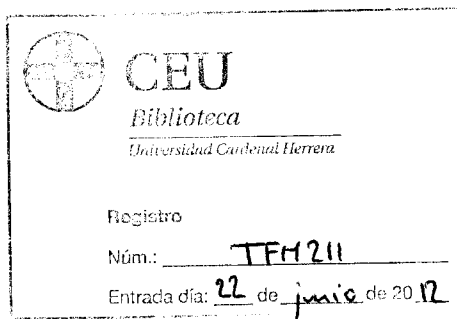




Universidad Cardenal Herrera – CEU

Facultad de Ciencias de la Salud

# Transmisión de vibraciones a lo largo del aparato locomotor causadas por la plataforma vibratoria y contribución a la amortiguación por parte de la articulación de la rodilla.



Bruñó Soler, Alejandro

4 de julio de 2011

Moncada, Valencia



Universidad Cardenal Herrera – CEU.

Facultad de Ciencias de la Salud.

Máster Universitario en Atención Fisioterápica en la Actividad Física y el Deporte.

Transmisión de vibraciones a lo largo del aparato locomotor causadas por la plataforma vibratoria y contribución a la amortiguación por parte de la articulación de la rodilla.

Estudiante: Bruñó Soler, Alejandro.

Lugar y fecha de presentación: Moncada, 4 de julio de 2011.

Tutores: Dr. D. Lisón Párraga, Juan Francisco.

Dr. D. Llana Belloch, Salvador.

Dr. D. Pérez Soriano, Pedro.

## **Resumen:**

*Objetivos:* analizar cómo se amortiguan las vibraciones transmitidas a lo largo del aparato locomotor, causadas por una plataforma vibratoria que oscila sobre un eje, en función de la interacción entre distintas frecuencias (5Hz, 16Hz y 27Hz) y posiciones de rodilla (180°, 150° y 120° de flexión).

*Material y métodos:* estudio transversal en el que mediante acelerómetros ubicados en la plataforma, en la tibia y en la cabeza. Se registran las aceleraciones verticales pico en 32 sujetos jóvenes, mientras permanecían de pie sobre la plataforma. Ningún de ellos tiene contraindicación alguna al ejercicio vibratorio de cuerpo entero.

*Resultados:* en cuanto a la *amortiguación entre plataforma-tibia*, vemos que la posición de la rodilla no tiene efecto amortiguador, pues este parece que solo se ejerce en las estructuras que están por encima de esta articulación, no siendo el caso de la tibia. Por otro lado, fruto de la interacción frecuencia-ángulo, existe *amortiguación entre cabeza-plataforma* en las tres posiciones de la rodilla. La magnitud de dicha sería mayor en 27 Hz, seguidamente en 16 Hz y por último en 5Hz. A pesar de que el ángulo interviene en todas la frecuencias, parece ser que es en 16Hz cuando esta influencia es mayor, pues en dicha condición es significativo el efecto de la frecuencia en el ángulo de la rodilla y a la inversa.

*Keywords:* vibración de cuerpo entero, aceleración, amortiguación, posición de la rodilla y frecuencias.

## 1. Introducción.

La popularidad<sup>1</sup> de las vibraciones de cuerpo entero, el desconocimiento del impacto de las plataformas que oscilan sobre un eje<sup>2</sup>, junto con la heterogeneidad de los protocolos<sup>3</sup> y la insuficiencia de estudios sobre su seguridad y eficacia<sup>4</sup>, aspectos relevantes<sup>5</sup>, impiden que se prescriban correctamente<sup>4</sup>.

La transmisibilidad de la aceleración inducida por las vibraciones, depende de su frecuencia y de su amplitud<sup>1</sup>, así como también de las características del sujeto, la biomecánica<sup>6</sup>, la superficie de contacto, la actividad muscular, los tejidos y el peso de los segmentos<sup>1,5</sup>.

Respecto a la seguridad, la norma ISO 2631-1<sup>7</sup> marca la exposición diaria recomendada<sup>5</sup>. Del mismo modo, frecuencias superiores a 20Hz, mayores a las de resonancia<sup>3</sup> y amplitudes inferiores a 0,5mm, evitan aceleraciones verticales pico en la cabeza, peligrosas potencialmente<sup>5,8</sup>. Por otro lado, la magnitud de la aceleración transmitida aumenta con la rodilla extendida y disminuye si está flexionada, evitándose así oscilaciones excesivas en la cabeza<sup>8</sup>.

