amplitude (2.5 mm [peak to peak]); low amplitude (1.1 mm [peak to peak]).

2.3. Exercise protocol

One week before the testing session, the subjects attended 2 familiarization sessions which were used to familiarize subjects with OMNI Resistance Exercise Scale (OMNI-RES) and exercise positions. Before testing, all subjects performed a standardized warm-up, consisting of 5-min walking at 6 km h^{-1} , 2 sets of 15 sit-stands and 2 sets of 10 biceps curl (1 kg).

Subjects were exposed to 12 different test conditions (Table 1) on a vibration platform (Pro5 Power plate, Power Plate International Ltd., London, UK). Test conditions were assigned to each participant in a random order. Each condition lasted 15 s, with 60 s of rest between each condition to prevent fatigue. Two basic exercises were performed, i.e. isometric semi-squat exercise (Fig. 1A) and isometric semi-squat plus biceps curl exercise (Fig. 1B). The isometric semi-squat exercise had subjects stand with feet shoulder-width apart, with 30° knee flexion (considering 0° as the anatomical position) on the vibration platform (Fig. 1A), this was measured by a goniometer. When the isometric biceps curl was added to isometric semi-squat subjects held onto the Power Plate hand straps (used to transfer vibration to the upper body), and elbow flexion was pre-set at 90° (Fig. 1B). Subjects were asked to maximally contract their biceps using the hand straps. Joint angles were carefully controlled by a researcher during the test conditions by verbal feedback. During testing session, subjects wore sports shoes.

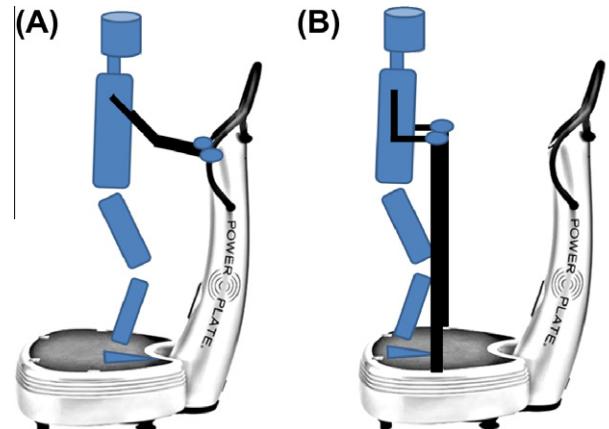


Fig. 1. The two used exercises during test conditions: (A) isometric squat exercise and (B) isometric squat plus curl biceps exercise.

2.4. Surface electromyographic activity (sEMG)

Muscle activity of the medial gastrocnemius (MG), vastus lateralis (VL), and biceps brachii (BB) muscles were measured using sEMG. Before electrode placement, the area was cleaned with isopropyl alcohol, shaved and abraded in order to reduce skin impedance until it was lower than $5\text{ k}\Omega$ (De Luca, 1997). One set of surface electrodes (Ag/AgCl, Skintact, Austria), composed of two measuring electrodes and a differential electrode, was placed longitudinally to the muscle fibers direction approximately halfway from the motor point area to the distal part of the muscle. An inter-electrode distance of 2 cm was maintained and the reference electrode was placed in a neutral area away from the measuring electrodes. The placement and location of the electrodes are according to recommendations by SENIAM project (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) (Hermens et al., 2000).

The double differential technique was used to detect myoelectric raw signals. The surface electrodes were connected to a 14-bit AD converter (ME3000P4 Biomonitor, Mega Electronics, Kuopio, Finland) by pre-amplified cables (Mega Electronics, Kuopio, Finland). Raw EMG signals were pre-amplified close to the electrodes (gain of 375, in the bandwidth of 8–500 Hz) and sampled at 2000 Hz and stored on a laptop. On the basis of the frequency analysis, a band width of ± 0.8 Hz around each harmonic was excluded from the root-mean-square calculation (Abercromby et al., 2007). sEMG data analysis was performed using specific software (MegaWin V 2.21, Mega Electronics, Kuopio, Finland). For data analysis only 10s of the test condition were chosen (from 2.5 s to 12.5 s) was utilized. sEMG raw data was averaged by root mean square in order to obtain averaged amplitude of the sEMG signal. The sEMG values for each test condition were normalized relative to the baseline no WBV. Normalization relative to maximal voluntary contractions was unnecessary (Abercromby et al., 2007; Marín et al., 2009). Lower body sEMG was calculated as the mean sEMG of VL and MG.

2.5. Acceleration

An accelerometer (USB Impact Accelerometer Model X250-2, Gulf Coast Data Concepts, LLC. Waveland, MS) was attached to the vibration platform between the feet of the subject. This accelerometer measured the acceleration (m s^{-2}) of the vibration platform with a high gain of $\pm 28\text{ g}$, resolution of 16 bits, and a sample rate of 512 Hz. Accelerometer data were analyzed using XLR8R software (version 2.1, Gulf Coast Data Concepts, LLC. Waveland, MS).

2.6. Rating of perceived exertion (RPE)

The low and high perceptual anchors for the OMNI-RES scale (a 0 to 10 linear scale) was verbally administered (Robertson et al.,

2003). Each subject was read specific instructions for the use of the OMNI-RES, and the RPEs were assessed 10 s into each stage. The OMNI-RES was in clear view of the subject during the entire vibration exercise. Subjects were reminded during the last seconds each designated estimation time point to “think about your feelings of your whole body”. Subjects were instructed to use their memory of the least and greatest effort that they had experienced while lifting weights to help in establishing the visual-cognitive link.

2.7. Statistical analysis

Data were analyzed using PASW/SPSS Statistics 18.0 (SPSS Inc, Chicago, IL) and significance level was set at $P \leq 0.05$. Values are presented as means \pm standard error (SE). All the measures were normally distributed, as determined by the Kolmogorov-Smirnov test. Sphericity was tested by the Greenhouse-Geisser method. Three-way analysis of variance (ANOVA) where sex was entered as a covariate was performed to assess the main effect and interactions of WBV conditions (baseline, 30 Hz High, or 46 Hz Low), use of soft mat (yes or no), and biceps exercise –straps- (yes or no) on sEMG and RPE. A Bonferroni post hoc test was used in all pairwise comparisons when a significant result was found. Effect size statistic, η^2 , was analyzed to determine the magnitude of the effect independent of sample size.

3. Results

3.1. Surface electromyographic activity (sEMG)

Lower body sEMG showed a significant WBV condition main effect [$F_{(2,179)} = 31.03; P < 0.001; \eta^2 = 0.26$], and a significant WBV condition by soft mat interaction [$F_{(2,179)} = 5.03; P < 0.005; \eta^2 = 0.05$]. Post hoc comparisons indicated a significant increase from baseline condition to both 30 Hz High and 46 Hz Low condition ($P < 0.001$) with no difference between conditions. For the significant WBV condition by soft mat interaction, the use of the soft mat decreased lower body sEMG only in the 30 Hz High WBV condition [$F_{(1,179)} = 11.15; P < 0.001; \eta^2 = 0.06$] (Fig. 2). There was no effect on sEMG when using the hand straps in either WBV condition.

Differentiating by muscle, VL [$F_{(2,179)} = 10.92; P < 0.001; \eta^2 = 0.11$] and MG [$F_{(2,178)} = 14.24; P < 0.001; \eta^2 = 0.21$] sEMG showed, a significant WBV condition main effect ($P < 0.01$). Post hoc comparisons indicated a significant sEMG increase from baseline condition to both 30 Hz High and 46 Hz Low condition ($P < 0.001$), but there was no difference between conditions. There was no effect of the soft mat or the use of the hand straps on VL sEMG (Fig. 3). Moreover, MG sEMG showed WBV condition by soft mat [$F_{(2,178)} = 3.75; P < 0.05; \eta^2 = 0.04$] and soft mat by biceps exercise interaction effect

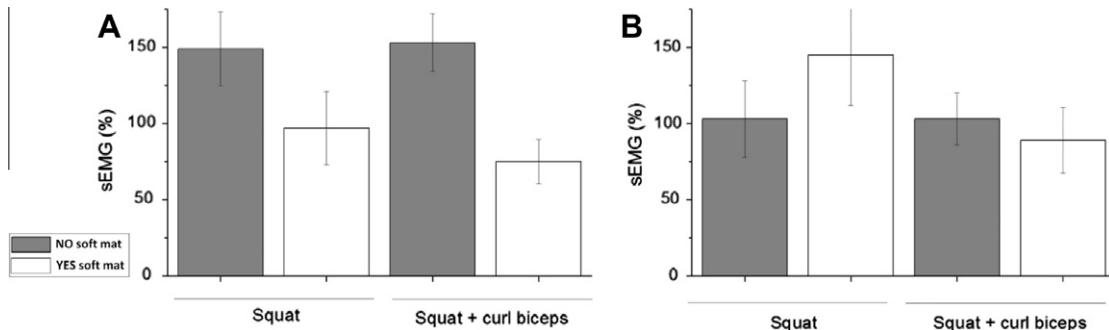


Fig. 2. Increases in lower body muscle activity with WBV compared with no WBV. Parameters of vibration: (A) 30 Hz high; (B) 46 Hz low. Values are mean \pm SE. See text for significant differences.

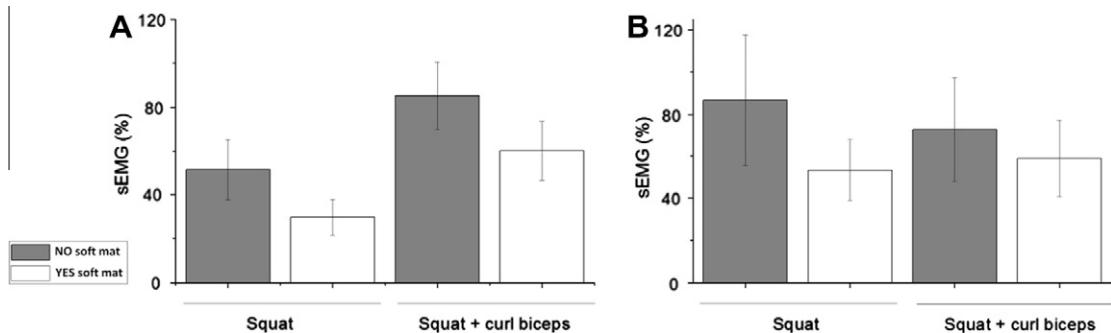


Fig. 3. Increases in vastus lateralis muscle activity with WBV compared with no WBV. Parameters of vibration: (A) 30 Hz high; (B) 46 Hz low. Values are mean \pm SE. See text for significant differences.

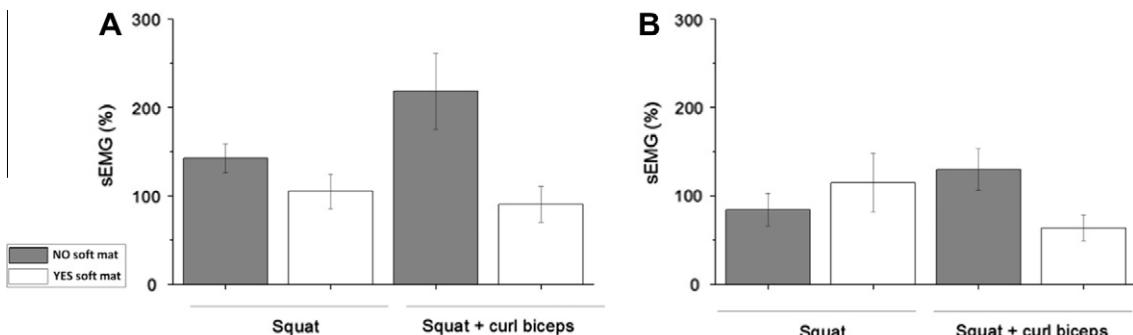


Fig. 4. Increases in medial gastrocnemius muscle activity with WBV compared with no WBV. Parameters of vibration: (A) 30 Hz high; (B) 46 Hz low. Values are mean \pm SE. See text for significant differences.

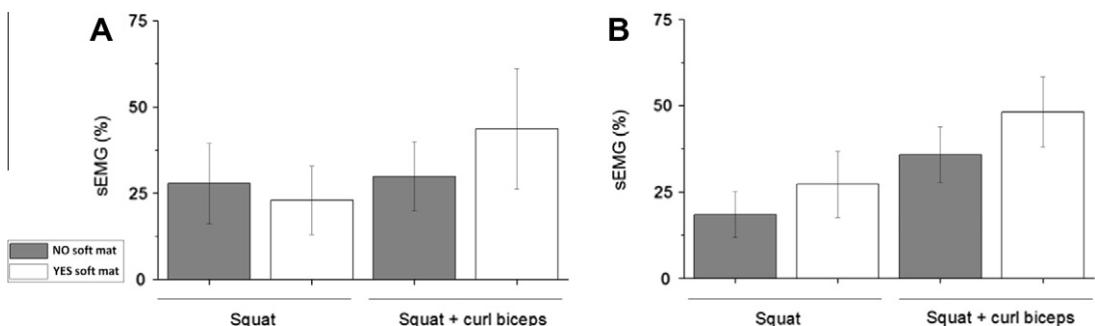


Fig. 5. Increases in biceps brachii muscle activity with WBV compared with no WBV. Parameters of vibration: (A) 30 Hz high; (B) 46 Hz low. Values are mean \pm SE. See text for significant differences.

$[F_{(1178)} = 4.82; P < 0.05; \eta^2 = 0.03]$ (Fig. 4). Post hoc testing indicated that sEMG was decreased with the use of the soft mat only in 30 Hz High condition $[F_{(1178)} = 13.58; P < 0.001; \eta^2 = 0.07]$. The use of the hand straps increased MG sEMG but only in the 30 Hz High condition $[F_{(1182)} = 4.18; P < 0.05; \eta^2 = 0.02]$.

Biceps brachii sEMG showed a significant WBV condition $[F_{(2179)} = 9.27; P < 0.001; \eta^2 = 0.09]$ and biceps exercise $[F_{(1179)} = 4.20; P < 0.05; \eta^2 = 0.02]$ main effect. Post hoc comparisons indicated a significant increase from baseline condition in both 30 Hz High and 46 Hz Low condition ($P < 0.01$), but there was no difference between conditions (Fig. 5). There was no difference between BB sEMG with or without the use of the soft mat ($P > 0.05$). The use of the hand straps increased BB sEMG and was not different between WBV conditions ($P > 0.05$).

3.2. Rating of perceived exertion (RPE)

RPE showed only a significant curl biceps exercise main effect $[F_{(1179)} = 398.74; P < 0.001; \eta^2 = 0.69]$ (Table 2). The use of the hand strips significantly increased the subjects RPE.

4. Discussion

To our knowledge, this is the first study investigating the sEMG, RPE, and their relationship during WBV at 40 m s^{-2} acceleration in combination with 2 frequencies and 2 amplitudes and with different accessories: soft mat and straps in older people. Our major findings were that WBV increases sEMG of the MG,

Table 2

Rating of perceived exertion (RPE) at each condition.

Test conditions	Soft mat	Biceps curl (Straps)	Mean ± SE
No WBV	No	No	0.4 ± 0.7
	Yes	Yes	6.0* ± 2.3
	Yes	No	0.4 ± 0.7
		Yes	6.3* ± 2.4
30 Hz High	No	No	1.7 ± 1.6
	Yes	Yes	5.9* ± 2.8
	Yes	No	1.7 ± 1.2
		Yes	6.4* ± 2.7
46 Hz Low	No	No	1.9 ± 1.5
	Yes	Yes	6.3* ± 2.7
	Yes	No	1.7 ± 1.2
		Yes	5.9* ± 2.5

* P < 0.05 significantly different for no biceps curl (straps) condition.

VL, and BB in healthy older adults during static contractions. Moreover, the use of two WBV accessories affected sEMG as the use of hand straps increased BB sEMG and RPE while the platform surface soft mat decreased lower body (MG and VL) sEMG.

The results of the few existing studies are rather heterogeneous (Abercromby et al., 2007; Hazell et al., 2007, 2010; Marin et al., 2009; Ritzmann et al., 2010; Roelants et al., 2006). Large methodological differences with respect to vibration parameters and training protocols might contribute to these discrepancies. This especially refers to the kind of the amplitude, the frequency, and the resulting acceleration. Roelants et al. (2006) analyzed differences in leg muscle activity within a variation of squat exercises performed on a vibrating platform. The authors concluded that WBV (frequency of 35 Hz and amplitude of 2.5 mm) resulted in an activation of the different leg muscles to a magnitude that varied between 12.6% and 82.4% of maximal voluntary contraction. Marin et al. (2009) investigated the effect of different amplitudes (2 and 4 mm) of WBV at 30 Hz and two footwear conditions (with and without shoes) during unloaded isometric half squat on sEMG. The results of the study suggested that wearing shoes does alter the neuromuscular response to WBV stimuli and the magnitude of the WBV effect was clearly higher with the amplitude 4 mm versus 2 mm for the VL muscle and MG muscles. On the other hand, Hazell et al. (2007) reported that the higher vibration amplitude and frequency the greater increases sEMG activity in upper- and lower-body muscles, while standing in a semi-squat position on a vibration platform; in physical terms, higher vibration amplitude and frequency is equal to higher acceleration. In this sense, recently, Marin et al., 2011 analyzed 6 different accelerations from 12 to 89 m s⁻², the results of this study demonstrated a strong positive relationship between acceleration and muscle activation (lumbar sEMG and lower-body sEMG). Following a pragmatic approach, the present study compared two vibration conditions varied in amplitude and frequency but produced the same acceleration (40 m s⁻²). With respect to sEMG (MG, VL, and BB) and RPE, there was not a significant difference between 30 Hz and 2.5 mm_{p-p} and 46 Hz and 1.1 mm_{p-p}. According to these data, we can speculate that acceleration is the most important parameter to increase global neuromuscular activation.

In the entire human body, the vibration effect is clearly dependent on the distance between the muscle and the vibration platform as also reported in several studies (Abercromby et al., 2007; Marin et al., 2009; Roelants et al., 2006). In this sense, often over-looked is the fact that the body behaves as a powerful filter to reduce the propagation of the vibration stimulus, especially when the knees are flexed. The joints between the vibration platform and upper body (ankle, knee, hip) skeletal muscle to potentially absorb the vibration. Rubin et al. (2003) re-

ported that transmissibility from the ground to the hip and spine approaches 80% during erect and relaxed standing, but decreases significantly with bent knee posture. In the present study, during the squat condition without the use of the soft mat, the WBV with 30 Hz and 2.5 mm_{p-p} induced sEMG activity of MG muscle was clearly higher (+142.7%), when compared with VL muscle (+51.4%) or BB muscle (+27.7%). However, when the soft mat was used there were significant decreases in MG muscle activity (−33.5%). The use of the soft mat demonstrated conclusive changes with the different amplitudes of High vs. Low (+86.2% vs. +116.7%, respectively). The mechanism by which the use of the soft mat alters the response to WBV could change depending on the amplitude of the actual vibration when the stimulus is absorbed by the soft material; however, frequency may not be altered by the soft mat though this requires future investigation.

The effectiveness of resistance exercise resides in the high neuromuscular demands of such training modality as measured by sEMG activity of the targeted muscles (Enoka, 1988). A linear relationship exists between sEMG amplitude and force production in various muscle groups suggesting exercises that require increased muscle activation should produce the greatest training outcomes. In this study the magnitude of the WBV responses with respect to BB sEMG and RPE was clearly higher during squat exercise combined with biceps curls and hand straps. This accessory is normally used for upper-body exercises; however, the present results demonstrate a resultant increase in both upper (BB) and lower (MG) muscle sEMG in the 30 Hz High condition. The mechanism by which the use of straps alters the response to WBV could be that contracting the BB muscle increases the load applied to lower-body. It has been hypothesized that an increased load may increase muscle stiffness and thus the body's capacity to transmit the WBV stimulus to all muscle groups (Hazell et al., 2007, 2010; Mischi and Cardinale, 2009).

In conclusion, the results of this study demonstrate that performing static biceps curls with the use of hand straps attached to the WBV platform results in significant increases in upper and lower body muscle activity. These increases in EMG were altered with the use of a soft mat on the platform surface suggesting these accessories (hand straps and soft mat) could be useful tools to alter the intensity of a WBV exercise session. The WBV induced increase in upper and lower body muscle activity is also similar when comparing two different WBV stimuli (30 Hz 2.5 mm_{p-p} and 46 Hz 1.1 mm_{p-p}) that both produce the same acceleration magnitude (40 m s⁻²). Furthermore, the current results demonstrate for the first time that WBV exercise increases skeletal muscle activity in older adults performing static positions on a ground-based WBV platform.

Conflict of interest statement

None declared.

Acknowledgements

The authors thank the participants for their excellent cooperation and 'Centro de Convivencia para Mayores Pedro Lain Entralgo' for their kind support.

References

- Abercromby AF, Amonette WE, Layne CS, McFarlin BK, Hinman MR, Paloski WH. Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39(9):1642–50.
- De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997;2(13):135–63.