Este estudio analiza la aceleración vertical registrada en la cabeza, tibia y plataforma, en distintas circunstancias surgidas de la interacción entre la flexión de rodilla (180°, 150° y 120°) y la frecuencia (5Hz, 16Hz y 27Hz). Para seguidamente, investigar qué efecto conjunto tienen ambos factores, sobre la amortiguación de la aceleración entre cabeza-plataforma y entre plataforma-tibia.

## 2. Material y método.

### 2.1 Sujetos.

Participaron un total de 40 estudiantes jóvenes y sanos, pero debido a artefactos durante el registro, se excluyeron a ocho, no obstante la muestra es significativa (n=32): 11 mujeres y 21 hombres. Ninguno de ellos poseía alguna de las contraindicaciones evidentes para la vibración de cuerpo entero, recogidas en la tabla 1<sup>5,9</sup>. La información descriptiva de los sujetos figura en la tabla 2.

Se comunicó a los sujetos en qué consistía la intervención y todos dieron su consentimiento informado por escrito para participar en el estudio, respetándose los principios de la Declaración de Helsinki. Igualmente y durante los diferentes registros, se les pidió que comunicaran inmediatamente, cualquier malestar para detener la vibración.

### 2.2 Registro de las aceleraciones de cada zona concreta.

Se registró la aceleración mediante tres acelerómetros tridimensionales de 12 canales, resolución de 12 bit, frecuencia de muestreo de 500 Hz, dimensiones de 64x24x64 mm, 55 gramos de peso y un rango de registro de  $\pm 10$  G. Además, cada acelerómetro fue calibrado a partir de dos puntos, mediante la aplicación de la gravedad cero y la gravedad de la Tierra de 1 g ( $9.81 \text{ m/s}^2$ )<sup>8</sup>. Los acelerómetros se conectaron a un ordenador compatible vía *bluetooth*, donde mediante el software Signal Frame Blt (Sport metrics ®), se representaba en tiempo real la aceleración y a su vez permitía a continuación, almacenar los datos para su análisis.

Se utilizaron los mismos acelerómetros para registrar cada zona determinada, colocándolos siempre en idéntica posición, es decir alineados longitudinalmente respecto a la tibia y a la frente, para proporcionar los componentes axiales de la aceleración de dichas zonas. Se adhirió uno a la plataforma, concretamente en la parte posterior de su marca número dos (lado izquierdo), que dista 112 mm de su centro. Empleándose para ello cinta adhesiva de doble cara<sup>8</sup> y posteriormente se aseguró su sujeción con tape. Este acelerómetro proporciona datos exactos sobre la aceleración de la plataforma<sup>5</sup>.

Así mismo y también en el lado izquierdo de cada sujeto, se fijó sobre la piel, otro acelerómetro con cinta de doble cara ubicándolo en la parte más prominente de la tibia y por tanto en una zona relativamente plana<sup>8</sup>. Usándose tiras de tape para fijar su correspondiente cable al miembro inferior del sujeto, con el fin de que su movimiento no interfiriera en el registro. Repitiendo idéntico procedimiento, se fijó el tercer acelerómetro al hueso frontal, añadiendo una cinta elástica que rodeaba la cabeza para sujetarlo mejor.

### *2.3 Sistema de vibración.*

Se empleó la plataforma vibratoria Galileo Basic Novotec®, (Novotec Medical GmbH, Pforzheim, Germany) de dimensiones 470 x 270 mm, peso 35,5 kg y carga máxima de 120 kg (sistema eléctrico de 230V AC, 50 – 60 Hz y 400 VA). Esta plataforma oscila en torno a un eje central, generando vibraciones con amplitudes comprendidas entre 0 – 3,9 mm. Sin embargo, dependiendo de la posición de los pies en la plataforma, el desplazamiento es menor (pies cerca del eje) o mayor (pies próximos al borde de la plataforma), factor en parte determinante de la magnitud de la aceleración<sup>8</sup>.

#### *2.4 Protocolo de vibración.*

Se varió de forma aleatoria el orden de las nueve condiciones (tabla 3) en las que se registraría la aceleración. Previamente se registró la aceleración de la plataforma sin carga. Seguidamente, se informó a cada uno de los sujetos cómo se desarrollarían las mediciones, destacándoles que mantuvieran una posición determinada según los requerimientos de cada situación, con el fin de estandarizar y con ello garantizar la reproducibilidad.

En primer lugar, cada sujeto se situó en la plataforma experimentando dos de las condiciones a las que iba a ser sometido ( $180^\circ$  a 16Hz y  $180^\circ$  a 27Hz), durante unos tres segundos cada una de ellas. Esto se hizo con el fin de observar posibles malestares y familiarizar al sujeto con el dispositivo y con las condiciones de medición. Así mismo, el sujeto permaneció sobre la plataforma descansando entre ambas, para evitar la fatiga<sup>5</sup>, dicho criterio se aplicó siempre entre cada registro.

La posición (ver figura 1) consistía en conservar la cabeza erguida<sup>8</sup> mirando al frente, concretamente a un punto marcado en la pared. Las manos o brazos colocados en jarra, es decir agarrados a la cintura. La espalda recta<sup>5,8</sup> y el grado de flexión de la rodilla, regulado mediante dos goniómetros, bloqueados con tape a  $120^\circ$  y  $150^\circ$ . Pies apoyados totalmente y cada uno de ellos situado en medio de línea o marca número dos (ver figura 2), ubicada en la superficie de la plataforma, por tanto cada pie distaba 112 mm del eje central. Aspecto muy importante en la Galileo, con el fin de asegurar la repetibilidad y las mismas aceleraciones inducidas por la plataforma<sup>8</sup>. Así mismo se les pidió que se quitaran los zapatos y los calcetines para evitar variaciones externas de amortiguación entre los sujetos<sup>5,8</sup> y a la vez, impedir que se les desplazaran y/o resbalaran los pies sobre la plataforma, cuando estuviera activada.

Por último, mientras se efectuaban los registros, los investigadores controlaban visualmente que el sujeto cumpliera con los criterios posicionales descritos, en caso contrario, se repetía la medición.

### *2.5 Análisis y tratamiento de los datos.*

Después de que la plataforma alcanzara la frecuencia deseada según el caso, se inició el registro que duró seis segundos. Los tres primeros se consideraron como el tiempo de respuesta necesario para que el sujeto se adapte a la situación. Tomándose como datos para el estudio, los derivados de los cuatro ciclos posteriores al segundo tres, analizando sus correspondientes ocho picos (4 máximos y 4 mínimos) en el eje vertical, mediante el software Signal Frame Blt.

### *2.6 Análisis estadístico.*

Se comprobó previamente la normalidad de todas las variables de estudio mediante la prueba de Kolmogorov-smirnov, así como la esfericidad, mediante la prueba de Mauchly. Pero no todas cumplían tales supuestos, a pesar de ello, el ANOVA es robusto ante el incumplimiento de la normalidad<sup>10</sup>. Así mismo y considerando el tratamiento aislado dado a la aceleración máxima y a la mínima, ambas a priori tan nocivas como beneficiosas para la salud. Se desarrollaron seis modelos de dos factores (frecuencia y posición de rodilla) de medidas repetidas intrasujeto, uno para cada una de las seis variables dependientes: las aceleraciones pico (máxima y mínima) de plataforma, tibia y de la cabeza. Con el fin de analizar si la aceleración registrada en cada ubicación, variaba por el efecto combinado de la frecuencia y del grado de inclinación de la rodilla.



Además, se calcularon las dos amortiguaciones, a partir de las diferencias respecto a las aceleraciones máximas, entre la plataforma-cabeza y entre la plataforma-tibia. Considerando a tales como variables dependientes, tratadas aisladamente también mediante dos modelos de dos factores (frecuencia y posición de rodilla) de medidas repetidas intrasujeto, uno para cada amortiguación. Con ello veríamos si la aceleración que se genera en la plataforma o aceleración "basal", al llegar a la tibia es o no estadísticamente diferente a la de la plataforma y lo mismo con respecto a la cabeza, es decir, ¿el registro del acelerómetro ubicado en la cabeza es estadísticamente diferente al de la plataforma?

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

### 3. Resultados.

Tanto en los resultados de la amortiguación (Cabeza-Plataforma y Plataforma-Tibia) como en los de las aceleraciones pico (máximas y mínimas) en la plataforma, tibia y cabeza, se utilizó el modelo de dos factores (frecuencia y posición de rodilla) de medidas repetidas, haciéndose ajustes para comparaciones múltiples mediante Bonferroni.