- Enoka RM. Muscle strength and its development. New perspectives. *Sports Med* 1988;6(3):146–68.
- Hazell TJ, Kenno KA, Jakobi JM. Evaluation of muscle activity for loaded and unloaded dynamic squats during vertical whole-body vibration. *J Strength Cond Res* 2010;24(7):1860–5.
- Hazell TJ, Jakobi JM, Kenno KA. The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Appl Physiol Nutr Metab* 2007;32(6):1156–63.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(5):361–74.
- Herrero AJ, Martin J, Martin T, Garcia-Lopez D, Garatachea N, Jimenez B, et al. Whole-body vibration alters blood flow velocity and neuromuscular activity in Friedreich's ataxia. *Clin Physiol Funct Imaging* 2011a;31(2):139–44.
- Herrero AJ, Menendez H, Gil L, Martin J, Martin T, Garcia-Lopez D, et al. Effects of whole-body vibration on blood flow and neuromuscular activity in spinal cord injury. *Spinal cord* 2011b;49(4):554–9.
- Kerschan-Schindl K, Grampf S, Henk C, Resch H, Preisinger E, Fialka-Moser V, et al. Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. *Clin Physiol* 2001;21(3):377–82.
- Landi F, Onder G, Carpenter I, Cesari M, Soldato M, Bernabei R. Physical activity prevented functional decline among frail community-living elderly subjects in an international observational study. *J Clin Epidemiol* 2007;60(5):518–24.
- Lohman EB, 3rd, Petrofsky JS, Maloney-Hinds C, Betts-Schwab H, Thorpe D. The effect of whole body vibration on lower extremity skin blood flow in normal subjects. *Med Sci Monit* 2007;13(2):CR71–76.
- Lorenzen C, Maschette W, Koh M, Wilson C. Inconsistent use of terminology in whole body vibration exercise research. *J Sci Med Sport* 2009;12(6):676–8.
- Lythgo N, Eser P, de Groot P, Galea M. Whole-body vibration dosage alters leg blood flow. *Clin Physiol Funct Imaging* 2009;29(1):53–9.
- Machado A, Garcia-Lopez D, Gonzalez-Gallego J, Garatachea N. Whole-body vibration training increases muscle strength and mass in older women: a randomized-controlled trial. *Scand J Med Sci Sports* 2010;20(2):200–7.
- Mahieu NN, Witvrouw E, Van de Voorde D, Michilsens D, Arbyn V, Van den Broecke W. Improving strength and postural control in young skiers: whole-body vibration versus equivalent resistance training. *J Athl Train* 2006;41(3):286–93.
- Maloney-Hinds C, Petrofsky JS, Zimmerman G. The effect of 30 Hz vs. 50 Hz passive vibration and duration of vibration on skin blood flow in the arm. *Med Sci Monit* 2008;14(3):CR112–116.
- Marin PJ, Bunker D, Rhea MR, Aylton FN. Neuromuscular activity during whole-body vibration of different amplitudes and footwear conditions: implications for prescription of vibratory stimulation. *J Strength Cond Res* 2009;23(8):2311–6.
- Marin PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. *J Strength Cond Res* 2010a;24(3):871–8.
- Marin PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle strength: a meta-analysis. *J Strength Cond Res* 2010b;24(2):548–56.
- Marin PJ, Santos-Lozano A, Santin-Medeiros F, Delecluse C, Garatachea N. A comparison of training intensity between whole-body vibration and conventional squat exercise. *J Electromyogr Kinesiol* 2011;21(4):616–21.
- Mischi M, Cardinale M. The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2009;41(3):645–53.
- Petit PD, Pensini M, Tessaro J, Desnuelle C, Legros P, Colson SS. Optimal whole-body vibration settings for muscle strength and power enhancement in human knee extensors. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20(6):1186–95.
- Reid KF, Callahan DM, Carabello RJ, Phillips EM, Frontera WR, Fielding RA. Lower extremity power training in elderly subjects with mobility limitations: a randomized controlled trial. *Aging Clin Exp Res* 2008;20(4):337–43.
- Ritzmann R, Kramer A, Gruber M, Gollhofer A, Taube W. EMG activity during whole body vibration: motion artifacts or stretch reflexes? *Eur J Appl Physiol* 2010;110(1):143–51.
- Robertson RJ, Goss FL, Rutkowski J, Lenz B, Dixon C, Timmer J, et al. Concurrent validation of the OMNI perceived exertion scale for resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(2):333–41.
- Roelants M, Verschueren SM, Delecluse C, Levin O, Stijnen V. Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *J Strength Cond Res* 2006;20(1):124–9.
- Rubin C, Pope M, Fritton JC, Magnusson M, Hansson T, McLeod K. 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 (Phila Pa 1976)* 2003;28(23):2621–2627.



Pedro J. Marín completed a Ph.D. about vibration exercise at the European University of Madrid in Exercise Science in 2008. He has a BS in Exercise Science and also a BS in Physiotherapy. He has presented at national and international conferences. He has completed numerous studies in the area of vibration training, injury prevention, and overall fitness development. He has worked in personal training for many years. He has taught at A.T Still University (USA). He teaches at the European University Miguel de Cervantes and continues his work in physical therapy and investigation at the Research Center on Physical Disability, ASPAYM. In addition, he has developed different patents in the areas of vibration training, as well as muscular development. His research interests include vibration training and injury prevention.



Alejandro Santos-Lozano received the degree in Primary Teacher Education as Physical Education Specialist in 2004, the degree in Physical Activity and Sport Science in 2010 and master degree in Innovation and Research in Science of Physical Activity and Sport in 2010 from the University of León, Spain. He is currently working on his Ph.D. investigating assessment tools for physical activity.



Fernanda Santin-Medeiros received a bachelor degree in Sport Sciences in 2005 from the University of Santa Catarina - Brazil. Thereafter she worked as a Pilates teacher in Brazil and Spain. She is currently working on her Ph.D. investigating acute and chronic effects of whole-body vibration exercise.



German Vicente-Rodriguez, received his Ph.D working on the exercise effect on body composition during growth at the University of Las Palmas de Gran Canaria, where he was trained in Sport Science. He was awarded for his Ph.D. and for the best Ph.D. thesis of that year. Nowadays he is associated professor of Physical Activity and Health in Special Populations at the Faculty of Health and Sport Science from the University of Zaragoza. He is also an active member of the GENUD (Growth, Exercise, Nutrition and Development) Research Group from the same University. He had a pre-doctoral fellowship position in the Copenhagen Muscle Research Center (CMRC) at the Copenhagen University and post-doctoral research fellow in the Unit for Preventive Nutrition at the Karolinska Institutet. He is coordinating some projects focused on the effect of whole body vibration on fitness and body composition in special populations.



José A. Casajús Mallén obtained MD degree in 1982 from University of Zaragoza, Spain. He received the Ph.D. degree in 1992 from University of Zaragoza, Spain. Dr. Casajús is sport medicine specialist. He is an Assistant Professor in Faculty of Health and Sport Sciences at University of Zaragoza (Spain). He has taught at University of Glasgow as guest professor. He is currently head of EXERNET, as well as the coordinator of physical activity and health area, GENUUD (Growth, Exercise, NUtrition and Development).



Nuria Garatachea received her Ph.D. in Physical Activity and Sports Sciences in 2002 from the University of León, León, Spain. She was awarded for her Ph.D. and for the best Ph.D. thesis in 2004. She joined the University of León from 2004 to 2010 as Associate Professor, and currently she teaches at the Faculty of Health and Sport Science of the University of Zaragoza (Zaragoza, Spain) as Assistant Professor. She is also an active member of the GENUUD (Growth, Exercise, NUtrition and Development) Research Group from the same University. She has been Visiting Researcher in Sainz Johns Cardiovascular Center in LA University and in Department of Biochemical "G. Moruzzi" of University of Bologna. Her major research interests are related to the physical activity and health as well as aging.



Tom J. Hazell completed his Ph.D. in Kinesiology (Exercise Physiology) at The University of Western Ontario in 2010. He also completed a Master's of Human Kinetics in Exercise Physiology at the University of Windsor in 2006, and a Bachelor of Kinesiology (Honours) at McMaster University in 2004. Tom has published several papers regarding the acute effects of whole-body vibration exercise. He is currently a Postdoctoral Fellow in the School of Dietetics and Human Nutrition at McGill University.

Paper III:

"Effects of 8 months of whole body vibration training on the muscle mass and functional capacity of elderly women"

Santin-Medeiros F, Rey-López JP, Santos-Lozano A, Crist-Montero C, Garatachea N.

Effects of 8 months of whole body vibration training on the muscle mass and functional capacity of elderly women. *Journal of Strength and Conditioning Research.* (Aceptado, en prensa). Factor de Impacto: 1.585.

EFFECTS OF EIGHT MONTHS OF WHOLE-BODY VIBRATION TRAINING ON THE MUSCLE MASS AND FUNCTIONAL CAPACITY OF ELDERLY WOMEN

FERNANDA SANTIN-MEDEIROS,^{1,2} JUAN P. REY-LÓPEZ,³ ALEJANDRO SANTOS-LOZANO,^{1,4}
CARLOS CRISTI-MONTERO,^{5,6} AND NURIA GARATACHEA VALLEJO^{4,7}

AU2 ¹Department of Biomedical Sciences, Faculty of Veterinary, Campus Universitario Vegazana, University of León, León, Spain;

²Institute of Biomedicine (IBIOMED), León, Spain; ³Department of Preventive Medicine, Faculty of Medicine, University of São Paulo, São Paulo, Brazil; ⁴Hospital 12 de Octubre, Instituto de Investigación, Madrid, Spain; ⁵Laboratorio de Motricidad

AU3 Humana, Pontificia Universidad Católica de Valparaíso; ⁶Universidad Autónoma de Chile; and ⁷Faculty of Health and Sport

AU4 Science, Department of Physiotherapy and Nursing, University of Zaragoza, Campus Universitario Huesca, Huesca, Spain

ABSTRACT

Santin-Medeiros, F, Rey-López, JP, Santos-Lozano A, Cristi-Montero, C, and Garatachea Vallejo, N. Effects of eight months of whole-body vibration training on the muscle mass and functional capacity of elderly women. *J Strength Cond Res* XX(X): 000–000, 2015—Few intervention studies have used whole-body vibration (WBV) training in the elderly, and there is inconclusive evidence about its health benefits. We examined the effect of 8 months of WBV training on muscle mass and functional capacity in elderly women. A total of 37 women (aged 82.4 ± 5.7 years) voluntarily participated in this study. Subjects were randomly assigned to a vibration group ($n = 19$) or a control group ($n = 18$). The vibration group trained on a vertical vibration platform twice a week. The control group was requested not to change their habitual lifestyle. The quadriceps femoris muscle cross-sectional area was determined by magnetic resonance imaging. All participants were evaluated by a battery of tests (Senior Fitness Test) to determine their functional capacity, as well as handgrip strength and balance/gait. General linear repeated-measure analysis of variance (group by time) was performed to examine the effect of the intervention on the outcomes variables. After 8 months, nonstatistically significant differences in the quadriceps CSA (pre-training: $8,516.16 \pm 1,271.78$ mm² and post-training: $8,671.63 \pm 1,389.03$ mm²) ($p > 0.05$) were found in the WBV group (Cohen's d : -0.12), whereas the CON group significantly decreased muscle mass (pre-training: $9,756.18 \pm 1,420.07$ mm² and post-training: $9,326.82 \pm 1,577.53$ mm²), with moderate effect size evident (Cohen's d : 0.29). In both groups, no changes were observed in the functional capacity, handgrip

strength and balance/gait. The WBV training could prevent the loss of quadriceps CSA in elderly women.

KEY WORDS sarcopenia, body composition, aging

AU5

INTRODUCTION

The population of older people is growing in size **AU6** and proportion. It has been projected that in 2050, the proportion of people older than 65 years will consist of 21% of the world population (currently 9%) **(27)**. The aging process involves profound changes in phenotypic characteristics (e.g., a progressive decrease in muscle mass) **(9)** and physical performance (e.g., reduction in muscle strength levels) **(1)**, which are associated with premature mortality and huge healthcare costs **(17)**. Women are more vulnerable to the loss of muscle mass than men **(16)**. Furthermore, the decrease in muscle strength becomes more pronounced after the age of 60 years (~3% decrease in muscle strength per year) **(10)**, contributing to an impaired functional capacity and a subsequent physical dependence **(20)**. Thus, interventions able to cope with the loss of muscle mass and functional capacity in the elderly may have substantial public health benefits **(9)**.

To date, few intervention studies have used whole-body vibration (WBV) training to increase muscle mass in the elderly, while those that have **(4,11,13,18,28,29)** showed controversial results, especially in older women. In older men ($n = 97$, age range = 60–80 years), Bogaerts et al. **(4)** found a 3.4% increase in thigh muscle mass after 1 year of WBV training. However, in 2 samples of older women ($n = 70$, age range = 58–74 years **(29)**; $n = 113$, mean age = 79.6 years **(28)**), nonsignificant changes in muscle mass were reported after 6 months of intervention. Furthermore, in another study with older women ($n = 55$, age range = 60–75 years), the combination of resistance exercises plus vibration during 8 months produced less hypertrophy than an exclusive resistance program (lean body mass = +2.7% vs. +3.2%,

Address correspondence to Alejandro Santos-Lozano, asanl@unileon.es.
00(00)/1-7

Journal of Strength and Conditioning Research
© 2015 National Strength and Conditioning Association

AU1

respectively) (11). In contrast to these negative results, Machado et al. (18) ($n = 26$, age range = 76–79 years) found a substantial hypertrophy after only 10 weeks of WBV training in older women (vastus medialis: +8.7% and biceps femoris: +15.5%). Finally, in a recent intervention study ($n = 49$), 11 weeks of WBV training was ineffective in increasing lean muscle mass in elderly women and men (13).

Motivations for this study might point to the robust evidence for associations between better performance in tests of functional capacity and lower all-cause mortality risk in the elderly (8). However, controversial results exist about the value of WBV training to improve functional capacity, with both positive (2,5,12,14,18,22) and negative results (3,6).

Regarding methodological issues, dual-energy x-ray absorptiometry (DXA) is commonly used to assess muscle mass (1). Although DXA-derived and magnetic resonance imaging (MRI)-derived measurements of thigh lean muscle mass are highly correlated, DXA may overestimate the loss

of muscle mass with aging (19). However, to our knowledge, no study has examined the effect of WBV training on muscle mass by MRI.

Given the current uncertainty about the health benefits of WBV, we examined a sample of octogenarian women living in the community for: (a) the effect of 8 months of WBV training on changes in quadriceps femoris muscle mass and (b) the effect of 8 months of WBV training on tests of functional capacity.

METHODS

Experimental Approach to the Problem

The WBV training program consisted of an 8-month program with 2 morning sessions per week on a vertical vibration platform (Fitvibe Excel Pro; GymnaUniphy NV, Bilzen, Belgium). The program included a total of 18 exercises. In each session, women performed 6 different types of exercises (Table 1). The frequency and amplitude of

vibration were defined at 20 Hz and 2 mm peak-to-peak, respectively. The training volume increased progressively during the training period (Table 2). Moreover, each session was supervised by at least 1 researcher who preset the knee angles using a goniometer and oversaw the process. The control group did not participate in any training program and was requested not to change their habitual lifestyle.

An MRI (General Electric, Milwaukee, WI, USA) was used to determine the muscle cross-sectional area (CSA) of the quadriceps. For each participant, the area of the upper third of the thigh was scanned with T1-weighted images (echo time of 8 ms, repetition time of 650 ms), 40 cm² field of view and a matrix of 512 × 384 pixels (in-plane spatial resolution of 0.78 × 1.78 mm). The magnitude of measurement error of muscle mass using MRI is around 2% (24).

All participants were evaluated by a battery of tests (Senior Fitness Test) to determine their functional capacity. Lower-body strength (using the 30-second chair stand test), upper-body strength (using the

TABLE 1. Description of the exercises used in the WBV training program.*

Exercise	Description
1	Seated on a chair out machine with legs parallel and feet on the WBV platform (angle of knee flexion: 90°)
2	Seated on a chair out machine with legs in internal rotation and feet on the WBV platform (angle of knee flexion: 90°)
3	Seated on a chair out machine with legs in external rotation and feet on the WBV platform (angle of knee flexion: 90°)
4R	Seated on a chair out machine with the right leg stretched and the left foot on the WBV platform (angle of the left knee flexion: 90°)
4L	Seated on a chair out machine with the left leg stretched and the right foot on the WBV platform (angle of the right knee flexion: 90°)
5	Seated on a chair out machine with both feet touching the WBV platform with metatarsal support (angle of knee flexion: 90°)
6R	Standing out machine with the right leg on the WBV platform and the left leg on the floor
6L	Standing out machine with the left leg on the WBV platform and the right leg on the floor
7	Squat 45° on the WBV platform—standing pulling the strings behind (the strings were tied to the WBV platform)
8	Squat 45° on the WBV platform—standing with torso slightly blended, pulling the straps up
9	Squat 45° on the WBV platform—with feet together
10	Squat 45° on the WBV platform—with feet separated
11	Squat 45° on the WBV platform—with knee internal rotation
12	Squat 45° on the WBV platform—with knee external rotation
13	Squat 45° on the WBV platform—legs hip-width
14	Squat 45° on the WBV platform—standing on the platform with torso slightly blended, pulling the strings up
15	Squat 45° on the WBV platform—pulling the strings through a flexion of arms
16	Squat 90° on the WBV platform—feet together
17	Squat 90° on the WBV platform—with feet separated
18	Squat 90° on the WBV platform—legs hip-width

*WBV = whole-body vibration; R = right leg; L = left leg.

T1**T2**

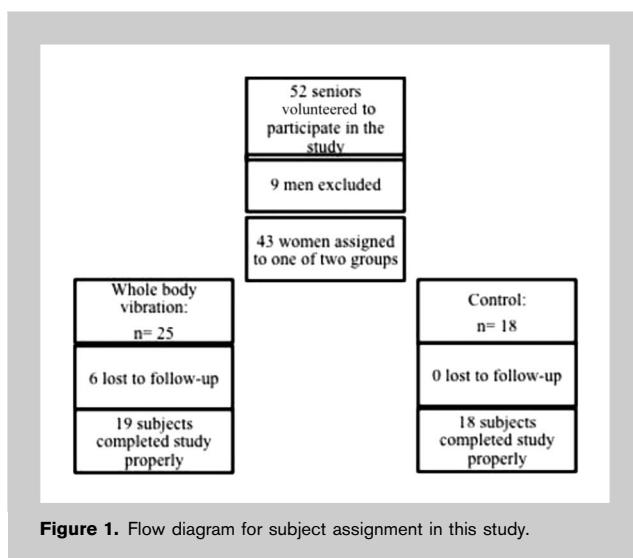
TABLE 2. WBV training program.*†

Week	Series per week (exercise‡)	Duration of each exercise/rest (s)	Duration of session (min:s)	Week	Series per week (exercise‡)	Duration of each exercise/rest (s)	Duration of session (min:s)
1	2 (1, 2, 7, 3, 8, 5) 2 (1, 2, 7, 3, 8, 5)	30 30	6 6	17	2 (13, 9, 10, 17, 11, 12) 18 2 (13, 8, 15)	30 30	6 6
2	2 (1, 8, 4R, 4L, 6D, 6L)	35	6:50	19	1 (10, 9, 11, 12) 2 (17, 18, 4 (11))	35	6:50
3	2 (1, 8, 4R, 4L, 6D, 6L)	35	6:50	20	2 (15, 13, 9, 10, 11, 12)	35	6:50
4	2 (1, 8, 4R, 4L, 6D, 6L)	35	6:50	21	2 (9, 10, 11, 12, 13, 15)	30	6
5	2 (1, 2, 7, 3, 8, 5)	30	6	22	2 (9, 10, 11, 12, 13, 15)	30	6
6	2 (1, 2, 7, 3, 8, 5)	30	6	23	2 (11, 12, 13, 17, 18, 15)	35	6:50
7	2 (1, 8, 4R, 4L, 6D, 6L)	35	6:50	24	2 (13, 3 (17, 18), 4 (15))	35	6:50
8	2 (1, 8, 4R, 4L, 6D, 6L)	35	6:50	25	2 (11, 12, 13, 17, 18, 16)	30	6
9	2 (1, 2, 7, 3, 8, 5)	30	6	26	2 (11, 12, 13, 17, 18, 16)	30	6
10	2 (1, 2, 7, 3, 8, 5)	30	6	27	2 (9, 10, 11, 12, 13, 16)	35	6:50
11	2 (1, 8, 4R, 4L, 6D, 6L)	35	6:50	28	2 (9, 10, 11, 12, 18, 15)	35	6:50
12	2 (1, 8, 4R, 4L, 6D, 6L)	35	6:50	29	2 (9, 10, 11, 12, 13, 16)	35	6:50
13	2 (13, 10, 9, 17, 18) 1 (11, 12)	30 30	6 6				
14	2 (13, 12, 11, 10, 9) 1 (17, 18)	30 35	6 6:50	30	2 (9, 10, 11, 12, 18, 16)	35	6:50
15	2 (17, 13, 10, 9, 13, 18) 2 (18, 13, 11, 12, 13, 17)	35 35	6:50 6:50	31 32	2 (9, 10, 11, 17, 18, 16) 2 (9, 10, 11, 17, 18, 16)	35 35	6:50 6:50

*WBV, whole-body vibration.