#### *3.1 Resultados de la aceleración registrada en plataforma, tibia y cabeza.*

Referente a la aceleración pico en la **plataforma**, (máxima y mínima), únicamente hallamos significatividad, en los efectos por pares dentro del factor frecuencia. Lo mismo sucede en los efectos combinados de ambas variables, pues solo hay significatividad cuando el ángulo es influenciado por la frecuencia. En ambos casos, si analizamos los efectos intrasujetos, exclusivamente la frecuencia es significativa y además, muestra mayor  $et\ al^2$  y potencia, con respecto al ángulo y a la interacción ángulo-frecuencia.

En cuanto a la aceleración pico **máxima en la tibia**, sólo hallamos significatividad en los efectos por pares dentro del factor frecuencia. Al combinar ambas variables, vemos que en todos los ángulos la frecuencia es siempre significativa. En cambio, al analizar si el efecto de la frecuencia varía en cada ángulo, solo existe significatividad en 5Hz, tanto en la aceleración mínima como en la máxima. Ello se confirma en las comparaciones por pares entre los distintos niveles del factor ángulo, ya que en estas no hay significatividad.

En las comparaciones por pares, respecto a la aceleración pico **mínima en la tibia**, no hay significatividad en el efecto de todas las frecuencias en cada ángulo, al igual que sucede en su aceleración máxima. Así mismo, en la influencia de todos los ángulos en cada frecuencia, cuando comparamos entre 16Hz y 27Hz, tampoco hay significatividad. Por otro lado, en los efectos combinados de ambas variables, en los únicos ángulos en los que la frecuencia no es significativa son 180° y 120°, al compararlos con 16Hz y 27Hz.

En lo relativo a la aceleración pico **máxima en la cabeza**, las comparaciones por pares, muestran que el efecto de la frecuencia no es siempre significativo ( $p > 0,05$  al comparar 16Hz con 27Hz), pero el efecto general de los ángulos si lo es siempre. En los efectos combinados de ambas variables, vemos que en todos los ángulos, no hay significatividad al comparar 16Hz con 27Hz. En cambio hay más contrastes significativos, al analizar si el efecto de la frecuencia varía con el ángulo y únicamente no hay significatividad, al comparar 5hz con 180° y 150° de flexión. Respecto a la aceleración **pico mínima en la cabeza**, en las comparaciones por pares, dentro de las variables frecuencia y ángulo, es todo significativo (en menor grado 0,042 al comparar 16Hz con 27Hz). En los efectos combinados de ambas variables, vemos que únicamente no hay significatividad si comparamos 150° y 120° con 16Hz y 27Hz. Así mismo, al analizar si el efecto de la frecuencia varía con el ángulo, en 16Hz y 27Hz, todos los contrastes con ángulos son significativos, (en 27Hz al comparar 150° con 120°,  $p = 0,028$ ). En cambio en 5hz solo es significativo si se compara con 180° y con 150°.

### 3.2 Resultados de la amortiguación: Plataforma-Tibia y Cabeza-Plataforma.

En la **amortiguación Plataforma-Tibia**, no es significativo el efecto de la frecuencia en función del ángulo, ni tampoco en las comparaciones por pares entre los distintos niveles del factor ángulo. Así mismo, si analizamos los efectos intrasujetos, vemos que en el porcentaje de diferencias observadas dependientes de cada factor, únicamente la frecuencia es significativa, mostrando un mayor  $et\ al^2$  y potencia. Por el contrario al combinar frecuencia y ángulo no hay significatividad. En la tabla 4, se muestran los resultados de la comparación de las diferencias de la amortiguación Plataforma-Tibia (PaT).

En cuanto a la **amortiguación Cabeza-Plataforma**, se encontraron siempre diferencias significativas en la posición de rodilla, no ocurrió así en función de la frecuencia, dónde solo hubo significatividad al combinar 16Hz con 120° y 150°. Así mismo, la prueba de efectos intrasujetos corrobora que es significativa la interacción frecuencia-ángulo. En la tabla 5, se muestran los resultados de la comparación de las diferencias de la amortiguación Cabeza-Plataforma (CaP).

## 4. Discusión.

### 4.1 Discusión de la aceleración registrada en la plataforma, tibia y cabeza.

En las aceleraciones pico de la **plataforma** (mínimas y máximas), el ángulo no influye, en cambio el efecto del ángulo se ve siempre influido por la frecuencia, por ello parece ser que la aceleración registrada en la plataforma está determinada únicamente por la frecuencia.

En la **tibia** el efecto del ángulo se ve siempre influido por la frecuencia, por ello la aceleración está primordialmente determinada por la frecuencia, ya que solo parece influir el ángulo cuando estamos en frecuencias bajas (en la aceleración máxima a 5Hz). Ello podría deberse a que la amortiguación de la rodilla, es ejercida a partir de esta articulación hacia arriba. Además, esto queda confirmado por la prueba de efectos intrasujetos, en la que la frecuencia tiene mayor significatividad y un mayor porcentaje de diferencia observadas en base a dicho factor.

En la aceleración mínima y máxima registrada en la **cabeza**, el efecto tanto por separado como combinado, de la variable posición es algo más significativo que el de la frecuencia. Por ello supuestamente a pesar de que ambas influyen en la llegada de la aceleración, la posición parece ser un poco más decisiva que la frecuencia. Además en la prueba de efectos intrasujetos vemos que tanto por separado como de forma conjunta la posición de la rodilla influye. En relación a la aceleración máxima en la cabeza, analíticamente vemos que a 5hz no hay diferencia entre 180° y 150° de flexión de rodilla. Por último, respecto a la mínima, en la prueba de efectos intrasujetos, a pesar de tener todos los factores igual de significatividad y de potencia observada, el porcentaje de las diferencias observadas es superior en el ángulo.

#### *4.2 Discusión de la amortiguación: Plataforma-Tibia y Cabeza-Plataforma.*

En cuanto a la **amortiguación Plataforma-Tibia**, como muestran los resultados, parece que no hay amortiguación plataforma-tibia derivada del ángulo, pues las comparaciones que nos indican si la frecuencia es influida por el ángulo no son significativas. Además, en la prueba efectos intra-sujetos, el factor ángulo no es ni significativo, ni potente y su influencia es la más baja, todo lo contrario con respecto al factor frecuencia. Esto podría deberse a que la amortiguación debida a la posición de la rodilla, es ejercida desde dicha hacia arriba. Recordemos que estamos hablando de la amortiguación entre plataforma-tibia y que por tanto, el grado de inclinación de la rodilla como elemento que influirá en la amortiguación, no tiene efecto alguno en las estructuras que se encuentran por debajo.

En cuanto a la **amortiguación Cabeza-Plataforma**, la frecuencia es afectada por el ángulo, única y exclusivamente a 16Hz, amortiguando de mayor a menor medida, primero en 120°, segundo en 150° y tercero en 180° de flexión de rodilla. Por otro lado, la significatividad de los efectos combinados, es mayor cuando dicha amortiguación se analiza desde la influencia que tiene en ella el ángulo de la rodilla. Pues en los tres hay diferencias estadísticamente significativas y en los tres grados de inclinación encontramos que la magnitud del efecto amortiguador, fruto de la interacción frecuencia-ángulo, ordenada de mayor a menor sería la siguiente: primero en 27 Hz, segundo en 16 Hz y por último en 5Hz.

Cabe matizar que a pesar de que el ángulo influye en todas las frecuencias, parece ser que es en 16Hz, cuando esta influencia es mayor, pues en dicha condición es significativo el efecto de la frecuencia en el ángulo de la rodilla y viceversa.

Diversos estudios<sup>11-13</sup> señalan que las oscilaciones transmitidas por todo el cuerpo son amortiguadas en cada articulación. Pues, los sistemas visco-elásticos que se encuentran en cada articulación provocan una atenuación de la señal mecánica. Cabe considerar también, que la amplitud de la onda se reduce a medida que nos alejamos del foco generador (plataforma)<sup>11-13</sup>. De tal manera que la parte más alejada, la cabeza, recibe una señal especialmente débil ya que ésta ha sido atenuada primero en los tobillos y a continuación en las rodillas, caderas y columna<sup>11</sup>.