†Frequency of vibration was 20 Hz and amplitude 2 mm (peak-to-peak).

‡Exercises are listed in Table 1; work and rest durations for each exercise were similar.



30-second arm curl test), and agility (using the timed up and go test) were assessed by researchers (23). Furthermore, we included 2 additional tests: handgrip strength with dynamometry (Smedley-Sportstek, Australia) and balance/gait with the Tinetti test (26).

Subjects

Participants were 37 elderly women (aged 82.4 ± 5.7 years, range 71–93 years; ≥ 79 years: 75.7%) recruited from 2 day centers located in Vitoria (Spain). Subjects were randomly assigned to a vibration group (WBV group) or control group (CON group) (Figure 1). Participants were excluded if they were men, were diagnosed with diabetes, epilepsy, gallstones, kidney stones, cardiovascular diseases, having

joint implants, or had any other contraindications to exercising.

Two evaluations were performed: the first, at baseline of the program training (pre-training) and the second, afterward (post-training). All participants were asked to maintain their habitual lifestyle during the course of the project and to wear the same athletic shoes during the WBV sessions. All subjects tolerated the vibrations.

Written informed consent was obtained from all the subjects. The study was performed according to the principles established with the Declaration of Helsinki for Human Research of 1964 (last modified in 2013) and approved by the University Ethics Committee.

Our study design had a statistical power of 90% to detect a difference between the group mean and a hypothetical mean of $1,461.78 \text{ mm}^2$ of lean mass with a significance level (alpha) of 0.05 (2-tailed).

Statistical Analyses

Mean and standard deviation (SD) were used as descriptive statistics. Analysis of variance (ANOVA) was used to examine group differences in subject's characteristics. A general linear repeated-measures ANOVA (group by time) was used to determine the effects of program training on the CSA of the quadriceps and on the physical fitness-related variables (lower- and upper-body strength, agility, handgrip strength, balance, and gait). Analyses were completed with treatment effects and were calculated using mean values and SD of the change scores for all outcome measurements compared with baseline at 8 months and included calculation of within-group effect sizes (Cohen's d). The strength of the effect was assessed according to the following interpretation: an absolute value between 0 and 0.2 was a small effect; between 0.5 and 0.7, moderate; and 0.8 or above, a large effect (7).

Statistical analyses were performed using the Statistical Package for Social Sciences software (SPSS, version 18.0 for Windows; SPSS Inc., Chicago, IL, USA), and values of $p \leq 0.05$ were considered statistically significant. The study power of our design was calculated using StatMate software, version 2.0 (GraphPad, San Diego, CA, USA).

RESULTS

At baseline, significant differences were found between groups in muscle mass. As depicted in Figure 2, after 8 months of intervention, nonstatistically significant differences in the

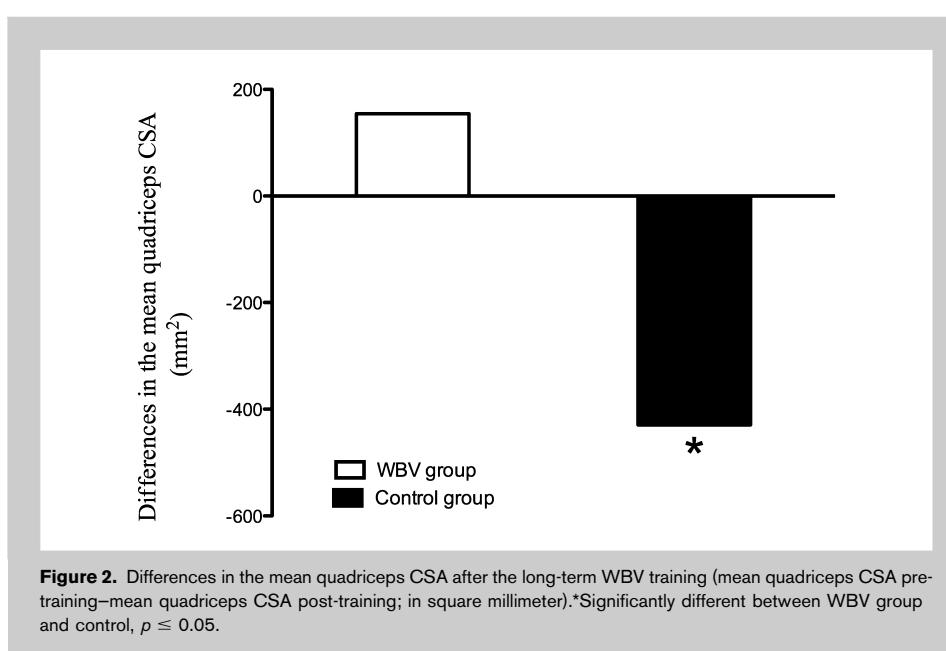


TABLE 3. Performance in tests of functional capacity in CON and WBV groups at baseline and follow-up.*

Test	Variables	WBV (n = 19)			CON (n = 18)		
		Pre-training ± SD	Post-training ± SD	Cohen's <i>d</i>	Pre-training ± SD	Post-training ± SD	Cohen's <i>d</i>
Handgrip (kg)	Maximal strength	17.76 ± 4.58	17.53 ± 5.03	0.05	19.29 ± 6.08	18.76 ± 5.83	0.09
30-s chair stand (rep)	Lower-body strength	8.39 ± 3.36	10.17 ± 4.45†	-0.45	11.06 ± 4.99	13.47 ± 5.15††	-0.48
30-s arm curl (rep)	Upper-body strength	13.06 ± 2.60	13.39 ± 4.97	-0.08	14.06 ± 5.72	15.71 ± 5.05	0.31
Timed up and go (s)	Agility	12.18 ± 6.75	13.29 ± 7.89	-0.17	8.61 ± 2.32‡	7.73 ± 3.40‡	0.30
Tinetti (score)	Balance/gait	24.22 ± 3.98	25.22 ± 3.52	-0.27	25.44 ± 4.24	24.38 ± 3.72	0.27

*CON = control group; WBV = whole-body vibration group; rep = repetitions.

† $p \leq 0.05$ within-group changes.‡ $p \leq 0.05$ between-group changes.

quadriceps CSA (pre-training: 8,516.16 ± 1,271.78 mm² and post-training: 8,671.63 ± 1,389.03 mm²) ($p > 0.05$) were found in the WBV group, with small effect size evident (Cohen's *d*: -0.12), whereas the values in the CON group decreased significantly (pre-training: 9,756.18 ± 1,420.07 mm² and post-training: 9,326.82 ± 1,577.53 mm²), with moderate effect size evident (Cohen's *d*: 0.29). The relative changes for each group were +1.83% and -4.40% for the WBV and CON group, respectively.

Regarding the tests of functional capacity (Table 3), at baseline, no significant differences between groups were found, except for the agility test ($p \leq 0.05$). After 8 months of intervention, the CON group had a significantly higher performance in agility and lower-body strength. Both groups (WBV and CON) significantly improved the number of repetitions in the 30-second chair stand test (lower-body strength).

DISCUSSION

To our knowledge, this is the first longitudinal study aimed at determining the effects of a WBV training program on muscle mass changes using MRI in institutionalized older women. The main findings of this study were (a) although the application of WBV training (twice per week during 8 months) in older women produces a negligible mean increase in the quadriceps CSA, the WBV seems to avoid the decline on quadriceps CSA shown by the CON group and (b) the WBV intervention was ineffective in improving overall functional capacity.

The positive effects of WBV show how it could be a useful tool to prevent the loss of muscle mass in elderly women, thus to prevent sarcopenia. Notwithstanding, this study, when considered with others (11,13,28,29), does not support the use of WBV to increase muscle mass in older women. Despite a small gain in the quadriceps CSA found in the intervention group (~+2%), the changes were within the technical measurement error reported by MRI (21). It is important to highlight that other exercise programs reported higher quadriceps CSA increase (e.g., the application of resistance training in octogenarian elderly during 12 weeks may produce a substantial increase in the quadriceps CSA [+10%]) (15). Thus, at least in elderly women, WBV AU10 training could be useful to maintain the quadriceps CSA but does not to increase it.

However, the application of WBV was ineffective in improving overall functional capacity (as assessed by the Senior Fitness test battery). The only exception occurred with the 30-second chair stand test, but the higher performance after the intervention was also present in controls. The null effects caused by WBV on functional capacity in the elderly have been documented for balance/gait (3,6,14), agility (3,6), maximal strength (2), and lower-body strength (2). In contrast, other studies have reported statistical significant changes in balance/gait (2,5,12), agility (2,5,12,14,18,22), upper-body strength, and lower-body

strength (14). Reasons that may explain these discrepancies are unknown. It is well established that multiple biases may distort the production of scientific evidence. One form of such bias is publications bias, where studies are less likely to be published when they reach nonstatistical significant findings. Although scientific journals publish negative results, there is a certain delay for publication (time-lag bias). As many of the negative results found for WBV have appeared recently (3,6), the existence of publication bias should not be discarded. Another source of bias in epidemiological studies is confounding. Strikingly, we and others (13) found unexpected improvements in tests of functional capacity in the control group. It can be suggested that some of the tests used in elderly women (Senior Fitness tests battery) could be unreliable. Although WBV did not increase the maximal upper limb strength (handgrip test) in our study, we cannot rule out that small strength improvements might have occurred for other muscle groups (i.e., leg strength). In fact, a recent study in frail elderly people indicate that handgrip strength may not provide a valid measurement for evaluating the efficacy of exercise intervention programs in increasing muscle mass or strength in elderly populations. Therefore, professionals must include several strength tests when they are evaluating the efficacy of training programs in frail elderly people (25). Alternatively, many women may have increased their baseline functional capacity because of changes in their lifestyle. Unfortunately, to date, no WBV intervention study has controlled for the amount of physical activity accumulated during the intervention. Thus, future studies should incorporate objective methods of physical activity measurement to control any potential lifestyle changes. Some strengths of this study were the use of a gold standard method to measure muscle mass (MRI) and the length of the intervention (8 months). Compared with shorter WBV interventions where neural adaptations may predominate, the long duration used in this study was a warranty in determining every possible hypertrophic effect.

In conclusion, the application of 2 weekly sessions of WBV training for 8 months could prevent the loss of quadriceps CSA in elderly women, but it was ineffective in improving overall functional capacity or in substantially increasing lower limb muscle mass in them. The positive impact of WBV on functional capacity reported in some studies must be interpreted with caution, given the possible influence of unmeasured factors (confounders).

PRACTICAL APPLICATIONS

Our results suggest that WBV training may counteract the age-related loss of muscle mass (quadriceps femoris) in elderly women. However, this study cast doubts on the effectiveness of exercise programs based on whole-body mechanical vibrations, purported to prevent loss of functional capacity associated with aging. Hence, health and fitness professionals must be aware of the current insufficient evidence about the indications of WBV for health purposes in the elderly.

REFERENCES

- Baumgartner, RN, Koehler, KM, Gallagher, D, Romero, L, Heymsfield, SB, Ross, RR, Garry, PJ, and Lindeman, RD. Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. *Am J Epidemiol* 147: 755–763, 1998.
- Bautmans, I, Van Hees, E, Lemper, JC, and Mets, T. The feasibility of whole body vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle performance, balance and mobility: A randomised controlled trial [ISRCTN62535013]. *BMC Geriatr* 5: 17, 2005.
- Beaudart, C, Maquet, D, Mannarino, M, Buckinx, F, Demonceau, M, Crielaard, JM, Reginster, JY, and Bruyere, O. Effects of 3 months of short sessions of controlled whole body vibrations on the risk of falls among nursing home residents. *BMC Geriatr* 13: 42, 2013.
- Bogaerts, A, Delecluse, C, Claessens, AL, Coudyzer, W, Boonen, S, and Verschueren, SM. Impact of whole-body vibration training versus fitness training on muscle strength and muscle mass in older men: A 1-year randomized controlled trial. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 62: 630–635, 2007.
- Bruyere, O, Wuidart, MA, Di Palma, E, Gourlay, M, Ethgen, O, Richy, F, and Reginster, JY. Controlled whole body vibration to decrease fall risk and improve health-related quality of life of nursing home residents. *Arch Phys Med Rehabil* 86: 303–307, 2005.
- Buckinx, F, Beaudart, C, Maquet, D, Demonceau, M, Crielaard, JM, Reginster, JY, and Bruyere, O. Evaluation of the impact of 6-month training by whole body vibration on the risk of falls among nursing home residents, observed over a 12-month period: A single blind, randomized controlled trial. *Aging Clin Exp Res* 26: 369–376, 2014.
- Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Hillsdale, MI: Lawrence Erlbaum Associates, 1988.
- Cooper, R, Kuh, D, and Hardy, R. Objectively measured physical capability levels and mortality: Systematic review and meta-analysis. *BMJ* 341: c4467, 2010.
- Cruz-Jentoft, AJ, Baeyens, JP, Bauer, JM, Boirie, Y, Cederholm, T, Landi, F, Martin, FC, Michel, JP, Rolland, Y, Schneider, SM, Topinkova, E, Vandewoude, M, and Zamboni, M. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age Ageing* 39: 412–423, 2010.
- Delmonico, MJ, Harris, TB, Visser, M, Park, SW, Conroy, MB, Velasquez-Meyer, P, Boudreau, R, Manini, TM, Nevitt, M, Newman, AB, and Goodpaster, BH. Longitudinal study of muscle strength, quality, and adipose tissue infiltration. *Am J Clin Nutr* 90: 1579–1585, 2009.
- Fjeldstad, C, Palmer, IJ, Bemben, MG, and Bemben, DA. Whole-body vibration augments resistance training effects on body composition in postmenopausal women. *Maturitas* 63: 79–83, 2009.
- Furness, TP and Maschette, WE. Influence of whole body vibration platform frequency on neuromuscular performance of community-dwelling older adults. *J Strength Cond Res* 23: 1508–1513, 2009.
- Gomez-Cabello, A, Gonzalez-Aguero, A, Ara, I, Casajus, JA, and Vicente-Rodriguez, G. Effects of a short-term whole body vibration intervention on lean mass in elderly people. *Nutr Hosp* 28: 1255–1258, 2013.
- Gomez-Cabello, A, Gonzalez-Aguero, A, Ara, I, Casajus, JA, and Vicente-Rodriguez, G. Effects of a short-term whole body vibration intervention on physical fitness in elderly people. *Maturitas*, 2013. **AU11**
- Harridge, SD, Kryger, A, and Stensgaard, A. Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle Nerve* 22: 831–839, 1999.
- Janssen, I, Heymsfield, SB, and Ross, R. Low relative skeletal muscle mass (sarcopenia) in older persons is associated with functional impairment and physical disability. *J Am Geriatr Soc* 50: 889–896, 2002.
- Janssen, I, Shepard, DS, Katzmarzyk, PT, and Roubenoff, R. The healthcare costs of sarcopenia in the United States. *J Am Geriatr Soc* 52: 80–85, 2004.

18. Machado, A, Garcia-Lopez, D, Gonzalez-Gallego, J, and Garatachea, N. Whole-body vibration training increases muscle strength and mass in older women: A randomized-controlled trial. *Scand J Med Sci Sports* 20: 200–207, 2010.
19. Maden-Wilkinson, TM, Degens, H, Jones, DA, and McPhee, JS. Comparison of MRI and DXA to measure muscle size and age-related atrophy in thigh muscles. *J Musculoskeletal Neuronal Interact* 13: 282–290, 2013.
20. Manini, TM, Visser, M, Won-Park, S, Patel, KV, Strotmeyer, ES, Chen, H, Goodpaster, B, De Rekeneire, N, Newman, AB, Simonsick, EM, Kritchevsky, SB, Ryder, K, Schwartz, AV, and Harris, TB. Knee extension strength cutpoints for maintaining mobility. *J Am Geriatr Soc* 55: 451–457, 2007.
21. Mitsiopoulos, N, Baumgartner, RN, Heymsfield, SB, Lyons, W, Gallagher, D, and Ross, R. Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. *J Appl Physiol* 85: 115–122, 1998.
22. Pollock, RD, Martin, FC, and Newham, DJ. Whole-body vibration in addition to strength and balance exercise for falls-related functional mobility of frail older adults: A single-blind randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 26: 915–923, 2012.
23. Rikli, RE and Jones, CJ. Development and validation of criterion-referenced clinically relevant fitness standards for maintaining physical independence in later years. *Gerontologist* 53: 255–267, 2013.
24. Stewart, VH, Saunders, DH, and Greig, CA. Responsiveness of muscle size and strength to physical training in very elderly people: A systematic review. *Scand J Med Sci Sports*, 2013.
25. Tieland, M, Verdijk, LB, de Groot, LC, and van Loon, LJ. Handgrip strength does not Represent an Appropriate measure to Evaluate changes in muscle strength during an exercise intervention program in frail elderly people. *Int J Sport Nutr Exerc Metab*, 2014.
26. Tinetti, ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* 34: 119–126, 1986.
27. United Nations. *World Population Ageing: 1950–2050*. New York, NY, 2009. AU12
28. Verschueren, SM, Bogaerts, A, Delecluse, C, Claessens, AL, Haentjens, P, Vanderschueren, D, and Boonen, S. The effects of whole-body vibration training and vitamin D supplementation on muscle strength, muscle mass, and bone density in institutionalized elderly women: A 6-month randomized, controlled trial. *J Bone Miner Res* 26: 42–49, 2011.
29. Verschueren, SM, Roelants, M, Delecluse, C, Swinnen, S, Vanderschueren, D, and Boonen, S. 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: 352–359, 2004.

Paper IV:

"Effects of eight months of whole body vibration training on hip bone mass in older women"

Santin-Medeiros F, Santos-Lozano A, Rey-López JP, Garatachea N. Effects of eight months of whole body vibration training on hip bone mass in older women. *Nutrición Hospitalaria*. 2015;31(n04):1654-9. Factor de Impacto: 1.250.



Original/Ancianos

Effects of eight months of whole body vibration training on hip bone mass in older women

Fernanda Santin-Medeiros¹, Alejandro Santos-Lozano², Juan Pablo Rey-López³ and Nuria Garatachea^{2,4}

¹Department of Biomedical Sciences, University of León. Campus Universitario Vegazana, León. Spain. ²Research Institute of Hospital 12 de Octubre ('i+12'), Madrid. Spain. ³Faculty of Medicine, Department of Preventive Medicine, University of São Paulo, São Paulo. Brazil. ⁴Faculty of Health and Sport Science, Department of Physiotherapy and Nursing Universidad de Zaragoza, Huesca. Spain.

Abstract

Objective: The aim of this study was to examine the effect of 8 months of whole-body vibration training on bone mass in octogenarian women.

Method: Thirty-seven women (aged 82.4 [SD=5.7] years) voluntarily participated in this study. The vibration group (n=19) trained on a vibration platform twice a week (20 Hz and 2 mm) whereas controls (n=18) did not participate in any training program. Bone mass was measured by dual-energy X-ray absorptiometry at the hip region. General linear repeated measures ANOVA (group by time) was used to examine the effect of whole body vibration on bone mass changes.

Results: After the intervention, in all the hip regions (total hip, femoral neck, trochanter, intertrochanter, Ward's area), no statistically significant changes in bone mass were found.

Conclusion: Eight months of whole body vibration training (twice a week) in elderly women do not produce osteogenic effects.

(*Nutr Hosp.* 2015;31:1654-1659)

DOI:10.3305/nh.2015.31.4.8441

Key words: Osteoporosis. Aging. Exercise.

EFFECTO DE 8 MESES DE ENTRENAMIENTO EN PLATAFORMA DE VIBRACIONES SOBRE LA MASA OSEA DE CADERA EN MUJERES MAYORES

Resumen

Objetivo: El objetivo de este estudio fue examinar el efecto de 8 meses de entrenamiento vibratorio sobre la masa ósea en mujeres octogenarias.

Métodos: 37 mujeres (edad 82.4 [SD=5.7] años) participaron voluntariamente de este estudio. El grupo de intervención (n=19) entrenó sobre la plataforma vibratoria 2 veces por semana (20 Hz and 2 mm), mientras que el grupo control (n=18) no participó de ningún programa de entrenamiento. La masa ósea de la cadera fue medida mediante radioabsorciometría de doble energía (DEXA). El test de ANOVA de medidas repetidas fue utilizado para determinar el efecto de la intervención sobre los cambios de masa ósea, así como los cambios intra-grupo a lo largo del período de intervención.