En este sentido, cabe de destacar la relevancia de la articulación de la rodilla, pues tiene una propiedad compleja e importante en la absorción de impactos. Cumple una función protectora de las articulaciones situadas más allá, es decir, a lo largo de la trayectoria de propagación de las ondas de choque hasta llegar al cráneo<sup>12-13</sup>. Por otro lado, la aceleración quedará más atenuada si los segmentos inferiores se hallan en semi-flexión<sup>11</sup>. El mantenimiento de una posición de media sentadilla sobre la plataforma a 30 Hz disminuye la transmisión de la onda vibratoria, a valores inferiores a una quinta parte de lo que sería en bipedestación<sup>14-15</sup>. De la misma manera, se ha visto<sup>2</sup> que la aceleración a nivel lumbar disminuye con el aumento del ángulo de flexión de las rodillas. Estos resultados son coherentes con los registrados en otros grupos de investigación<sup>6,4,17</sup>. Así gran parte del impacto que pudiera recibir la columna fue amortiguado por la flexión de las rodillas<sup>2</sup>.

Así pues, la transmisión de la vibración vertical hasta la cabeza<sup>18</sup> disminuye siguiendo el ángulo de flexión de la articulación de la rodilla, mientras que la frecuencia básica de resonancia del cuerpo aumenta. Otros autores<sup>19</sup> llegan a conclusiones similares comparando vibraciones en la cabeza de dos sujetos de pie derecho y con las rodillas dobladas.

#### *4.3 Limitaciones del estudio.*

La postura corporal que comporta mantener una flexión de rodilla de 120°, genera diferencias entre los sujetos, ya que a algunos, dicha posición supone separar ligeramente los pies, sobre todo en lo que respecta a la distancia entre la parte anterior de estos. Dicha posición de rodilla, también originó en ocasiones, variaciones en la inclinación de la columna vertebral y en la flexión de cadera, influyendo en la linealidad de la espalda. Por otro lado, el hecho de no monitorizar el grado de flexión del tobillo, supuso desconocer si este factor interviene, tanto en la aceleración registrada en la tibia como en la cabeza.

Así mismo, la exigencia motriz de algunas posiciones sobrepasa las posibilidades de algunos grupos poblacionales, sobre todo el de la tercera edad. De tal manera que los resultados no se pueden extrapolar a otras muestras. Por tanto, el conocimiento científico sigue siendo escaso respecto al efecto del ejercicio vibratorio en poblaciones distintas, atendiendo a edad, sexo, patología, etc. Con lo que el efecto que provoca un determinado protocolo vibratorio, sigue siendo difícil de generalizar<sup>20</sup>.

Por otro lado y con respecto a los materiales empleados, cabe considerar posibles errores debidos al movimiento de los acelerómetros con respecto a la piel, originados por el sistema de fijación empleado<sup>8</sup>. Además, también es probable que las vibraciones generaran artefactos en la señal de acelerometría. Así mismo el grado de resolución del programa utilizado para el tratamiento de la aceleración (Signal Frame Blt) dificultaba en ocasiones la detección del pico máximo y mínimo (afectando a la recogida de datos). Principalmente en los registros de la cabeza, cuando se combinaba 120° de flexión de rodilla con 5 Hz, e igualmente a nivel gráfico en dicha situación, no se observaba una forma de onda sinusoidal, por parte de la aceleración vertical.



Ello podría ser interpretado como beneficioso desde el punto de vista de la seguridad. No obstante, también cabe la posibilidad de que pueda deberse al comportamiento de las plataformas que oscilan en un solo eje, pues según diversos autores<sup>21,2</sup>, en estas también existe un marcado componente lateral. Otros, en cambio señalan que en carga la aceleración vertical de la Galileo es elevada (15 unidades de g), que la plataforma sobre todo vibraba en dirección vertical y que la carga no influye en su rendimiento<sup>8</sup>. No obstante, en próximos estudios deberíamos plantearnos la posibilidad de analizar qué sucede en el eje lateral.

En el futuro, con el fin de ratificar la intervención amortiguadora de la rodilla, deberíamos de preguntarnos si hay diferencias significativas entre la aceleración registrada en la tibia y la aceleración de la cabeza. Así mismo y aplicando los resultados extraídos de este estudio, se podría investigar la seguridad y la eficacia de un protocolo vibratorio desarrollado a largo plazo.

## **5 Conclusión.**

Las vibraciones generadas por la plataforma vibratoria, son amortiguadas por la flexión de rodilla en su trayecto hasta la cabeza. Ello coincide con lo que la extensa literatura relata en relación a los efectos de la posición de la rodilla, sobre la transmisibilidad de las vibraciones. No obstante todos los investigadores deberíamos ser más específicos en los protocolos vibratorios<sup>3</sup>. Pues ello nos permitiría basarnos en los resultados de otros estudios, con lo que se conseguiría que el conocimiento científico avanzara más, al mismo tiempo de poder superar las dificultades o hándicaps que en ocasiones impiden generalizar los resultados.