Resultados: Despues de la intervención, no se encontraron cambios estadísticamente significativos en la masa ósea en ninguna de las regiones de la cadera (total de cadera, cuello de fémur, trocánter, intertrocantrea, área de Ward).

Conclusiones: Nuestra intervención basada en la aplicación exclusiva de entrenamiento vibratorio de cuerpo entero (2 veces a la semana) en mujeres octogenarias no produce efectos osteogénicos en la región de la cadera.

(*Nutr Hosp.* 2015;31:1654-1659)

DOI:10.3305/nh.2015.31.4.8441

Palabras clave: Osteoporosis. Envejecimiento. Ejercicio.

Introduction

Correspondence: Alejandro Santos Lozano.
Instituto de Investigación Hospital 12 de Octubre, "i+12".
Grupo en Actividad Física en Salud.
Centro de Actividades Ambulatorias 6^a planta.
Avda de Córdoba s/n, 28041 Madrid. Spain.
E-mail: asanl@unileon.es

Recibido: 28-XI-2014.

Aceptado: 29-XII-2014.

Aging increases the incidence of bone fractures due to the loss of bone mass (osteoporosis)¹, particularly in postmenopausal women². It is well established that lifelong physical activity is key for improving and maintaining bone mineral density (BMD) and reducing the risk of falling³. Therefore, an active lifestyle may help to reduce the prevalence of hip

fractures^{4,5}. Additionally, some indicators of physical fitness capacity (i.e. maximal handgrip strength) are positively associated with BMD levels⁶.

Despite the importance of exercise and physical fitness for improving the population's health, older women spent about two thirds of waking time in sedentary behavior⁷ and therefore, at risk of suffering chronic diseases. For this reason, new interventions designed to improve BMD have recently appeared. Currently, whole body vibration (WBV) training is indicated to enhance BMD and physical fitness in older adults⁸⁻¹².

However, the evidence for WBV training effectiveness in older adults is limited. Three meta-analyses^{13,14,15} have examined the effects of WBV training on BMD. In the meta-analysis published by Sitjà-Rabert et al.¹⁴ a positive effect in femoral neck BMD was found. Similarly, Slatkowska et al.¹⁵ reported significant improvements on hip BMD in postmenopausal women. In contrast, in Lau et al.¹³ WBV had no significant overall effect on hip BMD in older women. These contradictory results could be due to the different number of studies included in the meta-analyses and the weights assigned to each one. The weights correspond to the relevance of each study used to get the overall pooled estimate. The weight is defined by the Statistical Standard Error (SEE); the higher the SEE the smaller the weight. In this regard, Sitjà-Rabert et al.¹⁴ used two studies, Gusi et al.¹⁶ and Verschueren et al.¹² to compute the overall estimate. The weight assigned by the authors to each study was 13.5%¹² and 86.5%¹⁶. In contrast, in the meta-analysis published by Lau et al.¹³ the weights were 34.2% (Verschueren et al.)¹² and 65.8% (von Stengel et al.)¹⁷. Finally, Slatkowska et al.¹⁵ comprised of three works, the studies of Verschueren et al.¹² (weight: 87.8%), of Gusi et al.¹⁶ (weight: 5.5%) and of Rubin et al.¹⁸ (weight: 6.8%). Therefore further intervention studies in older adults may help to clarify the current understanding of the effects of WBV on bone mass.

The handgrip strength test is an easy, reliable and valid method to identify older adults at risk of disability¹⁹. Low muscle strength levels may reflect a predominant catabolic status over anabolic signals, leading to sarcopenia and osteoporosis²⁰. In fact, maximal handgrip strength is associated with bone fracture²¹. As expected, in older adults aged between the seventh and eighth decade of life, handgrip strength is positively associated with BMD in the forearm²², femoral neck²³⁻²⁵, total femur²³, spine^{24,25}, total hip²⁴ and total body²⁵. It is unknown if this association is also valid for older women in the 9th decade of life (80-89 years old).

The objectives of this study were to evaluate the impact of 8 months of WBV training on changes of BMD in older women and to examine the association between maximal handgrip strength and BMD in this population.

Methods

Participants

Thirty-seven older women (mean age: 82.4 [SD=5.7] years, range 71–93 years, ≥79 years: 75.7%) in two day centers for older adults from Vitoria (Spain) were recruited for the study. Subjects were randomly assigned to one of two groups (WBV group or control group (CON) using random numbers. Inclusion criteria were: sex (women) and no participation in other exercise programs in the last month. Participants were excluded if they were men and diagnosed with diabetes, epilepsy, gallstones, kidney stones, cardiovascular diseases or having joint implants. The WBV group included a total of 19 older women (mean age: 82.3 [SD=5.1] years) who trained on a vertical vibration platform (Fitvibe Excel Pro, Bilzen, Belgium) twice a week for 8 months, with at least one day of rest between sessions. The training program consisted of 18 exercises (see Table I). At least one researcher supervised each training session. The CON group included 18 older women (mean age: 82.2 [SD=6.4] years). All participants were instructed to maintain their usual lifestyle throughout the course of the study. A minimal compliance with the protocol of 80% of the sessions was established.

After the loss of 6 subjects during follow up (1 left the institution, 2 claimed to have back pain and 3 people decided to stop training voluntarily) in the WBV group (see Figure 1), our study design had a statistical power of 80% to detect a difference between the group mean and a hypothetical mean of 0.74 g·cm⁻² with a significance level (alpha) of 0.05 (2-tailed).

WBV Training Program

The WBV training was designed following the recommended training guidelines²⁶. Overloading is one of the basic training principles. Briefly, to induce physical adaptations the training stimuli must be progressively increased²⁶. Thus, the training load was progressively increased based on the body position (Table I and Table II).

Written informed consent was obtained from all the subjects. The study was performed according to the principles established with the Declaration of Helsinki for Human Research of 1964 (last modified in 2008) and approved by an Ethics Committee from the University of Zaragoza.

Assessment of Handgrip Strength

A spring-type dynamometer (Smedley-Sportstek, VIC, Australia), range 0-100 kg, was used to measure the maximal handgrip strength (kg)²⁷. Subjects were in a standing position, arms at their side not touching

Table I
Description of exercises

<i>Exercise</i>	<i>Description</i>
1	Seated on a chair next to machine with legs parallel and feet on the platform (angle of knee flexion: 90°)
2	As exercise 1, with legs in internal rotation and feet on the platform
3	As exercise 1, with legs in external rotation and feet on the platform
4R	As exercise 1, with right leg stretched and left foot on the platform
4L	As exercise 1, with left leg stretched and right foot on the platform
5	As exercise 1, with both feet touching the platform with metatarsal support
6R	Standing next to machine with right leg on the platform and left leg on the floor
6L	As exercise 6R, with left leg on the platform and right leg on the floor
7	Squat 45° next to platform - standing pulling the strings behind (the strings were tied to the platform)
8	As exercise 7 - standing with torso slightly blurred, pulling the straps up
9	Squat 45° on platform - with feet together
10	Squat 45° on platform - with feet separated
11	Squat 45° on platform - with knee internal rotation
12	Squat 45° on platform - with knee external rotation
13	Squat 45° on platform - legs hip-width
14	Squat 45° on platform - standing on platform with torso slightly blurred, pulling the strings up
15	Squat 45° on platform - pulling the strings through a flexion of arms
16	Squat 90° on platform - feet together
17	Squat 90° on platform - with feet separated
18	Squat 90° on platform - legs hip-width

their body and keeping the elbow bent slightly. The test was administered on the dominant hand. After the voice command, subjects had to squeeze the dynamometer with as much force as possible (maximum isometric force). Movements of other body parts were not allowed. The highest score out of 2 attempts was recorded²⁴. The assessment of maximal handgrip strength has shown high test-retest reliability in frail older women²⁸.

BMD Assessment

BMD was examined by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) (Norland Excell Plus, Norland Inc., Fort Atkinson, USA). Areal BMD ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$) was determined at the hip (total hip, femoral neck, trochanter, intertrochanter, Ward's area) on each subject. Based on the definition provided by the World Health Organization, osteoporosis was defined as T-scores $\leq -2.5^{29}$. Also, a T-score ran-

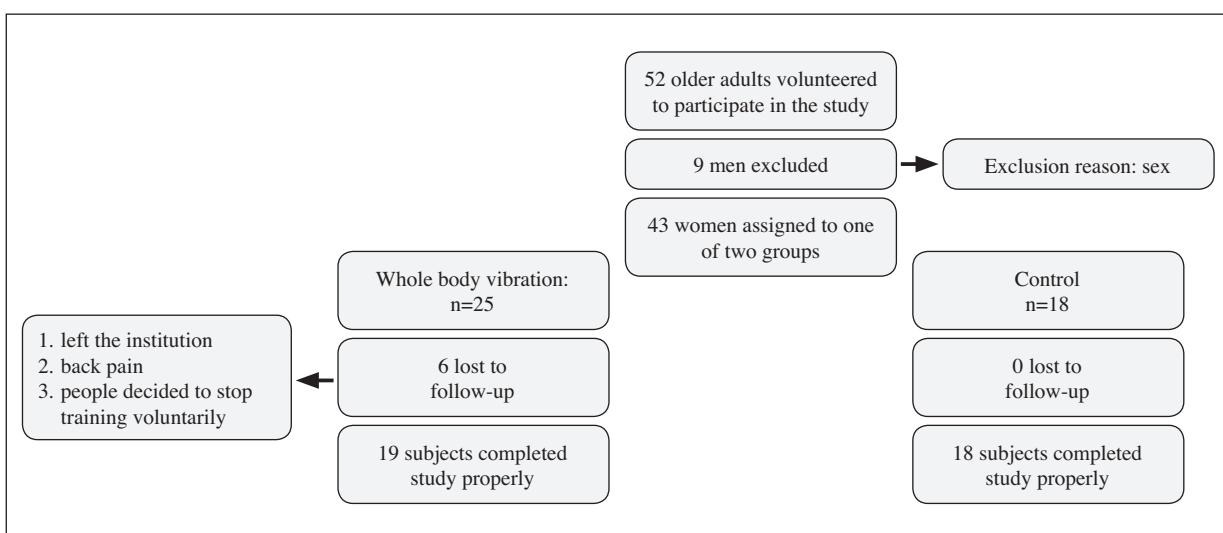


Fig. 1.—Flow diagram for subject assignment in this study.

Table II
WBV training

Week	Series (exercise*)	Duration of each exercise/ rest (s)	Duration of session (min:s)	Week	Series (exercise*)	Duration of each exercise/ rest (s)	Duration of session (min:s)
1	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6:00	17	2 (13,9,10,17,11,12)	30	6:00
2	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6:00	18	2 (13,8,15) 1 (9,10,18,17,11,12)	30	6:00
3	2 (1,8,4R,4L,6D,6L)	35	6:50	19	1 (10,9,11,12) 2 (17,18), 4 (11)	35	6:50
4	2 (1,8,4R,4L,6D,6L)	35	6:50	20	2 (15,13,9,10,11,12)	35	6:50
5	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6:00	21	2 (9,10,11,12,13,15)	30	6:00
6	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6:00	22	2 (9,10,11,12,13,15)	30	6:00
7	2 (1,8,4R,4L,6D,6L)	35	6:50	23	2 (11,12,13,17,18,15)	35	6:50
8	2 (1,8,4R,4L,6D,6L)	35	6:50	24	2 (13), 3 (17,18) 4 (15)	35	6:50
9	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6:00	25	2 (11,12,13,17,18,16)	30	6:00
10	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6:00	26	2 (11,12,13,17,18,16)	30	6:00
11	2 (1,8,4R,4L,6D,6L)	35	6:50	27	2 (9,10,11,12,13,16)	35	6:50
12	2 (1,8,4R,4L,6D,6L)	35	6:50	28	2 (9,10,11,12,18,15)	35	6:50
13	2 (13,10,9,17,18) 1 (11,12)	30	6:00	29	2 (9,10,11,12,13,16)	35	6:50
14	2 (13,12,11,10,9) 1 (17,18)	30	6:00	30	2 (9,10,11,12,18,16)	35	6:50
15	2 (17,13,10,9,13,18)	35	6:50	31	2 (9,10,11,17,18,16)	35	6:50
16	2(18,13,11,12,13,17)	35	6:50	32	2 (9,10,11,17,18,16)	35	6:50

*Exercise: see table 1; work and rest durations for each exercise were similar.
Frequency of vibration was 20 Hz and amplitude 2 mm (peak to peak).

ged between -2.5 and -1 is classified as osteopenia and a T-score 3 -1 is regarded as normal²⁹. A T-score indicates the difference between the subject's measured BMD and the mean BMD of healthy young adults, matched for gender and ethnicity, and expressing the difference relative to the young adult population standard deviation (SD), as in the following formula: $T\text{-score} = (\text{measured BMD} - \text{young adult mean BMD}) / \text{Young adult population SD}$.

Data Analysis

Mean and SD were used as descriptive statistics. Kolmogorov-Smirnov tests showed normal distribution of the studied variables. General linear repeated measures ANOVA (group by time) was used to determine the effect of the intervention on bone mass and grip strength. Finally, the risk of having osteoporosis at the femoral neck was examined by binary logistic regression analyses (odds ratio (OR) and 95% confidence interval (CI)), entering the osteoporosis test results (yes or no) as dependent variable and the maximal handgrip strength values

at baseline as independent variable. Age was included as a covariate.

For all statistical tests a p-value < 0.05 was considered to be statistically significant. All analyses were performed using the Statistical Package for Social Sciences software (SPSS, v.18.0 for WINDOWS; SPSS Inc., Chicago, IL, USA). The study power of our design was calculated using StatMate software, version 2.0 (GraphPad, San Diego, USA).

Results

Based on T-scores values derived from DXA, the percentage of older women presented with osteoporosis and osteopenia was 53% and 38%, respectively. As shown in table III, the ANOVA analysis found no statistically significant differences between CON and WBV groups for BMD in all the hip regions at baseline [$F(0, 0)=0.61$; $p=0.44$] and after the follow-up [$F(0, 0)=0.17$; $p=0.68$]. Similarly, no statistically significant changes in the total BMD were found within groups [$F(0, 1)=1.04$; $p=0.68$]

Table III
Absolute values of hip BMD in WBV and CON groups at baseline and at follow-up

BMD (g/cm^2)	WBV group				Control group			
	Pre-training Mean (SD)	Post-training Mean (SD)	% change	p values	Pre-training Mean (SD)	Post-training Mean (SD)	% change	p values
Total hip	0.76 (0.11)	0.74 (0.10)	-2.88%	0.315	0.79 (0.12)	0.76 (0.15)	-4.32%	0.152
Femoral neck	0.62 (0.09)	0.61 (0.08)	-1.75%	0.343	0.64 (0.11)	0.63 (0.10)	-2.71%	0.162
Trochanter	0.57 (0.09)	0.56 (0.09)	-2.88%	0.267	0.59 (0.09)	0.56 (0.12)	-3.65%	0.188
Intertrochanter	0.91 (0.14)	0.88 (0.13)	-2.94%	0.296	0.94 (0.15)	0.90 (0.20)	-4.33%	0.144
Ward's area	0.41 (0.11)	0.40 (0.09)	-2.04%	0.607	0.42 (0.12)	0.42 (0.14)	-0.14%	0.973

CON: control group; WBV: whole body vibration group; BMD: bone mineral density; SD: standard deviation p values in the table are within group changes. $p<0.05$ within group changes.

and $F(0, 1)=2.14$; $p=0.15$ for pre-post values in the CON and WBV groups respectively].

ANOVA showed no significant time x group effect for grip strength. Consequently, there were no significant differences in handgrip strength between groups at baseline and post-training [$F(20, 29)=0.69$, $p=0.41$ and $F(13, 30)=0.44$, $p=0.51$ respectively]. Similarly, during the intervention both groups did not modify their maximal handgrip strength values [CON group: -0.56 [SD=2.45] kg, $F(0, 1)=0.15$, $p=0.70$; WBV group: -0.25 [SD=2.54] kg, $F(0, 1)=0.77$, $p=0.39$]. Finally, no association was found between handgrip strength and osteoporosis risk at the neck femoral area using a logistic regression model ($OR = 1.16$; 95% CI 0.95–1.41).

Discussion

The two main findings of this longitudinal study were: 1) compared with the CON group, 8 months of low-frequency WBV training program did not produce significant changes of BMD in the hip of older women; and 2) no association was found between handgrip strength values and osteoporosis risk in older women.

Although it has been suggested that WBV may be an effective intervention to increase or maintain BMD^{18,30,31}, our results cast doubt about the efficacy of WBV to enhance BMD in older women (mean age, 82 years). Our findings agree with previous long term WBV training studies (≥ 12 months; 25–35 Hz; three times per week) in which non-significant changes in total hip and femoral neck BMD were found in postmenopausal women aged between 47 and 65 years^{17,18,32,33}. In contrast, several studies carried out in women aged 54–74 years demonstrated osteogenic effects on the hip region. All these studies had at least 6 months of duration, frequency ranged between 12.6–40 Hz and subjects trained 3–5 times per week^{12,16,31}. The non-osteogenic effect found in the present study may be explained by several factors. First, the mechanical loads of low magnitude were applied in our intervention. The osteogenic effects of exercises characterized by the application of loads of high magnitude and

short duration (i.e. jumps) are well established⁴. Secondly, mechanical signals produced by exercise may be less osteogenic in older people than in younger people⁴. The osteoblast cellular senescence and age-related changes in growth factors and hormone levels may attenuate the positive effects of exercise on the bone³⁴. Thirdly, the weekly training may affect the effects on BMD because studies that used a high frequency of training (5 weekly sessions), a high frequency of vibration (30Hz) and high amplitude (5mm) reported positive changes on bone mass³¹. Finally, the participant's body composition may influence the results of the WBV training. For example, although no effects of 12 months of WBV training on hip and spine BMD were reported by Rubin et al.¹⁸, in their post-hoc analysis the women with lower weight increased hip BMD versus the rest of the sample. In summary, our data does not support the implementation of WBV programs in octogenarian women for the prevention and treatment of osteoporosis. However, some benefits on bone mass may be achieved under certain circumstances.

In addition, we found no association between handgrip strength and osteoporosis risk, which differs from two studies conducted in postmenopausal women (~67 years old)^{25,35}. Again, methodological differences among studies may explain these results. According to Foley et al.³⁶ all studies designed to examine the relationship between muscle strength and BMD should adjust by weight or height, because these anthropometric variables are positively correlated with muscle strength. Therefore, we think that the associations shown in the younger populations are spurious or indeed, weaker than traditionally reported.

The present study examined the effect of WBV on bone mass in older women. Strengths were the long duration of the training program (8 months). Moreover, the program was not excessively demanding for participants (2 weekly sessions). Unfortunately, some potential moderators or confounding factors such as diet, use of drugs, nutritional supplements or smoking habits, and physical activity levels were not registered. Further studies are needed to increase the present knowledge of the impact of WBV training on bone mass in older people.

Conclusions

The present study shows that 8 months of WBV training in octogenarian women did not elicit bone mineral gains in the hip region (total hip, trochanter, intertrochanter, femoral neck and Ward's area). Therefore, the use of vibratory platforms in octogenarian women to counteract osteoporosis doesn't seem to be justified. Contrary to the findings in younger populations, handgrip strength may be an inappropriate tool for osteoporosis risk assessment (mean age, 82 years).