## **6. Bibliografía.**

1. Cardinale M, Wakeling J. Whole body vibration exercise: are vibrations good for you?. *Br J Sports Med.* 2005; 39: 585–589.
2. Gusi N, Parraca J, Tomas P, Raimundo A, Leal A. Comparación de la actividad electromiográfica y acelerometría tridimensional en distintos ángulos del tren inferior en el ejercicio vibratorio. XI Congreso de la Federación Española de Medicina del Deporte. Palma de Mallorca. Noviembre, 2005.
3. Rehn B, Lidström J, Skoglund, J. Lindström B. Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review. *Scand J Med Sci Sports.* 2007; 17: 2–11.
4. Torvinen S, Kannus P, Sievänen H, Ah Järvinen, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of 8-Month Vertical Whole Body Vibration on Bone, Muscle Performance, and Body Balance: A Randomized Controlled Study. *Journal of bone and mineral research.* 2003; 18: 876–884.
5. Kiiski J, Heinonen A, Järvinen T, Kannus P, Sievänen H. Transmission of Vertical Whole Body Vibration to the Human Body. *J Bone Miner Res* 2008; 23:1318–1325.
6. Harazin B, Grzesik J. The transmission of vertical whole-body vibration to the body segments of standing subjects. *Journal of Sound and Vibration.* 1998; 215 (4): 775-787.

7. International Standards Organization 1997 Mechanical Vibration and Shock—Evaluation of Human Exposure to Whole Body Vibration. Part 1: General Requirements. International Standard ISO 2631-1. International Standards Organization, Geneva, Switzerland.
8. Pel J, Bagherib J, van Dam L, van den Berg-Emons H, Horemansb H, Stamb H et al. Platform accelerations of three different whole-body vibration devices and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. *Elsevier Medical Engineering & Physics* 31. 2009; 937–944.
9. Cardinale M, Rittweger J. Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: Fact or fiction? *J Br Menopause Soc.* 2006; 12:12–18.
10. Sánchez D. *Estadística aplicada a la fisioterapia, las ciencias del deporte y la biomecánica.* Madrid: CEU Ediciones; 2011.
11. Edir M, Vaamonde D, José María P. Entrenamiento con vibraciones mecánicas y salud: efectos sobre los sistemas óseo, endocrino y cardiovascular. *Apunts: Educación Física y Deportes.* 2006; 39-47.
12. Voloshin A, Wosk, J. de Brull M. Force wave transmission through the human locomotor system. *Journal of Biomedical Engineering.* 1981; 103: 48-50.
13. Voloshin A. Impact propagation and its effects on the human body. Zatsiorsky V. *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention.* Oxford: Blackwell publishing; 2000.
14. Rubin C, McLeod K. Promotion of bony ingrowth by frequency-specific, low-amplitude mechanical strain. *Clin Orthop.* 1994; 298:165-174.

15. Rubin C, McLeod K, Pope M, Magnusson M, Rostedt M, Fritton C et al. Transmissibility of ground vibration to the axial and appendicular skeleton: an alternative strategy for the treatment of osteoporosis. 18th Am Soc Biom. 1994; 5:79-80.
16. 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. 2003; 28(23):2621-7.
17. Verschueren SMP, Roelants M, Delecluse C, et al. 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):352-359.
18. Panovko G, Potemkin B, Frolov K. Determination of model parameters of human operator under action of shock and vibration. Mechanical Sciences-Mashinovedeniye.1972; 3: 31-37.
19. Rao B, Ashley C, Jones B. Effects of postural changes on the head response of standing subjects to low frequency "constant velocity" spectral inputs. Journal of the Society of Environmental Engineers. 1975; 14: 27-30.
20. Armando M. Influencia de programas de ejercicio físico vibratorio sobre los factores determinantes para las fracturas óseas, función neuromuscular y calidad de vida en mujeres mayores. (Tesis doctoral). Cáceres: Universidad de Extremadura. Facultad de Ciencias del Deporte; 2006.

21. Tous J, Moras G. Entrenamiento por medio de vibraciones mecánicas: revisión de la literatura. Lecturas de Educación Física y Deporte, Revista Digital efdeportes. Disponible en: <http://www.efdeportes.com/> Revista Digital - Buenos Aires - (2004) Año10 - N° 79.