References

1. JAMA – NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention D, and Therapy. Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy. *JAMA* 2001;285(6):785-795.
2. Roudsari BS, Ebel BE, Corso PS, Molinari NA, Koepsell TD. The acute medical care costs of fall-related injuries among the U.S. older adults. *Injury* Nov 2005;36:1316-1322.
3. Kohrt WM, Bloomfield SA, Little KD, Nelson ME, Yingling VR. American College of Sports Medicine Position Stand: physical activity and bone health. *Med Sci Sports Exerc* Nov 2004;36:1985-1996.
4. Allison SJ, Folland JP, Rennie WJ, Summers GD, Brooke-Wavell K. High impact exercise increased femoral neck bone mineral density in older men: a randomised unilateral intervention. *Bone* Apr 2013;53:321-328.
5. Kelley GA, Kelley KS, Kohrt WM. Exercise and bone mineral density in men: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Bone* Mar 2013;53:103-111.
6. Dixon WG, Lunt M, Pye SR, et al. Low grip strength is associated with bone mineral density and vertebral fracture in women. *Rheumatology (Oxford)* May 2005;44:642-646.
7. Shiroma EJ, Freedson PS, Trost SG, Lee IM. Patterns of accelerometer-assessed sedentary behavior in older women. *JAMA* Dec 18 2013;310:2562-2563.
8. Bogaerts A, Delecluse C, Boonen S, Claessens AL, Milisen K, Verschueren SM. Changes in balance, functional performance and fall risk following whole body vibration training and vitamin D supplementation in institutionalized elderly women. A 6 month randomized controlled trial. *Gait Posture* Mar 2011;33:466-472.
9. Cardinale M, Rittweger J. Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: fact or fiction? *J Br Menopause Soc* Mar 2006;12:12-18.
10. Gomez-Cabello A, Ara I, Gonzalez-Aguero A, Casajus JA, Vicente-Rodriguez G. Effects of training on bone mass in older adults: a systematic review. *Sports Med* Apr 1 2012;42:301-325.
11. Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, et al. Effect of 8-month vertical whole body vibration on bone, muscle performance, and body balance: a randomized controlled study. *J Bone Miner Res* May 2003;18:876-884.
12. Verschueren SM, Roelants M, Delecluse C, Swinnen S, Verschueren D, Boonen S. 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* Mar 2004;19:352-359.
13. Lau RW, Liao LR, Yu F, Teo T, Chung RC, Pang MY. 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* Nov 2011;25:975-988.
14. Sitja-Rabert M, Rigau D, Fort Vanmeergheaghe A, Romero-Rodriguez D, Bonastre Subirana M, Bonfill X. Efficacy of whole body vibration exercise in older people: a systematic review. *Disabil Rehabil* 2012;34:883-893.
15. Slatkowska L, Alibhai SM, Beyene J, Cheung AM. Effect of whole-body vibration on BMD: a systematic review and meta-analysis. *Osteoporos Int* Dec 2010;21:1969-1980.
16. Gusi N, Raimundo A, Leal A. Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disord* 2006;7:92.
17. von Stengel S, Kemmler W, Engelke K, Kalender WA. Effects of whole body vibration on bone mineral density and falls: results of the randomized controlled ELVIS study with postmenopausal women. *Osteoporos Int* Jan 2011;22:317-325.
18. Rubin C, Recker R, Cullen D, Ryaby J, McCabe J, McLeod K. Prevention of postmenopausal bone loss by a low-magnitude, high-frequency mechanical stimuli: a clinical trial assessing compliance, efficacy, and safety. *J Bone Miner Res* Mar 2004;19:343-351.
19. Norman K, Stobaus N, Gonzalez MC, Schulzke JD, Pirlich M. Hand grip strength: outcome predictor and marker of nutritional status. *Clin Nutr* Apr 2011;30:135-142.
20. Maggio M, Lauretani F, De Vita F, et al. Multiple Hormonal Dysregulation as Determinant of low Physical Performance and Mobility in older Persons. *Curr Pharm Des* Sep 18 2013.
21. Cheung CL, Tan KC, Bow CH, Soong CS, Loong CH, Kung AW. Low handgrip strength is a predictor of osteoporotic fractures: cross-sectional and prospective evidence from the Hong Kong Osteoporosis Study. *Age (Dordr)* Oct 2012;34:1239-1248.
22. Shin H, Liu PY, Panton LB, Illich JZ. Physical Performance in Relation to Body Composition and Bone Mineral Density in Healthy, Overweight, and Obese Postmenopausal Women. *J Geriatr Phys Ther* May 16 2013.
23. Costa EL, Bastos Filho PS, Moura Mde S, Sousa TS, Lemos A, Pedrosa MA. [Effects of a group exercise program on handgrip strength of elderly women with low bone mass]. *Arg Bras Endocrinol Metabol* Jul 2012;56:313-318.
24. Kim SW, Lee HA, Cho EH. Low handgrip strength is associated with low bone mineral density and fragility fractures in postmenopausal healthy Korean women. *J Korean Med Sci* Jul 2012;27:744-747.
25. Marin RV, Pedrosa MA, Moreira-Pfrimer LD, Matsudo SM, Lazaretti-Castro M. Association between lean mass and handgrip strength with bone mineral density in physically active postmenopausal women. *J Clin Densitom* Jan-Mar 2010;13:96-101.
26. Bompa T. *Periodization: Theory and Methodology of Training*. 4th ed; Illinois: Human Kinetics; 1999.
27. Ruiz-Ruiz J, Mesa JL, Gutierrez A, Castillo MJ. Hand size influences optimal grip span in women but not in men. *J Hand Surg Am* Sep 2002;27:897-901.
28. Payette H, Hanusaik N, Boutier V, Morais JA, Gray-Donald K. Muscle strength and functional mobility in relation to lean body mass in free-living frail elderly women. *Eur J Clin Nutr* Jan 1998;52:45-53.
29. Report of a WHO Study Group. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. *World Health Organ Tech Rep Ser* 1994;843:1-129.
30. Gomez-Cabello A, Gonzalez-Aguero A, Morales S, Ara I, Casajus JA, Vicente-Rodriguez G. Effects of a short-term whole body vibration intervention on bone mass and structure in elderly people. *J Sci Med Sport* May 24 2013.
31. Ruan XY, Jin FY, Liu YL, Peng ZL, Sun YG. Effects of vibration therapy on bone mineral density in postmenopausal women with osteoporosis. *Chin Med J (Engl)* Jul 5 2008;121:1155-1158.
32. Slatkowska L, Alibhai SM, Beyene J, Hu H, Demaras A, Cheung AM. Effect of 12 months of whole-body vibration therapy on bone density and structure in postmenopausal women: a randomized trial. *Ann Intern Med* Nov 15 2011;155:668-679, W205.
33. Von Stengel S, Kemmler W, Bebenek M, Engelke K, Kalender WA. Effects of whole-body vibration training on different devices on bone mineral density. *Med Sci Sports Exerc* Jun 2011;43:1071-1079.
34. Kassem M, Marie PJ. Senescence-associated intrinsic mechanisms of osteoblast dysfunctions. *Aging Cell* Apr 2011;10:191-197.
35. Rikkonen T, Sirola J, Salovaara K, et al. Muscle strength and body composition are clinical indicators of osteoporosis. *Calcif Tissue Int* Aug 2012;91:131-138.
36. Foley KT, Owings TM, Pavol MJ, Grabiner MD. Maximum grip strength is not related to bone mineral density of the proximal femur in older adults. *Calcif Tissue Int* Apr 1999;64:291-294.

*Compendio de trabajos publicados durante la fase de investigación de
doctorado para optar al grado de Doctor en Ciencias de la Actividad
Física y del Deporte relacionados con la Tesis Doctoral*

Marín PJ, Santos-Lozano A, **Santin-Medeiros F**, Delecluse C, Garatachea N. A comparison of training intensity between whole-body vibration and conventional squat exercise. *Journal of Electromyography and kinesiology*. Factor de Impacto: 2.264



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Electromyography and Kinesiology

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jelekin

A comparison of training intensity between whole-body vibration and conventional squat exercise

Pedro J. Marín ^{a,b,*}, Alejandro Santos-Lozano ^c, Fernanda Santin-Medeiros ^c, Christophe Delecluse ^d, Nuria Garatachea ^c

^a Laboratory of Physiology, European University Miguel de Cervantes, Valladolid, Spain

^b Research Center on Physical Disability, ASPAYM Castilla y León, Spain

^c Institute of Biomedicine (IBIOMED), University of León, León, Spain

^d Department of Biomedical Kinesiology, Faculty of Kinesiology and Rehabilitation Sciences, Katholieke Universiteit Leuven, Belgium

ARTICLE INFO

Article history:

Received 23 September 2010

Received in revised form 2 December 2010

Accepted 28 December 2010

Keywords:

EMG

Lumbar activity

Acceleration

Perceived exertion

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate surface electromyographic activity (sEMG) and rate of perceived exertion (RPE) during semi-squat exercise on vibration platform compared with semi-squat exercise performed on a Smith machine. Twenty-three recreationally active students (15 males and 8 females) were exposed to six different loads in one of both exercise modes: vibration or Smith machine. The subject performed a squat in six experimental conditions; the load differed per experimental condition. For each subject the exercise mode ($n = 2$) and the different loads per mode ($n = 6$) were assigned in a random order to check the influence of vibration magnitude (acceleration: $m s^{-2}$) as well as weight (kg) on sEMG and RPE. Two-way ANOVA for RPE, lumbar and lower-body sEMG revealed a significant weight main effect ($P < 0.01$) and a significant acceleration main effect ($P < 0.01$). The results from this study demonstrate that the training stimulus resulting from an isometric semi-squat exercise on a vibration platform (acceleration: from 12 to 89 $m s^{-2}$) is similar to the training stimulus of an isometric semi-squat exercise on Smith machine (weight: from 20 to 70 kg) according to lower-body sEMG and RPE. However, the impact of semi-squat on vibration platform exercise for lumbar muscle is relatively small compared with semi-squat on Smith machine.

Crown Copyright © 2011 Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

The squat is one of the most popular exercises to develop muscle strength of the lower limbs. The squat exercise can be performed in unloaded conditions, but to guarantee an optimal training intensity, squatting is mostly executed with an additional load by means of free weights, cable machine, Smith machine, vibration platform, etc. The variation in training stimulus during squat exercise that was performed in different conditions or on specific devices has been studied by several authors (McCurdy et al., 2010; Roelants et al., 2006; Schwanbeck et al., 2009). Anderson and Behm (2005) compared surface electromyographic activity (sEMG) of the soleus, vastus lateralis, biceps femoris, abdominal stabilizers, upper lumbar erector spinae, and lumbosacral erector spinae muscles during squat exercises using free weights and the Smith machine. They found that sEMG of the trunk musculature was the highest ($P < 0.05$) during the free weight

squat; however, sEMG of the vastus lateralis was the highest during the Smith machine squats.

Recently, there has been a growing interest in the training effects of squat exercise executed on a vibrating platform. This method is called 'whole-body vibration' (WBV) and is considered to be beneficial in training (Delecluse et al., 2003; Marin and Rhea, 2010a,b; Petit et al., 2010) and rehabilitation (Bogaerts et al., 2009; Machado et al., 2010; Totosy de Zepetnek et al., 2009). Earlier research indicated that direct mechanical vibrations applied to the muscle belly elicit reflex muscle contractions, resulting into a 'tonic vibration reflex' (TVR), mediated by mono- and poly-synaptic pathways (Gillies et al., 1971a,b; Kossev et al., 2001). Muscle spindle la reflexes have been indicated as the major determinant of this vibration-induced neuromuscular activation leading to the TVR (Burke and Gandevia, 1995). In contrast to these direct vibrations, WBV-exercise consists mainly of squat exercises performed on a vibration platform that evokes a mechanical oscillation. The up-and downward acceleration of the platform depends on the amplitude (mm) and the frequency (Hz) of the oscillation. The training stimulus during WBV is determined by the magnitude of the acceleration (Marin and Rhea, 2010a,b; Petit et al., 2010). Considering the numerous possible combinations of amplitude and frequency

* Corresponding author at: Laboratory of Physiology, European University Miguel de Cervantes, C/Padre Julio Chevalier 2, 47012 Valladolid, Spain. Tel.: +34 983 228508; fax: +34 983 278958.

E-mail address: pjmarin@uemc.es (P.J. Marín).

with the current technology, there is a need for scientific studies that analyze the responses during vibration exercise to elicit adequate responses and to achieve optimal training effects.

One study analyzed differences in leg muscle activity within a variation of squat exercises performed on a vibrating platform (Roelants et al., 2006). The authors concluded that WBV (frequency of 35 Hz and amplitude of 2.5 mm) resulted in an activation of the different leg muscles to a magnitude that varied between 12.6% and 82.4% of maximal voluntary contraction.

Research findings indicate that squat exercises, performed on a vibrating platform, increase the strength of the leg extensors to a similar extent as can be realized by means of conventional resistance exercise at moderate intensity (Delecluse et al., 2003). However to develop a structured training methodology by means of progressive loading through WBV, we need to understand how the magnitude of acceleration ($m s^{-2}$) impacts on muscle activation and to compare this with the training stimulus of squat exercise through traditional loading (kg). To the best of our knowledge, no study has compared neuromuscular effect of vibration exercise versus conventional resistance exercise at different loads. The aim of this study was to investigate muscle activation and rate of perceived exertion (RPE) during semi-squat exercise on vibration platform compared with semi-squat exercise performed on a Smith machine.

2. Methods

2.1. Subjects

Twenty-three recreationally active students (15 males and 8 females). The subjects' mean ($\pm SD$) age, height, and weight were 24.3 ± 2.3 years; 174.5 ± 8.3 cm; and 69.9 ± 8.1 kg, respectively. Exclusion criteria were diabetes, epilepsy, gallstones, kidney stones, cardiovascular diseases, joint implants, recent thrombosis, as well as any musculoskeletal problems that could affect performance. Prior to data collection subjects were informed of the requirements associated with participation and provided written informed consent. Moreover, subjects were not allowed to change their sleeping, eating, or drinking habits throughout the duration of their participation to the study. The research project was conducted according to the Declaration of Helsinki and it was approved by the University Review Board for research involving human subjects.

2.2. Exercise protocol

Each participant attended two laboratory test sessions. Initially, the skin of the subject was prepared and sEMG electrodes were placed. Before testing, all subjects performed a standardized warm-up, consisting of a 5-min walking at $6 km h^{-1}$. After that, subjects were exposed to six different loads in one of both exercise modes: vibration (Fitvibe, GymnaUniphy NV, Bilzen, Belgium) or Smith machine (Nautilus NT 1800; Nautilus, Inc., Vancouver, WA, USA). In the vibration mode the training load is quantified by means of the acceleration of the platform ($m s^{-2}$). On the Smith machine the different loads are determined by the weight (kg) that rests on the subject's shoulders. The subject performed a squat in six experimental conditions; the load differed per experimental condition. For each subject the exercise mode ($n = 2$) and the different loads per mode ($n = 6$) were assigned in a random order to check the influence of vibration magnitude (acceleration: $m s^{-2}$) as well as weight (kg) on sEMG and RPE. Load of each experimental condition is presented in Table 1. Each experimental condition lasted 15s, with 60s of rest between each condition. The vibration and weight exercises were performed with the subjects standing with their feet, separated to shoulder-width, on the vibration platform or on the floor, respectively. The knee angle was pre-set at 30°

Table 1
Parameters for each exercise mode.

Vibration exercise		Weight exercise	
Frequency (Hz)	Amplitude	Acceleration ($m s^{-2}$)	Weight (kg)
25	Low	12.5	20
35	Low	20.2	30
45	Low	30.9	40
25	High	36.3	50
35	High	60.1	60
45	High	88.4	70

High amplitude (3.1 mm [peak to peak]); low amplitude (1.0 mm [peak to peak]).

flexion. All subjects were asked to wear athletic shoes. All exercises were performed with a bar resting across the upper trapezius muscle. In the case of vibration exercise, an unloaded bar was used to maintain the same position during both exercises modes.

The vertical component of the acceleration of vibration platform was measured by means of an accelerometer in accordance with ISO2954, (Vibration meter, VT-6360, Hong Kong, China).

2.3. Surface electromyographic activity (sEMG)

Muscle activity of the vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), biceps femoris long head (BF), medial gastrocnemius (MG), and lumbar paravertebral (LP) muscles were measured using sEMG. One set (two measuring electrodes and a reference electrode) of surface electrodes (Ag/AgCl, Skintact, Austria) was placed longitudinally to the muscle fibers direction approximately half-way from the motor point area to the distal part of the muscle. An inter-electrode distance of 2 cm was maintained. The reference electrode was placed in a neutral area away from the measuring electrodes. Before electrode placement, the area was cleaned with isopropyl alcohol, shaved and abraded in order to reduce skin impedance until it was lower than $5 k\Omega$ (De Luca, 1997).

The surface electrodes were connected to a 14-bit AD converter (ME6000 Biomonitor, Mega Electronics, Kuopio, Finland). Raw EMG signals were pre-amplified close to the electrodes (gain of 375, in the bandwidth of 8–500 Hz) and sampled at 2000 Hz before being stored in a memory card (compact flash memory, 256 MB). On the basis of the frequency analysis, a band width of ± 0.8 Hz around each harmonic was excluded from the root-mean-square calculation (Abercromby et al., 2007). sEMG data analysis was performed across the use of specific software (MegaWin V 2.21, Mega Electronics, Kuopio, Finland). The middle 10 s of the exercise (from 2.5 s to 12.5 s) were chosen for data analysis. sEMG raw data was averaged by root mean square in order to obtain averaged amplitude of the sEMG signal. The sEMG values were compared with equivalent baseline during unloaded squatting (no vibration and no weight), normalization relative to maximal voluntary contractions was unnecessary (Abercromby et al., 2007; Marin et al., 2009). Lower-body sEMG were calculated as the mean sEMG of VM, VL, BF, and MG.

2.4. Rating of perceived exertion (RPE)

The OMNI-RES perceived exertion scale was verbally anchored (Robertson et al., 2003). OMNI-RES consists of 10 reporting options between 1 (extremely easy) to 10 (extremely hard). One week before the testing session, subjects attended two familiarization sessions, one for vibration exercises and one for weight exercises. Each subject was read a set of scale-specific instructions for the use of the OMNI-RES scale. For vibration exercises, participants were instructed to assign a rating of 1 to any perceptions of exertion that were less than those experienced during the semi-squat position (knee angle at 30° flexion; without vibration) and a rating of 10 was associated with semi-squat position at the maximum vibration

limit of the vibration platform (60 Hz, high amplitude 3.1 ± 0.3 mm [peak to peak]). For weight exercise, participants were instructed according to Robertson et al. (2003).

3. Experimental procedure

To investigate the difference in muscle activation and RPE between a semi-squat exercise performed on a vibration platform or on a Smith machine, a randomized, crossover experimental design was used for this study. Each subject participated for four days in this study (two familiarization sessions and two test sessions). To reduce the impact of nocturnal changes on performance, testing of the individual subjects was standardized to approximately the same time of day.

3.1. Statistical analysis

Data were analyzed using SPSS software (Version 15.0 for Windows, Chicago, IL). All data were first examined visually and statistically for normality of distribution. Values are presented as means \pm standard deviation (SD). Significance level was set at $P \leq 0.05$.

A two-way ANOVA (exercise load by exercise mode) was performed to assess significant main effects and interactions on muscular activation lumbar and lower-body sEMG, and the RPE. A Bonferroni post hoc test was used in all pairwise comparisons when a significant result was found.

Agreement between exercise load (weight or acceleration), RPE, lower body and lumbar sEMG was quantified by the Pearson correlation coefficient.

Linear regression analyses were used to study the relationship between lumbar or lower-body sEMG and exercise load (weight or acceleration). The slope of a linear regression line was used to calculate the rate of change in lumbar or lower-body sEMG when exercise load changed.

4. Results

Mean values \pm SD of RPE are given in Table 2 for each load exercise. The results of the two-way ANOVA for RPE revealed a significant exercise load main effect ($F_5, 110 = 75.43, P < 0.01$) and a significant interaction effect ($F_5, 110 = 68.21, P < 0.01$). The results for lumbar and lower-body sEMG are displayed in Fig. 1A and B.

Tables 3 and 4 display the correlation coefficients between the independent variables corresponding to weight and vibration exercises, respectively. A strong positive relationship was elicited between the training load (weight or acceleration) on the one hand and the muscle activation (lumbar sEMG, lower-body sEMG) and RPE on the other hand ($P \leq 0.01$). All correlation coefficients were higher than 0.70.

Lower-body sEMG (Fig. 2A) and lumbar sEMG (Fig. 2B) were modeled as a linear function of training load (weight or acceleration). The statistical significance ($P < 0.01$) of the linear regression parameters was noted. The regression line (Fig. 2A) between lower-body sEMG and training load for weight (or acceleration) conditions has an intercept of 8.18 kg (-4.55 m s $^{-2}$), and a slope of 0.35 (0.42). The regression line (Fig. 2B) between lumbar sEMG and exercise load for weight (or acceleration) conditions has an intercept of 17.89 kg (-4.07 m s $^{-2}$), and a slope of 0.20 (0.94), respectively.

Linear regressions between lower body and lumbar sEMG is displayed in Fig. 3 for both exercise modes.

5. Discussion

To the best of our knowledge, this is the first study that analyzed muscle activation and rate of perceived exertion during squat

Table 2
Rating of perceived exertion (RPE) at each experimental condition.

	RPE
	Mean SD
<i>Weight (kg)</i>	
20	1.5 ± 0.8
30	$2.7 \pm 1.1^*$
40	$4.0 \pm 1.7^*$
50	$4.8 \pm 2.1^{*,\#}$
60	$5.3 \pm 2.2^{*,\#,\&}$
70	$6.2 \pm 2.3^{*,\#,\&}$
<i>Acceleration (m s$^{-2}$)</i>	
12.5	1.5 ± 1.1
20.2	$2.4 \pm 1.6^*$
30.9	$3.3 \pm 1.8^*$
36.3	$3.8 \pm 1.6^{*,\#,\&}$
60.1	$5.5 \pm 1.9^{*,\#,\&,\ }$
88.4	$6.4 \pm 1.9^{*,\#,\&,\ }$

* $P < 0.01$ significantly different for 20 kg weight exercise or 12.5 m s $^{-2}$ vibration exercise.

$P < 0.01$ significantly different for 30 kg weight exercise or 20.2 m s $^{-2}$ vibration exercise.

& $P < 0.01$ significantly different for 40 kg weight exercise or 30.9 m s $^{-2}$ vibration exercise.

|| $P < 0.01$ significantly different for 50 kg weight exercise or 36.3 m s $^{-2}$ vibration exercise.

exercise on vibration platform (acceleration; m s $^{-2}$) compared with Smith machine (weight; kg). The primary finding of the present study is that an increase of acceleration by 1 m s $^{-2}$ applied by the vibration platform results in increases of lower-body sEMG (mean sEMG of VM, VL, BF and MG) of 0.42% , and 1 kg of additional weight on the Smith machine increases lower-body sEMG on average by 0.36% . In other words, the training loads on the Smith machine and vertical vibration platform are proportionally related to each other with a ratio of $1/0.86$. This means that in this group of recreationally active students the lower-body sEMG during a semi-squat on a vibration platform with an acceleration of 60 m s $^{-2}$ almost equals the lower-body sEMG during a semi-squat on a Smith machine with 70 kg load.

A direct relationship between the intensity of exercise by weights and the percentage of maximal sEMG has been previously established (Adams et al., 1992; Clark et al., 2002). The results of this study confirm that the magnitude of vibrations (acceleration) has a clear positive correlation on lower body and lumbar muscle activation, as previously reported by Hazell et al. (2007).

Schwanbeck et al. (2009) have reported a 43% higher muscle activation during the free weight squat compared to the Smith machine squat. Activation of the knee extensors and flexors and ankle plantar flexors were higher during free weight squat, whereas activation of the trunk stabilizers was similar across the two exercises. However, prior to this investigation, no study had attempted to compare between lumbar muscle activity during a semi-squat on a vibration platform and on a Smith machine. The data from this investigation indicate that there are remarkable differences in lumbar muscle activity between both exercise modes at similar lower-body sEMG (Fig. 3). The data in Fig. 3 clearly indicate that a squat work-out that activates the lower body to the same extent on a vibration platform and on a Smith machine results in much lower activation the lumbar muscle using in the vibration condition.

At the moment, the mechanisms by which vibration acutely increases neuromuscular activity are still poorly understood. There are a few theories on how vibration stimuli can have effect on the neuromuscular system (Luo et al., 2005), such as a stimulation of Ia-afferents via spindle, resulting in facilitating homonymous α -motor neurons, and the possible effects of vibration on the thixotropic properties of skeletal muscle and muscles spindles (Prosko et al., 1993). Mechanical vibration of muscle induces a reflex,

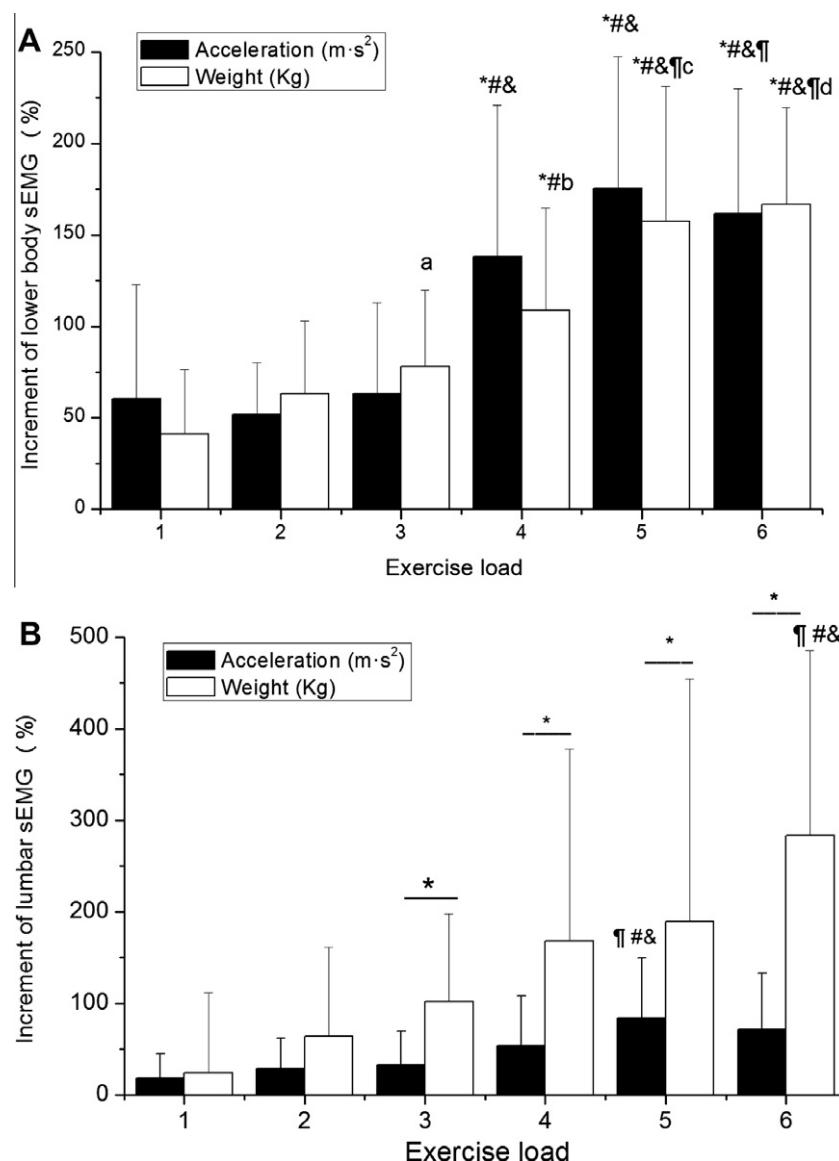


Fig. 1. Surface electromyography (sEMG) activity at each experimental condition. * $P < 0.01$ significantly different for 20 kg weight exercise or $12.5 m \cdot s^{-2}$ vibration exercise. # $P < 0.01$ significantly different for 30 kg weight exercise or $20.2 m \cdot s^{-2}$ vibration exercise. & $P < 0.01$ significantly different for 40 kg weight exercise or $30.9 m \cdot s^{-2}$ vibration exercise. ¶ $P < 0.01$ significantly different for 50 kg weight exercise or $36.3 m \cdot s^{-2}$ vibration exercise. ^ $P < 0.05$ significantly different for $30 m \cdot s^{-2}$. ^b $P < 0.05$ significantly different for $36.3 m \cdot s^{-2}$. ^c $P < 0.05$ significantly different for $60.1 m \cdot s^{-2}$. ^d $P < 0.05$ significantly different for $88.4 m \cdot s^{-2}$. A: lower-body sEMG; B: lumbar sEMG.

Table 3

Pearson correlation coefficients among independent variables. Analyses were performed on data pooled from all weight conditions imposed. Rating of perceived exertion (RPE) and surface electromyography (sEMG) activity.

	RPE	Increment of lumbar sEMG (%)	Increment of lower body sEMG (%)
Weight	0.97*	0.97*	0.96*
RPE		0.93*	0.89*
Increment of lumbar sEMG (%)			0.92*

* $P < 0.01$.

contraction (TVR) (Mileva et al., 2006). However, it has not clearly been demonstrated during WBV. On the other hand, vibration during exercise is thought to result in short-duration, small and rapid changes in the length of the muscle–tendon complex, in a fashion similar to simulated hypergravity. Several authors have demonstrated the RPE to be an effective method of qualifying resistance training (Day et al., 2004; Dishman et al., 1991; Gearhart et al., 2009). Duncan et al. (2006) reported that there were uniform

Table 4

Pearson correlation coefficients among independent variables. Analyses were performed on data pooled from all vibration conditions imposed. Rating of perceived exertion (RPE) and surface electromyography (sEMG) activity.

	RPE	Increment of lumbar sEMG (%)	Increment of lower-body sEMG (%)
Acceleration	0.95*	0.75*	0.70*
RPE		0.87*	0.79*
Increment of lumbar sEMG (%)			0.93*

* $P < 0.01$.

increases in RPE and sEMG in response to increases in resistance exercise intensity from 30% to 60% to 90% of 1RM during a leg extension exercise. In the same sense, Lagally et al. (2002) indicated that monitoring RPE may be a useful technique for regulating resistance exercise intensity. According to our data, the magnitude of the correlations was very high for correlations between RPE, lower body sEMG and acceleration (Table 3), as well as RPE, lower body sEMG and weight (Table 4). In this sense, the results from this

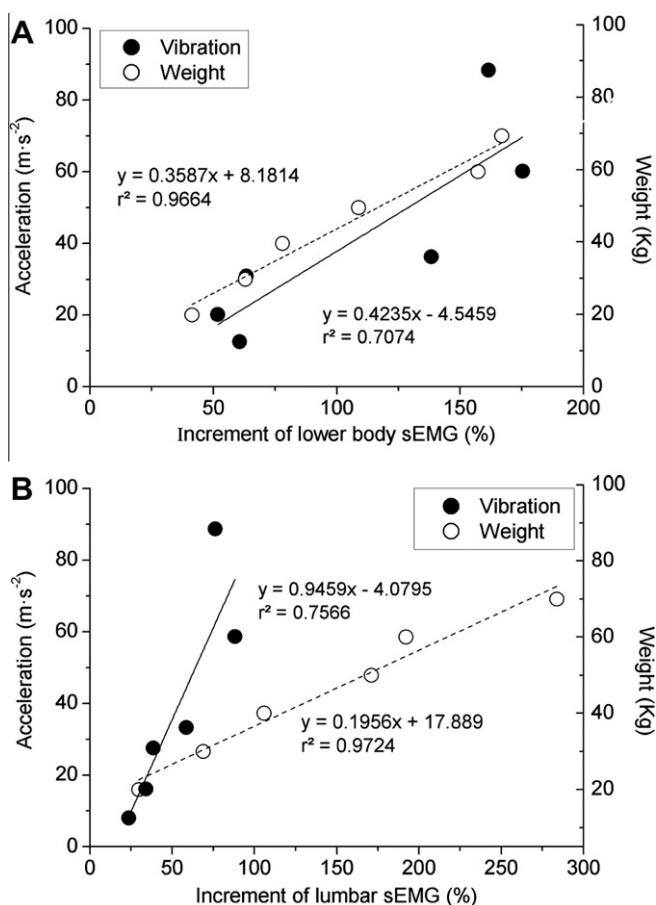


Fig. 2. Linear regression of external load versus surface electromyography activity (sEMG). Analyses were performed on separated data pooled from all two exercise modes imposed (external load of vibration exercises is acceleration (m s^{-2}) (●); external load for weight exercises is kilogram (kg) (○)). A: lower-body sEMG; B: lumbar sEMG.

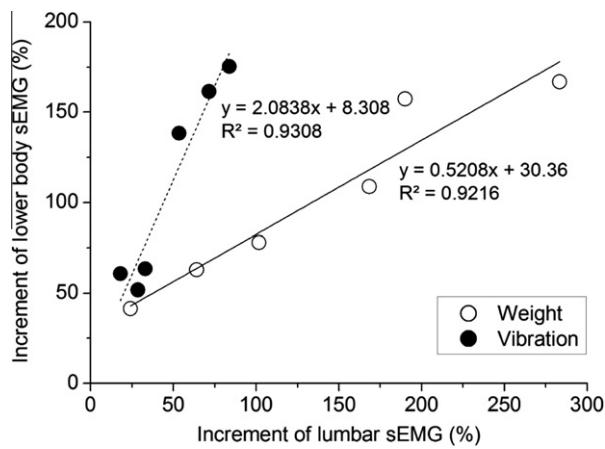


Fig. 3. Linear regression of lower body versus lumbar surface electromyography activity (sEMG). Analyses were performed on separated data pooled from all two exercise modes imposed (vibration exercise: ●; weight exercise: ○).

study suggest that using the RPE method after a vibration exercise would allow fitness professionals to assess the intensity levels that correspond to the level of the vibratory program.

In conclusion, the results from this study demonstrate that in young, recreationally active, adults the training stimulus resulting from an isometric semi-squat exercise on a vibration platform (acceleration: from 12 to 89 m s^{-2}) is similar to the training stim-

ulus of an isometric semi-squat exercise on Smith machine (weight: from 20 to 70 kg) according to lower body sEMG and RPE. However, the impact of semi-squat on vibration platform exercise for lumbar muscle is relatively small compared with semi-squat on Smith machine. In addition, this study suggests that RPE method after a WBV exercise would allow the trainer to assess the intensity levels that correspond to the level of the vibratory program in healthy subjects.

These data suggest that for progression in training, exercise professionals can increase the training load by altering several variables, such as weight by means of kg in Smith machine or acceleration as a result of frequency and amplitude on vibration platform. Moreover, the vibration exercise could be a good strategy to train lower body muscles without an overload for lumbar muscle. Data also suggest that RPE method after a WBV exercise would allow trainer/therapist to assess the exercise loads that correspond to the level of the vibratory program in healthy subject.

Conflict of interest statement

None declared.

Acknowledgements

The authors thank the participants for their excellent cooperation.

References

- Abercromby AF, Amonette WE, Layne CS, McFarlin BK, Hinman MR, Paloski WH. Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39(9):1642–50.
- Adams GR, Duvoisin MR, Dudley GA. Magnetic resonance imaging and electromyography as indexes of muscle function. *J Appl Physiol* 1992;73(4):1578–83.
- Anderson K, Behm DG. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Can J Appl Physiol* 2005;30(1):33–45.
- Bogaerts AC, Delecluse C, Claessens AL, Troosters T, Boonen S, Verschueren SM. Effects of whole body vibration training on cardiorespiratory fitness and muscle strength in older individuals (a 1-year randomised controlled trial). *Age Ageing* 2009;38(4):448–54.
- Burke D, Gandevia SC. The human muscle spindle and its fusimotor control. New York: Plenum Press; 1995.
- Clark BC, Manini TM, Mayer JM, Ploutz-Snyder LL, Graves JE. Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83(11):1547–52.
- Day ML, McGuigan MR, Brice G, Foster C. Monitoring exercise intensity during resistance training using the session RPE scale. *J Strength Cond Res* 2004;18(2):353–8.
- De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997;13(1):135–63.
- Delecluse C, Roelants M, Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(6):1033–41.
- Dishman RK, Graham RE, Holly RG, Tieman JG. Estimates of Type A behavior do not predict perceived exertion during graded exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1991;23(11):1276–82.
- Duncan MJ, Al-Nakeeb Y, Scurr J. Perceived exertion is related to muscle activity during leg extension exercise. *Res Sports Med* 2006;14(3):179–89.
- Gearhart Jr RF, Lagally KM, Riechman SE, Andrews RD, Robertson RJ. Strength tracking using the OMNI resistance exercise scale in older men and women. *J Strength Cond Res* 2009;23(3):1011–5.
- Gillies JD, Burke DJ, Lance JW. Supraspinal control of tonic vibration reflex. *J Neurophysiol* 1971a;34(2):302–9.
- Gillies JD, Burke DJ, Lance JW. The supraspinal control of the tonic vibration reflex. *Proc Aust Assoc Neurol* 1971b;8:143–6.
- Hazell TJ, Jakobi JM, Kenno KA. The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Appl Physiol Nutr Metab* 2007;32(6):1156–63.
- Kossev A, Siggelkow S, Kapels H, Dengler R, Rollnik JD. Crossed effects of muscle vibration on motor-evoked potentials. *Clin Neurophysiol* 2001;112(3):453–6.
- Lagally KM, Robertson RJ, Gallagher KI, Goss FL, Jakicic JM, Lephart SM, et al. Perceived exertion, electromyography, and blood lactate during acute bouts of resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34(3):552–9 [discussion 560].
- Luo J, McNamara B, Moran K. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Med* 2005;1(35):23–41.

- Machado A, García-López D, González-Gallego J, Garatachea N. Whole-body vibration training increases muscle strength and mass in older women: a randomized-controlled trial. *Scand J Med Sci Sports* 2010;20(2):200–7.
- Marín PJ, Bunker D, Rhea MR, Ayllón FN. Neuromuscular activity during whole-body vibration of different amplitudes and footwear conditions: implications for prescription of vibratory stimulation. *J Strength Cond Res* 2009;23(8):2311–6.
- Marin PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. *J Strength Cond Res* 2010a;24(3):871–8.
- Marin PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle strength: a meta-analysis. *J Strength Cond Res* 2010b;24(2):548–56.
- McCurdy K, O'Kelley E, Kutz M, Langford G, Ernest J, Torres M. Comparison of lower extremity EMG between the 2-leg squat and modified single-leg squat in female athletes. *J Sport Rehabil* 2010;19(1):57–70.
- Mileva KN, Naleem AA, Biswas SK, Marwood S, Bowtell JL. Acute effects of a vibration-like stimulus during knee extension exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2006;38(7):1317–28.
- Petit PD, Pensini M, Tessaro J, Desnuelle C, Legros P, Colson SS. Optimal whole-body vibration settings for muscle strength and power enhancement in human knee extensors. *J Electromyogr Kinesiol* 2010.
- Proske U, Morgan DL, Gregory JE. Thixotropy in skeletal muscle and in muscle spindles: a review. *Prog Neurobiol* 1993;41(6):705–21.
- Robertson RJ, Goss FL, Rutkowski J, Lenz B, Dixon C, Timmer J, et al. Concurrent validation of the OMNI perceived exertion scale for resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(2):333–41.
- Roelants M, Verschueren SM, Delecluse C, Levin O, Stijnen V. Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *J Strength Cond Res* 2006;20(1):124–9.
- Schwanbeck S, Chilibeck PD, Binsted G. A comparison of free weight squat to Smith machine squat using electromyography. *J Strength Cond Res* 2009;23(9):2588–91.
- Totosy de Zepetnek JO, Giangregorio LM, Craven BC. Whole-body vibration as potential intervention for people with low bone mineral density and osteoporosis: a review. *J Rehabil Res Dev* 2009;46(4):529–42.



Pedro J. Marín completed a Ph.D. about vibration exercise at the European University of Madrid in Exercise Science in 2008. He has a BS in Exercise Science and also a BS in Physiotherapy. He has presented at national and international conferences. He has completed numerous studies in the area of vibration training, injury prevention, and overall fitness development. He has worked in personal training for many years. He has taught at A.T. Still University (USA). He teaches at the European University Miguel de Cervantes and continues his work in physical therapy and investigation at the Research Center on Physical Disability, ASPAYM. In addition, he has developed different patents in the areas of vibration training, as well as muscular development. His research interests include vibration training and injury prevention.



Alejandro Santos-Lozano received the degree in Primary Teacher Education as Physical Education Specialist in 2004, the degree in Physical Activity and Sport Science in 2010 and master degree in Innovation and Research in Science of Physical Activity and Sport in 2010 from the University of León, Spain. He is currently working on his Ph.D. investigating assessment tools for physical activity.



Fernanda Santin-Medeiros received a bachelor degree in Sport Sciences in 2005 from the University of Santa Catarina, Brazil. Thereafter she worked as a Pilates teacher in Brazil and Spain. She is currently working on her Ph.D. investigating acute and chronic effects of whole-body vibration exercise.



Christophe Delecluse, received his Ph.D. in Kinesiology in 1993 and works actually as full professor in the Department of Biomedical Kinesiology, Faculty of Kinesiology and Rehabilitation Sciences (K.U. Leuven, Belgium). His major research interest focuses on the effects of aging and exercise on muscle mass, muscle strength and neuromuscular performance. He has specific expertise in the field of interventions aiming for adaptations in force-velocity properties of skeletal muscle.



Nuria Garatachea received her Ph.D. in Physical Activity and Sports Sciences in 2002 from the University of León, León, Spain. She joined the University of León from 2004 to 2010 as Associate Professor, and currently is working at the Faculty of Health and Sport Science of the University of Zaragoza (Zaragoza, Spain) as Assistant Professor. Her major research interests are related to the physical activity and health as well as aging.

Santos-Lozano A, **Santin-Medeiros F**, Marín PJ, Hernández-Sánchez S, Garatachea Vallejo, N. Comparación entre la respuesta de la actividad muscular lumbar en plataforma vibratoria y en ejercicio clásico de squat isométrico en 30° y 60° (A comparison of the lumbar muscle activity response in 30° and 60° isometric squat between whole-body vibration and a classic exercise). *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*.