## 7. Tablas.

<b>Tabla 1. Lista de contraindicaciones para el ejercicio vibratorio.</b>	
<b>Estado / Condición:</b>	<b>Posibles problemas con el ejercicio vibratorio:</b>
Diabetes con neuropatía y ulceración	La falta de sensibilidad lleva al empeoramiento de las úlceras
Reciente trombosis venosa	Embolismo pulmonar
Reciente fractura	Inestabilidad
Osteosíntesis en las extremidades inferiores con implantes de metal	Malestar
Tumores en la columna vertebral o metástasis	Inestabilidad
Hernia discal aguda	Inestabilidad
Reciente cirugía abdominal	Puede comprometer el resultado de la operación
Embarazo	Riesgos desconocidos
Endoprótesis u otros implantes metálicos en rodilla y cadera	Riesgos desconocidos
Aneurisma aortica	Riesgo de ruptura

a) Extraído de Cardinale M, Rittweger J. 2006. Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: Fact or fiction?.

<b>Tabla 2. Información descriptiva de los sujetos.</b>				
Variables	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
Altura (m)	160	197	174,94	7,94
Peso (kg)	52	125	71,44	14,50
Edad (años)	19	37	23,69	3,68

<b>Tabla 3. Condiciones de registro.</b>				
Grados de inclinación de la rodilla				
	8=180°	5=150°	2=120°	
Frecuencias	A=5HZ	A8	A5	A2
	B=16HZ	B8	B5	B2
	C=27HZ	C8	C5	C2



Tabla 4. Resultados amortiguación Plataforma-Tibia (PaT).					
Variables	Media y [Desv. Están.]	Ángulo vs Frecuencia		Frecuencia vs Ángulo	
PaTmaxA8	0,38 [0,48]	8	A: VS B y C *	A	8: VS 5 y 2
PaTmaxA5	0,34 [0,41]		B: VS C *		5: VS 8 y 2
PaTmaxA2	0,36 [0,38]		C: VS A *		2: VS 8 y 5
PaTmaxB8	5,95 [2,89]	5	A: VS B y C *	B	8: VS 5 y 2
PaTmaxB5	5,63 [3,32]		B: VS A y C *		5: VS 8 y 2
PaTmaxB2	6,09 [3,25]		C: VS A y B *		2: VS 8 y 5
PaTmaxC8	4,02 [2,24]	2	A: VS B y C *	C	8: VS 5 y 2
PaTmaxC5	2,80 [2,37]		B: VS A y C *		5: VS 8 y 2
PaTmaxC2	3,22 [2,59]		C: VS A y B *		2: VS 8 y 5

a) Comparación de las diferencias de la amortiguación cabeza-plataforma (CaP).

b) Media [Desviación Estándar].

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

d) PaTmax: diferencia de aceleraciones máximas (amortiguación) entre Plataforma y Tibia.

Tabla 5. Resultados amortiguación Cabeza-Plataforma (CaP)					
Variables	Media y [Desv. Están.]	Ángulo vs Frecuencia		Frecuencia vs Ángulo	
CaPmaxA8	0,48 [0,17]	8	A: VS B y C *	A	8: VS 5 y 2
CaPmaxA5	0,47 [0,21]		B: VS A y C *		5: VS 8 y 2
CaPmaxA2	0,51 [0,15]		C: VS A y B *		2: VS 8 y 5
CaPmaxB8	1,26 [0,63]	5	A: VS B y C *	B	8: VS 5 y 2 *
CaPmaxB5	1,81 [0,54]		B: VS A y C *		5: VS 8 *
CaPmaxB2	1,90 [0,58]		C: VS A y B *		2: VS 8 *
CaPmaxC8	4,35 [2,47]	2	A: VS B y C *	C	8: VS 5 y 2
CaPmaxC5	3,89 [1,17]		B: VS A y C *		5: VS 8 y 2
CaPmaxC2	4,09 [1,33]		C: VS A y B *		2: VS 8 y 5

a) Comparación de las diferencias de la amortiguación cabeza-plataforma (CaP).

b) Media [Desviación Estándar].

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

d) CaPmax: diferencia de aceleraciones (amortiguación) entre Cabeza y Plataforma.

## 8. Figuras.