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

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

Alejandro Santos-Lozano, Fernanda Santin-Medeiros

Universidad de Zaragoza, Huesca, España

Pedro J. Marín

Sonsoles Hernández-Sánchez

Universidad Europea Miguel de Cervantes, Valladolid, España

Nuria Garatachea Vallejo

Universidad de Zaragoza, Huesca, España

Resumen

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

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

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

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

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

Abstract

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

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

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

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

Correspondencia/correspondence: Nuria Garatachea Vallejo

Facultad de Ciencias de la Salud y del Deporte, Departamento de fisioterapia y enfermería.
Universidad de Zaragoza, Ronda Misericordia 5. 22001

E-mail: nuria.garatachea@unizar.es

Introducción

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

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

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

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

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

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

Método

Participantes

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

Protocolo

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

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

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

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

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

Condición	Vibración		
	Frecuencia (Hz)	Amplitud	Aceleración ($m \cdot s^{-2}$)
1	25	Baja	12.5
2	35	Baja	20.2
3	45	Baja	30.9
4	25	Alta	36.3
5	35	Alta	60.1
6	45	Alta	88.4

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

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

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

Actividad electromiografía de superficie (sEMG)

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

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

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

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

Análisis estadísticos

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

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

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

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

Resultados

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

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

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

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

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

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

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

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

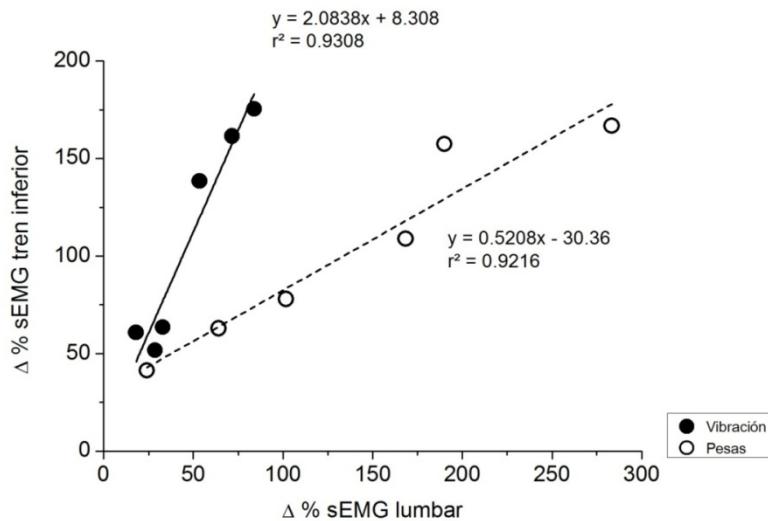


Figura 1. Regresión lineal entre el incremento de actividad muscular (sEMG) del tren inferior y el incremento de sEMG del paravertebral lumbar con un squat de 30° respecto de la posición de reposo.

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

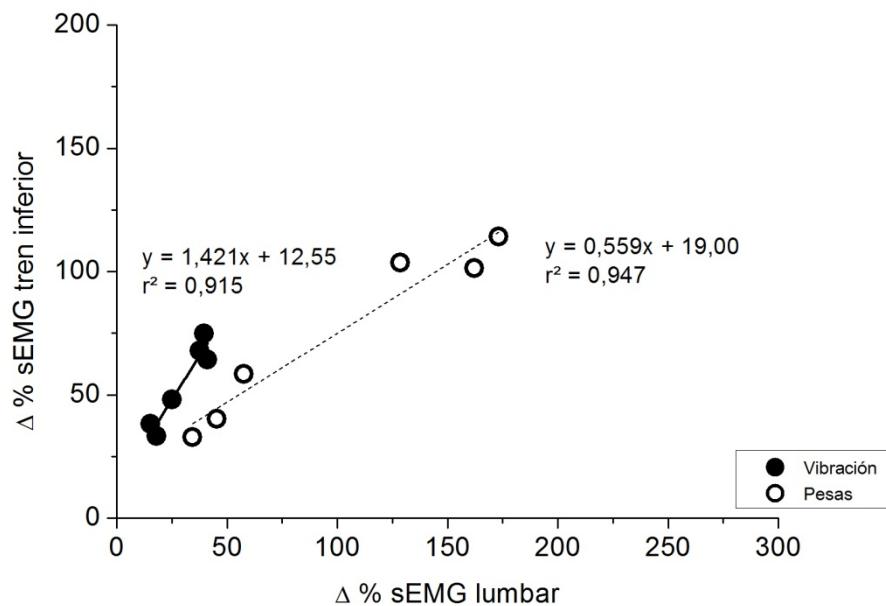


Figura 2. Regresión lineal entre el incremento de actividad muscular (sEMG) del tren inferior y el incremento de la actividad muscular (sEMG) del paravertebral lumbar con un squat de 60° respecto de la posición de reposo.

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

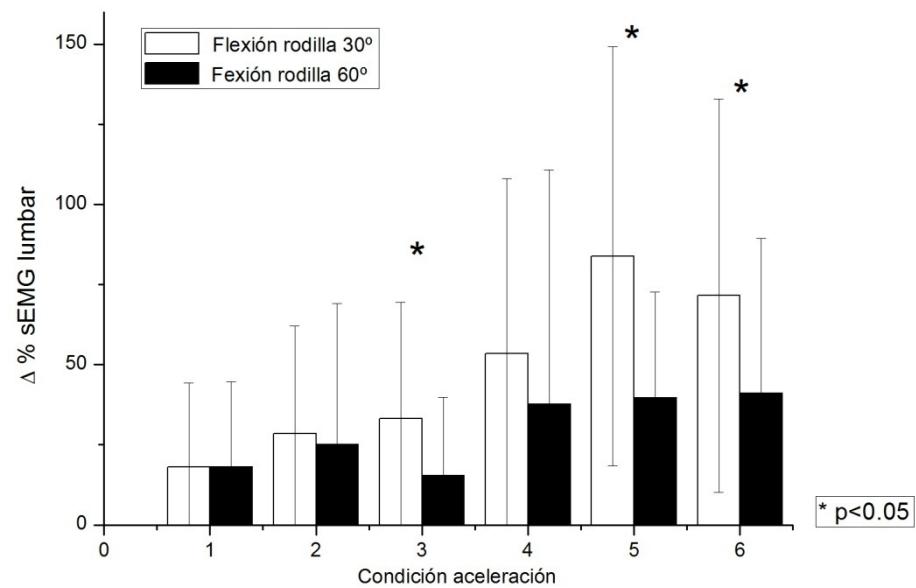


Figura 3. Comparación del incremento de actividad muscular (sEMG) del lumbar entre la misma aceleración con distinta flexión respecto de la posición de reposo.

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

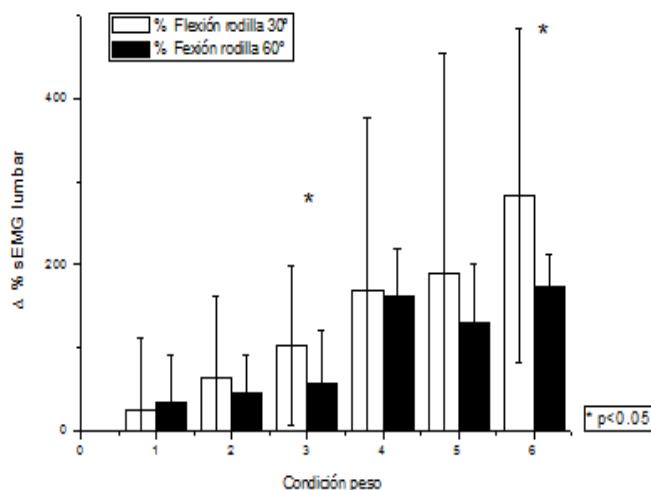


Figura 4. Comparación del incremento de actividad muscular (sEMG) del lumbar entre el mismo peso con distinta flexión respecto de la posición de reposo.

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

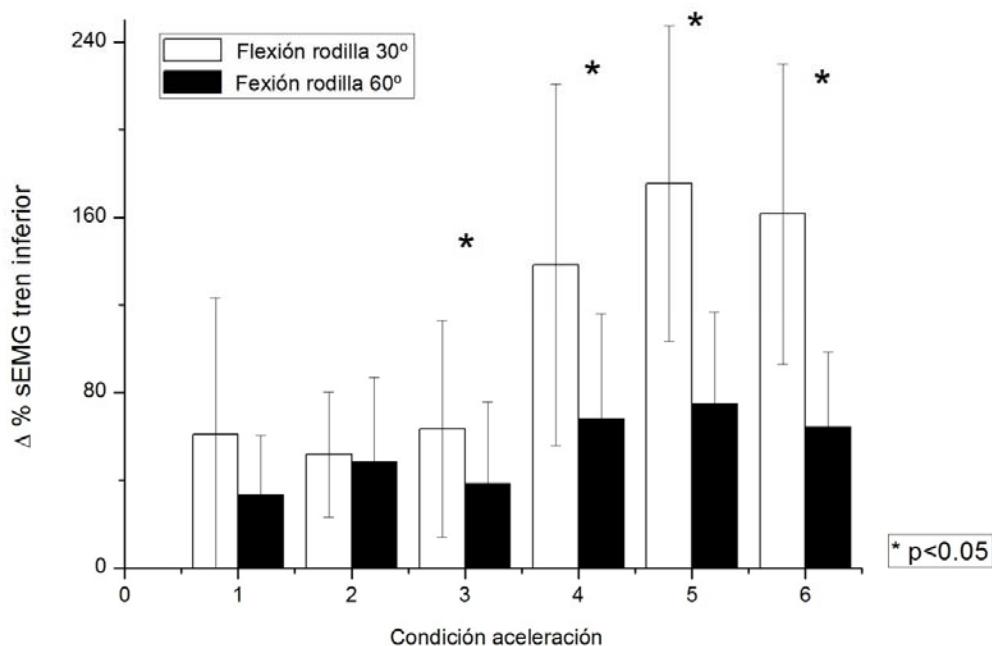


Figura 5. Comparación del incremento de actividad muscular (sEMG) del tren inferior entre la misma aceleración con distinta flexión respecto de la posición de reposo.

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

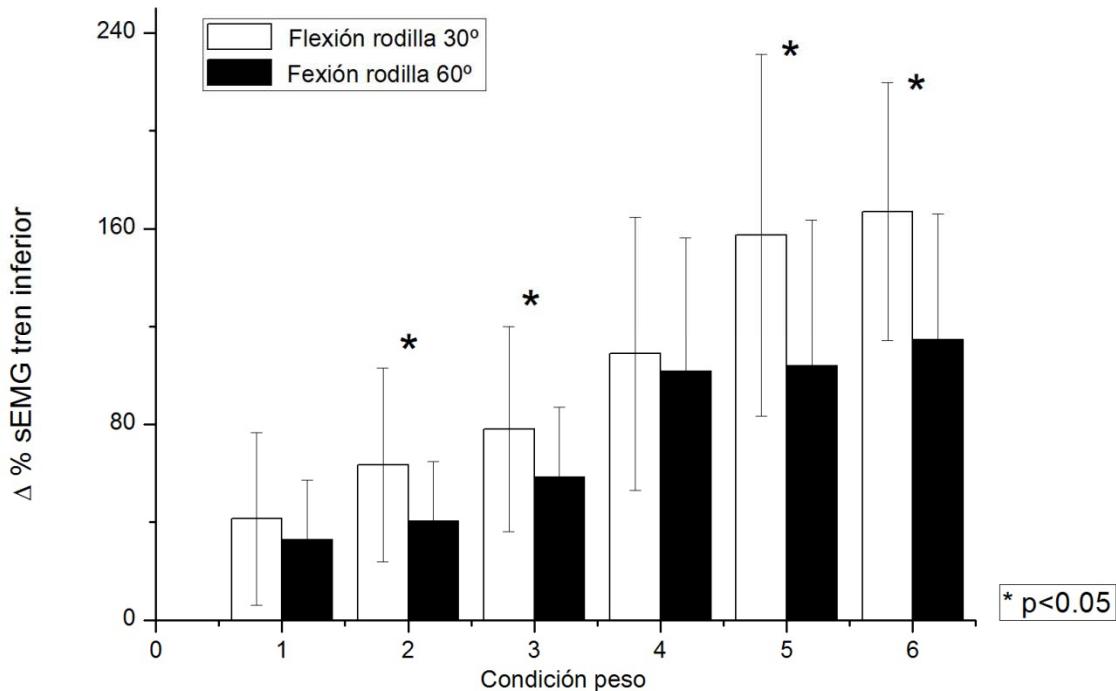


Figura 6. Comparación del incremento de actividad muscular (sEMG) del tren inferior entre el mismo peso con distinta flexión respecto de la posición de reposo.

Discusión

Existe un claro aumento de sEMG con el trabajo de plataforma vibratoria en relación a la sEMG en reposo (tabla1), como ya está definido previamente en la literatura (Cardinale y Lim, 2003; Hazell, Kenno, y Jakobi, 2010; Ritzmann, y col., 2010). Hazzel y col. (Hazell, Jakobi, y Kenno, 2007) determinan que existe una correlación positiva entre la aceleración y la sEMG del tren inferior y lumbar.

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

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

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

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

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

Conclusiones

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

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

Referencias

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

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

Santin-Medeiros F, Santos-Lozano A, Cristi-Montero C, Garatachea N. Effect of eight months of whole-body vibration training on quality of life in elderly women. *Research in Sports Medicine*. (Enviado y en proceso de revisión). Factor de Impacto: 1.425.



Effect of eight months of whole-body vibration training on quality of life in elderly women

Journal:	<i>Research in Sports Medicine</i>
Manuscript ID:	GSPM-2015-0052
Manuscript Type:	Original Research
Keywords:	exercise, aging, autonomy

SCHOLARONE™
Manuscripts

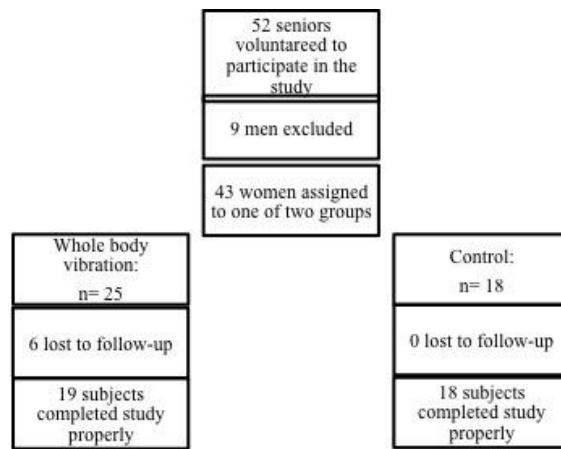


Fig. 1. Flow diagram for subject assignment in this study.

1
2 **Effect of eight months of whole-body vibration training on quality of life in elderly**
3 **women**

4 **Introduction**

5 The worldwide elderly population is growing in size and proportion. Structural and
6 functional declines, changes in body composition and increased chronic disease risk are
7 among the biological and physiological changes described to correlate with aging
8 (Chodzko-Zajko et al., 2009). The alteration of one or more functional system can have
9 a negative impact on cognition and autonomy in older people, which decreases their
10 quality of life (Garber et al., 2010). The health-related quality of life (HRQoL) refers to
11 the physical, psychological, and social domains of health (Testa & Simonson, 1996).

12 There is growing evidence that physical activity (PA) enhances HRQoL by improving
13 physical function and by enhancing psychological well-being (Shibata, Oka, Nakamura,
14 & Muraoka, 2007). The clinical practice guidelines from the American College of
15 Sports Medicine (ACSM) have identified a positive role of PA in the treatment of
16 dementia (Doody et al., 2001), depression, and anxiety (Brosse, Sheets, Lett, &
17 Blumenthal, 2002). Furthermore, there is evidence that PA prevents or delays cognitive
18 decline (Weuve et al., 2004) and disability (Keysor, 2003) and improves quality of sleep
19 (Singh, Clements, & Fiatarone, 1997).

20 However, PA must be adapted to individual requirements, be properly presented, and be
21 received as a didactic treatment to allow all participants to respond successfully
22 (Garatachea Vallejo, 2006). Currently, there are several new PA training possibilities.
23 Training with whole-body vibration (WBV) is increasingly popular in nursing homes,
24 and several scientific studies recommend this exercise for the prevention and
25 improvement of diseases and health problems (Bruyere et al., 2005; Furness &

1
2
3 Maschette, 2009). WBV may be suitable and safe for people with disabilities because it
4
5 can be applied in a low-impact and safe environment (Santin-Medeiros & Garatachea
6
7 Vallejo, 2010). Although studies have demonstrated that WBV training can improve
8
9 several functional parameters that determine individual HRQoL (such as muscle
10 strength and power (A. C. Bogaerts et al., 2009; Machado, Garcia-Lopez, Gonzalez-
11 Gallego, & Garatachea, 2010; Russo et al., 2003) and postural control (A. Bogaerts,
12 Verschueren, Delecluse, Claessens, & Boonen, 2007)), knowledge about the effect of
13 WBV training on the self-rated of quality of life in the elderly is scarce (Marin et al.,
14 2011). The present study is the first longitudinal study aimed at determining the effects
15 of a WBV training program on self-rated HRQoL in elderly women. To the best of our
16 knowledge, only one study attributed beneficial effects with respect to health-related
17 quality of life and physical function to WBV training in elderly (Bruyere, et al., 2005).
18 Bruyere et al. reported that after 6 weeks of WBV training, 42 elderly people (76%
19 women, 81.9 ± 6.9 years) exhibited improved elements of fall risk and quality of life
20 due to improvements in the quality of gait, body balance and agility (Bruyere, et al.,
21 2005). Therefore, further long-term interventional studies in the elderly may help to
22 clarify the current understanding of the effects of WBV training on self-rate HRQoL.
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Methods

Participants

1
2 48 From 52 volunteers initially invited to participate in the study, thirty-seven women
3 49 (aged 82.4 ± 5.7 years, range 71–93 years) from two day centres from Vitoria (Spain)
4 50 were recruited (see exclusion criteria and Figure 1). Subjects were assigned (randomised
5 51 blinded trial) to the WBV group or to the control (CON) group (Figure 1). The WBV
6 52 group included 19 elderly women who trained on a vertical vibration platform twice a
7 53 week for 8 months, with at least one day of rest between sessions. The training program
8 54 included 18 exercises in different positions (see Table 1), and at least one researcher
9 55 supervised all sessions. The CON group included 18 elderly women who did not
10 56 participate in any training program.
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

57 58 -----**Figure1.** Flow diagram for subject assignment in this study. -----
59
60

60 59 The exclusion criteria were as follows: failure to attend 80% of the sessions, diabetes,
61 60 cardiovascular disease, thrombosis, retinal disorders and eye disease, epilepsy and any
62 61 muscle-skeletal disease that might affect performance (Lamont et al., 2010). All
63 62 subjects, after explaining the study protocol, signed informed consent to participate in
64 63 the study. The participants were instructed not to change their lifestyle habits (diet,
65 64 sleep and hours of physical activity) throughout the course of study. The study was
66 65 performed according to the principles established by the Declaration of Helsinki for
67 66 Human Research of 1964 (last modified in 2013) and approved by the ethics committee
68 67 from the University of Zaragoza.
69
70
71
72

WBV training

71 73 The WBV training (vertical vibration platform Fitvibe Excel Pro, Bilzen, Belgium) was
72 74 designed according to the general principles of training (Abercromby et al., 2007). The
75
76
77
78
79
80

1
2
3 73 training intensity was increased progressively by the modification of the body position
4
5 74 (i.e., sitting with one foot on the platform at the beginning and gradually incorporating
6
7 75 both feet on the platform in a standing position) (see Table 2).
8
9
10
11
12 76
13
14 77 ----- **Table 1** Description of exercises. -----
15
16
17
18 78 ----- **Table 2** WBV training. -----
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

80 *Data collection*

81 Two assessments were performed. Outcome measures were assessed at baseline and at 8
82 months for all patients (pre-training and post-training).

83 The Tinetti test was used to assess balance and gait abnormalities (Tinetti, 1986). The
84 Tinetti test grades such features as gait speed, stride, symmetry, and balance while
85 standing, turning, and nudging and with eye closure. The score for each exercise ranges
86 from 0 to 1 or 0 to 2, with a lower score indicating poorer physical ability. The global
87 score is the sum of the body balance score and the gait score. The maximum score is 28
88 for the global score. The Downton scale quantifies the fall risk of elderly individuals.

89 Three or more points indicate the need to prioritise preventive measures. The evaluation
90 is performed through the following sections: previous falls, medication management,
91 sensory deficits, mental status and ambulation (Downton & Andrews, 1991).

92 Subjects were interviewed and evaluated with the following questionnaires:

93 - Questionnaire of the level of life satisfaction (Lawton's morale scale): The
94 questionnaire includes 16 items to assess categories of attitudes or feelings
95 which, in combination, make up the more global psychological state. Scoring is
96 straightforward: each high-morale response receives a score of "1," and each

1
2
3 97 low-morale response a score of "0," so that total score ranges from 0-16.
4
5 98 (Lawton, Winter, Kleban, & Ruckdeschel, 1999).

- 6
7 99 - Abbreviated mental test score: The test consists of 10 items related to
8 100 orientation, memory and calculation to rapidly assess elderly patients with
9 101 respect to the possibility of dementia and to assess for confusion and other
10 102 cognitive impairment. Each question correctly answered scores one point. A
11 103 score of 7-8 or less suggests cognitive impairment at the time of testing
12 104 (Hodkinson, 2012).
13
14 105 - Questionnaire of qualify of life: The SF-36 consists of 36 multiple choice items
15 106 divided into 8 health domains that describe the overall HRQoL as reported by
16 107 the subject (Ware et al., 1998). Four of these domains refer to physical health,
17 108 and 4 refer to mental health. Lower scores match the perception of poorer health,
18 109 loss of function and presence of pain.

19
20
21 110
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34 111 *Statistical analysis*

35
36
37 112 The T-test analysis was used to examine group differences with respect to the subject's
38 113 characteristics. Mean and standard deviation (SD) were used as descriptive statistics.
39
40 114 General linear repeated measures ANOVA (group by time) was used to determine the
41 115 effects of the program on balance/gait, fall risk, level of life satisfaction, cognitive
42 116 impairment and HRQoL. Analyses were completed with calculations of within-group
43 117 effect sizes (Cohen's *d*). The strength of the effect was assessed according to the
44 118 following interpretation: an absolute value between 0 and 0.2 was a small effect;
45 119 between 0.3 and 0.7, moderate; and 0.8 or above, a large effect (Cohen, 1992).

1
2 120 All of the analyses were performed using the Statistical Package for Social Sciences
3
4 121 software (SPSS, v.18.0 for WINDOWS; SPSS Inc., Chicago, IL, USA), and values of P
5
6 122 < 0.05 were considered statistically significant.
7
8 123

9
10 124 **Results**
11

12 125 After 8 months of training, the WBV group showed no significant changes with respect
13
14 126 to balance/gait (pre-training score: 24.22 ± 3.98 and post-training score: 25.22 ± 3.52 -
15
16 127 Cohen's *d*: 0.27), fall risk (pre-training score: 2.59 ± 1.46 and post-training score: 2.65
17
18 128 ± 1.32 ; Cohen's *d*: 0.04), level of life satisfaction (pre-training score: 7.39 ± 4.03 and
19
20 129 post-training score: 7.61 ± 4.82 ; Cohen's *d*: 0.05) and cognitive impairment (pre-
21
22 130 training score: 8.41 ± 1.72 and post-training score: 8.06 ± 1.98 ; Cohen's *d*: -0.19)
23
24 131 ($p>0.05$). All of these results exhibited a small effect size. The CON group showed no
25
26 132 significant changes. With respect to between group differences in the prior tests and
27
28 133 questionnaires, the CON group exhibited significantly higher life satisfaction (at
29
30 134 baseline, but not after the intervention).

31 135 Similarly, the WBV and CON group showed no statistically significant changes on
32
33 136 HRQoL (see Table 3). Nine of 9 items from SF-36 were unchanged. At baseline, non-
34
35 137 significant differences between the groups were observed with respect to general health
36
37 138 (GH), vitality (VT), social function (SF), role-emotional (RE) and mental health (MH).
38
39 139 However, with respect to physical function (PF), role-physical (RP) and bodily pain
40
41 140 (BP), the CON group showed better scores ($p<0.05$). After the intervention, no
42
43 141 statistically significant differences between the groups were observed with respect to
44
45 142 HRQoL.

46
47 143
48
49 144 **Discussion**
50
51
52
53
54
55
56
57

1
2
3 145 To the best of our knowledge, this is the first longitudinal study aimed at determining
4
5 the effects of a WBV training program on self-rated HRQoL in elderly women. The
6
7 main findings of this study were two-fold: i) the application of 8 months of a WBV
8
9 program in elderly women produced a non-significant improvement with respect to
10
11 HRQoL, and ii) no increase was observed with respect to balance/gait, fall risk, life
12
13 satisfaction or cognitive impairment compared with the control group.
14
15

16 Our findings are inconsistent with previous WBV training studies of short duration (6
17 weeks), which reported positive significant changes in HRQoL and balance in elderly
18 people (aged between 72 and 90 years) (Bruyere, et al., 2005; Furness & Maschette,
19
20 2009). Discrepancies among the studies may be partly attributed to methodological
21
22 differences. The intervention of Bruyere et al. (Bruyere, et al., 2005) consisted of 3
23
24 weekly sessions that entailed 4 series of 1 min sessions (2 x 10 Hz - 3 mm peak-to-peak;
25
26 and 2 x 26 Hz – 7 mm peak-to-peak of amplitude; 1.2g to 19.0g) of WBV training.
27
28 Furness et al. (Furness & Maschette, 2009) used 1, 2 or 3 weekly sessions [5 x 1 min
29
30 (progressively overloaded frequency with 15 Hz to 25 Hz and 0.5 mm peak-to-peak of
31
32 amplitude; 0.5g to 1.3g)] of WBV training, whereas the present study used twice
33
34 weekly sessions of 6 series for 30-35 seconds (20 Hz and 2 mm peak-to-peak of
35
36 amplitude; 3.2g). The non-significant effect observed in the present study may be
37
38 explained by several factors; weekly training may alter the effects on HRQoL [short-
39
40 length duration studies using a higher frequency of training (3 weekly sessions)], and a
41
42 higher frequency of vibration (10 Hz to 26 Hz) and a higher amplitude (7 mm and 0.5
43
44 mm, respectively) may cause positive changes in HRQoL.
45
46
47
48
49
50

51
52 167 However, our results are consistent with previous studies by Beaudart et al. (Beaudart et
53
54 al., 2013) and Lam et al. (Lam, Lau, Chung, & Pang, 2012). Beaudart et al. reported no
55
56 significant changes in the balance/gait in older women (n = 31; mean age = 83 years)
57
58
59
60

1
2
3 170 after three months of WBV training (3 times a week; each session, 5 series of 15
4 seconds, 30 Hz and 2 mm peak-to-peak of amplitude) and concluded that WBV training
5
6 171 is not effective in preventing falls in elderly people (Beaudart, et al., 2013). In contrast,
7
8 172 Bautmans et al. (Bautmans, Van Hees, Lemper, & Mets, 2005) reported statistically
9 significant changes with respect to balance in men (n = 9) and women (n = 15) (mean
10
11 173 age = 77 years) after 6 weeks of WBV training (3 times a week, 2-4 series of 30-60
12 seconds, 35-40 Hz and 2-5 mm amplitude) (Bautmans, et al., 2005). In the study by
13
14 174 Bautmans et al. (Bautmans, et al., 2005), each training session exhibited a duration (1-4
15 minutes versus 1:30 and 3 minutes), frequency and amplitude (35-40 Hz versus 30-20
16 Hz / 2-5 mm versus 2 mm) greater than in the Beaudart et al. (Beaudart, et al., 2013)
17
18 175 and the present study. Conversely, the meta-analysis of Lam et al. (Lam, et al., 2012),
19 after analysing 15 items, concluded that the effect of WBV training on balance/gait and
20 fall risk was inconclusive, although there is evidence that such training can be effective
21 in improving these parameters in older people (50 years old or above), especially the
22 frailest elderly (Lam, et al., 2012). In this meta-analysis, the frequency of treatment
23 sessions varied from 1 to 5 sessions per week, and the length of treatment ranged from 6
24 weeks to 18 months. The frequency and amplitude of the vibration signals varied from
25 10 to 54 Hz and 0.05 mm to 5 mm, respectively. The number of vibration rounds
26 delivered per sessions varied from 1 to 27 for a period that last for 15 s to 3 min each.
27
28 189 The results seem to suggest that effective WBV training of the neuromuscular system
29 and improvements of the quality of life of the elderly necessitates that the time of each
30 series/session is longer and that the frequency and amplitude is higher than 30 Hz and 2
31 mm, respectively.

32
33 193 Thus, as observed in published studies, the effects of WBV training on quality of life,
34 the risk of falls and balance/gait are unclear. There is a lack of consistent information
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 195 concerning the ideal protocol, frequency, amplitude, and series/session time (Cardinale
4
5 & Bosco, 2003).
6
7

8 197 In conclusion and contrary to our hypothesis, 8 months of WBV training (2 times per
9 week, 20 Hz and with a peak-to-peak amplitude of 2 mm) does not improve the
10 198 HRQoL, balance/gait, life satisfaction, cognitive impairment or risk of falls among
11 199 elderly women.
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

201
202
203
204
205
206
207
208
209
210
211
212
213
214
215
216
217
218
219

220 **References**

- 221 Abercromby, A. F., Amonette, W. E., Layne, C. S., McFarlin, B. K., Hinman, M. R., &
222 Paloski, W. H. (2007). Variation in neuromuscular responses during acute
223 whole-body vibration exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 39(9), 1642-1650.
- 224 Bautmans, I., Van Hees, E., Lemper, J. C., & Mets, T. (2005). The feasibility of Whole
225 Body Vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle
226 performance, balance and mobility: a randomised controlled trial. *BMC Geriatr*,
227 5, 17.
- 228 Beaudart, C., Maquet, D., Mannarino, M., Buckinx, F., Demonceau, M., Crielaard, J.
229 M., . . . Bruyere, O. (2013). Effects of 3 months of short sessions of controlled
230 whole body vibrations on the risk of falls among nursing home residents. *BMC
231 Geriatr*, 13, 42.
- 232 Bogaerts, A. C., Delecluse, C., Claessens, A. L., Troosters, T., Boonen, S., &
233 Verschueren, S. M. (2009). Effects of whole body vibration training on
234 cardiorespiratory fitness and muscle strength in older individuals (a 1-year
235 randomised controlled trial). *Age Ageing*, 38(4), 448-454.
- 236 Bogaerts, A., Verschueren, S., Delecluse, C., Claessens, A. L., & Boonen, S. (2007).
237 Effects of whole body vibration training on postural control in older individuals:
238 a 1 year randomized controlled trial. *Gait Posture*, 26(2), 309-316.
- 239 Brosse, A. L., Sheets, E. S., Lett, H. S., & Blumenthal, J. A. (2002). Exercise and the
240 treatment of clinical depression in adults: recent findings and future directions.
241 *Sports Med*, 32(12), 741-760.
- 242 Bruyere, O., Wuidart, M. A., Di Palma, E., Gourlay, M., Ethgen, O., Richy, F., &
243 Reginster, J. Y. (2005). Controlled whole body vibration to decrease fall risk
244 and improve health-related quality of life of nursing home residents. *Arch Phys
245 Med Rehabil*, 86(2), 303-307.
- 246 Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention.
247 *Exerc Sport Sci Rev*, 31(1), 3-7.
- 248 Chodzko-Zajko, W. J., Proctor, D. N., Fiatarone Singh, M. A., Minson, C. T., Nigg, C.
249 R., Salem, G. J., & Skinner, J. S. (2009). American College of Sports Medicine
250 position stand. Exercise and physical activity for older adults. *Med Sci Sports
251 Exerc*, 41(7), 1510-1530. Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychol Bull*,
252 112(1), 155-159.
- 253 Doody, R. S., Stevens, J. C., Beck, C., Dubinsky, R. M., Kaye, J. A., Gwyther, L.,
254 Cummings, J. L. (2001). Practice parameter: management of dementia (an
255 evidence-based review). Report of the Quality Standards Subcommittee of the
256 American Academy of Neurology. *Neurology*, 56(9), 1154-1166.
- 257 Downton, J. H., & Andrews, K. (1991). Prevalence, characteristics and factors
258 associated with falls among the elderly living at home. *Aging (Milano)*, 3(3),
259 219-228.
- 260

- 1
2
3
4 Furness, T. P., & Maschette, W. E. (2009). Influence of whole body vibration platform
5 frequency on neuromuscular performance of community-dwelling older adults. *J
6 Strength Cond Res*, 23(5), 1508-1513.
7
8 Garatachea Vallejo, N. (2006). *Manual de administración de la batería VACAFUN -
9 Ancianos*. León: Servicio Publicaciones de la Universidad de León.
10
11 Garber, C. E., Greaney, M. L., Riebe, D., Nigg, C. R., Burbank, P. A., & Clark, P. G.
12 (2010). Physical and mental health-related correlates of physical function in
13 community dwelling older adults: a cross sectional study. *BMC Geriatr*, 10, 6.
14
15 Hodkinson, H. M. (2012). Evaluation of a mental test score for assessment of mental
16 impairment in the elderly. 1972. *Age Ageing*, 41 (3), 35-40.
17
18 Keysor, J. J. (2003). Does late-life physical activity or exercise prevent or minimize
19 disablement? A critical review of the scientific evidence. *Am J Prev Med*, 25(3
20 Suppl 2), 129-136.
21
22 Lam, F. M., Lau, R. W., Chung, R. C., & Pang, M. Y. (2012). The effect of whole body
23 vibration on balance, mobility and falls in older adults: a systematic review and
24 meta-analysis. *Maturitas*, 72(3), 206-213.
25
26 Lamont, H. S., Cramer, J. T., Bemben, D. A., Shehab, R. L., Anderson, M. A., &
27 Bemben, M. G. (2010). Effects of adding whole body vibration to squat training
28 on isometric force/time characteristics. *J Strength Cond Res*, 24(1), 171-183.
29
30 Lawton, M. P., Winter, L., Kleban, M. H., & Ruckdeschel, K. (1999). Affect and
31 quality of life: objective and subjective. *J Aging Health*, 11(2), 169-198.
32
33 Machado, A., Garcia-Lopez, D., Gonzalez-Gallego, J., & Garatachea, N. (2010).
34 Whole-body vibration training increases muscle strength and mass in older
35 women: a randomized-controlled trial. *Scand J Med Sci Sports*, 20(2), 200-207.
36
37 Marin, P. J., Martin-Lopez, A., Vicente-Campos, D., Angulo-Carrere, M., Garcia-
38 Pastor, T., Garatachea, N., & Chicharro, J. L. (2011). Effects of vibration
39 training and detraining on balance and muscle strength in older adults. *J Sports
Sci Med*, 10(3), 559-564.
40
41 Russo, C. R., Lauretani, F., Bandinelli, S., Bartali, B., Cavazzini, C., Guralnik, J. M., &
42 Ferrucci, L. (2003). High-frequency vibration training increases muscle power
43 in postmenopausal women. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(12), 1854-1857.
44
45 Santin-Medeiros, F., & Garatachea Vallejo, N. (2010). [Musculoskeletal effects of
46 vibration training in the elderly]. *Rev Esp Geriatr Gerontol*, 45(5), 281-284.
47
48 Shibata, A., Oka, K., Nakamura, Y., & Muraoka, I. (2007). Recommended level of
49 physical activity and health-related quality of life among Japanese adults. *Health
50 Qual Life Outcomes*, 5, 64.
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

- 1
2
3 Singh, N. A., Clements, K. M., & Fiatarone, M. A. (1997). A randomized controlled
4 trial of the effect of exercise on sleep. *Sleep, 20*(2), 95-101.
5
6 Testa, M. A., & Simonson, D. C. (1996). Assessment of quality-of-life outcomes. *N Engl*
7 *J Med, 334*(13), 835-840.
8
9 Tinetti, M. E. (1986). Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly
10 patients. *J Am Geriatr Soc, 34*(2), 119-126.
11
12 Ware, J. E., Jr., Gandek, B., Kosinski, M., Aaronson, N. K., Apolone, G., Brazier, J.,
13 Thunedborg, K. (1998). The equivalence of SF-36 summary health scores
14 estimated using standard and country-specific algorithms in 10 countries: results
15 from the IQOLA Project. International Quality of Life Assessment. *J Clin*
16 *Epidemiol, 51*(11), 1167-1170.
17
18 Weuve, J., Kang, J. H., Manson, J. E., Breteler, M. M., Ware, J. H., & Grodstein, F.
19 (2004). Physical activity, including walking, and cognitive function in older
20 women. *JAMA, 292*(12), 1454-1461.
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Table 1. Description of the exercises used in the WBV training program.

Exercise	Description
1	Seated on a chair out machine with legs parallel and feet on the WBV platform (angle of knee flexion: 90°)
2	Seated on a chair out machine with legs in internal rotation and feet on the WBV platform (angle of knee flexion: 90°)
3	Seated on a chair out machine with legs in external rotation and feet on the WBV platform (angle of knee flexion: 90°)
4R	Seated on a chair out machine with right leg stretched and left foot on the WBV platform (angle of left knee flexion: 90°)
4L	Seated on a chair out machine with left leg stretched and right foot on the WBV platform (angle of right knee flexion: 90°)
5	Seated on a chair out machine with both feet touching the WBV platform with metatarsal support (angle of knee flexion: 90°)
6R	Standing out machine with right leg on the WBV platform and left leg on the floor
6L	Standing out machine with left leg on the WBV platform and right leg on the floor
7	Squat 45° out WBV platform - standing pulling the strings behind (the strings were tied to the WBV platform)
8	Squat 45° out WBV platform - standing with torso slightly blended, pulling the straps up
9	Squat 45° on WBV platform - with feet together
10	Squat 45° on WBV platform - with feet separated
11	Squat 45° on WBV platform - with knee internal rotation

12	Squat 45° on WBV platform - with knee external rotation
13	Squat 45° on WBV platform - legs hip-width
14	Squat 45° on WBV platform - standing on platform with torso slightly blended, pulling the strings up
15	Squat 45° on WBV platform - pulling the strings through a flexion of arms
16	Squat 90° on WBV platform - feet together
17	Squat 90° on WBV platform - with feet separated
18	Squat 90° on WBV platform - legs hip-width

R: right leg; L: left leg.

Table 2. WBV training program

Week	Series per week (exercise*)	Duration of each exercise/rest t (s)	Duration of session (min:s)	Week	Series per week (exercise*)	Duration of each exercise/rest (s)	Duration of session (min:s)
1	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6	17	2 (13,9,10,17,11,12)	30	6
2	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6	18	2 (13,8,15) 1 (9,10,18,17,11,12)	30	6
3	2 (1,8,4R,4L,6R,6L)	35	6:50	19	1 (10,9,11,12) 2 (17,18), 4 (11)	35	6:50
4	2 (1,8,4R,4L,6R,6L)	35	6:50	20	2 (15,13,9,10,11,12)	35	6:50
5	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6	21	2 (9,10,11,12,13,15)	30	6
6	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6	22	2 (9,10,11,12,13,15)	30	6
7	2 (1,8,4R,4L,6R,6L)	35	6:50	23	2 (11,12,13,17,18,15)	35	6:50
8	2 (1,8,4R,4L,6R,6L)	35	6:50	24	2 (13), 3 (17,18), 4 (15)	35	6:50
9	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6	25	2 (11,12,13,17,18,16)	30	6

10	2 (1,2,7,3,8,5)	30	6	26	2 (11,12,13,17,18,16)	30	6
11	2 (1,8,4R,4L,6D,6L)	35	6:50	27	2 (9,10,11,12,13,16)	35	6:50
12	2 (1,8,4R,4L,6D,6L)	35	6:50	28	2 (9,10,11,12,18,15)	35	6:50
13	2 (13,10,9,17,18)	30	6	29	2 (9,10,11,12,13,16)	35	6:50
14	1 (11,12)						
15	2 (13,12,11,10,9)	30	6	30	2 (9,10,11,12,18,16)	35	6:50
16	1 (17,18)						
17							
18							
19							
20							
21							
22	2 (17,13,10,9,13,18)	35	6:50	31	2 (9,10,11,17,18,16)	35	6:50
23							
24	2(18,13,11,12,13,17)	35	6:50	32	2 (9,10,11,17,18,16)	35	6:50
25							
26							
27							
28							
29	*Exercise: see table 1; work and rest durations for each exercise were similar.						
30							
31	Frequency of vibration was 20 Hz and amplitude 2 mm (peak to peak).						
32							
33							
34							
35							
36							
37							
38							
39							
40							
41							
42							
43							
44							
45							
46	URL: http://mc.manuscriptcentral.com/gspm E-Mail: hongyoulian@gmail.com						
47							
48							
49							

Table 3. Health-related quality of life items in CON and WBV groups at baseline and follow-up.

	WBV group (n = 19)			CON group (n = 18)		
SF-36 Scores (/100)	Pre-training ± SD	Post-training ± SD	Cohen's <i>d</i>	Pre-training ± SD	Post-training ± SD	Cohen's <i>d</i>
Physical functioning	50.26 ± 25.84	48.95 ± 30.35	-0.05	75.00 ± 24.56*	67.65 ± 32.22	-0.26
Role physical	61.84 ± 39.41	56.58 ± 38.95	-0.13	91.18 ± 17.55*	80.88 ± 37.00	-0.38
Bodily pain	69.08 ± 26.34	59.87 ± 37.19	-0.29	85.59 ± 12.76*	72.65 ± 35.57	-0.53
General health	52.89 ± 22.69	49.74 ± 25.79	-0.13	63.82 ± 18.75	57.06 ± 24.56	-0.31
Vitality	55.79 ± 29.92	50.00 ± 31.80	-0.19	69.85 ± 23.17	67.94 ± 29.00	-0.07
Social functioning	78.16 ± 30.02	75.00 ± 33.33	-0.01	80.74 ± 14.60	84.56 ± 27.07	0.18
Role emotional	70.17 ± 36.67	78.95 ± 33.72	0.25	80.39 ± 39.19	92.16 ± 25.08	0.37
Mental health	60.63 ± 23.67	57.68 ± 32.12	-0.10	78.82 ± 16.54	69.41 ± 27.64	-0.42

CON: control group; WBV: whole body vibration group. **p*<0.05 between group differences.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49

For Peer Review Only



UNIVERSIDAD DE LEÓN