

Efecto de la postura y el calzado en la transmisión de vibración en tobillo, rodilla y cadera durante vibración de cuerpo completo

Effect of posture and shoe use on vibration transmission to ankle, knee and hip during whole-body vibration

Michélin Álvarez^{1}, Víctor Domínguez¹, Guillermo Urriolagoitia², Jorge Letechipia^{1,3}, Roberto Coronado¹, Diana Avendaño¹, Alejandra Vélez³, José Urrusti³*

¹Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) Calz. México-Xochimilco N.º. 289, Col. Arenal de Guadalupe, 14389, México D.F., México

²Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica - Instituto Politécnico Nacional. Unidad Profesional “Adolfo López Mateo”, Col. Lindavista, México D.F., México

³Programa de Ingeniería Biomédica - Universidad Iberoamericana Ciudad de México Prolongación Paseo de la Reforma 880, Lomas de Santa Fe, México D.F., México

(Recibido el 25 de noviembre de 2008. Aceptado el 15 de febrero de 2010)

Resumen

La vibración de cuerpo completo es un nuevo método de entrenamiento que está siendo estudiado como intervención terapéutica. El estímulo de vibración tiene efectos positivos en la potencia y fuerza muscular, densidad mineral ósea y circulación periférica. Sin embargo, no se ha establecido un patrón efectivo de vibración y los resultados de estudios previos son controversiales. Parte de esta discrepancia podría resolverse si se conoce la magnitud del estímulo real que es aplicado, pero hasta ahora los estudios no reportan la cantidad de vibración efectiva que llega a una región específica en entrenamiento. Este trabajo tiene como objetivo la medición de la magnitud de vibración y transmisibilidad en el tobillo, la rodilla y la cadera; además, evalúa la influencia en la absorción de la señal de otros factores como el calzado, la postura y la frecuencia del estímulo. Para ello, se diseñó un instrumento para medir la transmisión de la vibración; el sistema de medición diseñado se utilizó en un protocolo de pruebas aplicado a ocho sujetos sanos

* Autor de correspondencia: teléfono: + 52 + 55 + 56 64 13 41, correo electrónico: mich_address@hotmail.com (M. Álvarez)

voluntarios. Los resultados indican que el calzado es una variante importante en la amortiguación de la vibración; en cuanto a la postura, existe una gran variabilidad intersujeto, pero se encontró que modificaciones en la postura durante la terapia resultaron en distintas dosis de vibración.

----- *Palabras clave:* aceleración, estímulo, vibración

Abstract

Whole-body vibration (WBV) is a novel therapy that has been under study as a therapeutic intervention. Vibration stimuli exert positive effects on leg strength, bone mineral density, and blood irrigation. However, an effective range of vibration parameters has not yet been determined, and a number of previous studies report controversial results. Dissimilarities could be partially resolved if the real stimuli magnitude is known, but to date, studies have not presented data regarding effective vibration intensity received at a specific training site. This study focuses on vibration magnitude and transmissibility assessment at the ankle, knee, and hip, and evaluates the influence of shoes, posture, and vibration frequency on the amount of stimuli transmitted to the body. We designed a measurement system to evaluate vibration transmission. Vibration magnitude assessment at each body zone was obtained from eight young healthy subjects. Results indicate that shoe use is an important variable in vibration damping, although there was important intersubject variability, participant posture modification during vibration exposure resulted in different vibration doses among subjects.

----- *Keywords:* acceleration, stimuli, vibration

Introducción

En los últimos años, la vibración de cuerpo completo (WBV por sus siglas en inglés) ha captado la atención de centros deportivos y de rehabilitación por tratarse de un nuevo método de tratamiento y entrenamiento. Este método consiste en aplicar un estímulo mecánico de vibración, generado por una plataforma oscilante a una persona parada sobre su superficie.

Actualmente existen plataformas comerciales con diferentes mecanismos y formas de trabajo. Algunos ejemplos son Vibraflex 500[®], Orthometrix y PowerPlate[®], NAI, EUA; Galileo 2000[®], Novotec, Alemania; Nemes Bosco System[®], OMP, Italia. Varios estudios realizados utilizando alguno de estos equipos reportan efectos positivos de la aplicación de la terapia de vibración para incre-

mentar la velocidad y la fuerza muscular [1-3], la densidad mineral ósea (DMO) [3-6], el balance corporal (propiocepción) [7,8], la captación de oxígeno tisular [9] y la circulación periférica [10]. Sin embargo, también existen estudios que contradicen estos resultados [11-13].

La discrepancia en los resultados observados podría deberse a diferencias en la magnitud de la vibración aplicada a los sujetos de prueba. La vibración aplicada depende de diversos factores relacionados al estímulo y la manera en la cual este estímulo es transmitido al cuerpo [14]. Estos factores dependen de parámetros implícitos en el equipo (forma de onda de la señal, dirección de la vibración, amplitud, frecuencia y duración de la aplicación del estímulo) y de factores relacionados con el usuario, como son la postura adoptada sobre la plataforma, el tipo de ejercicio

que realiza durante la terapia y la interfaz entre el usuario y el equipo (uso de zapatos o tapetes antideslizantes).

La mayoría de los estudios sobre WBV utilizan diferentes plataformas vibratorias y aplican distintos patrones de vibración, pero la dosis aplicada por un equipo puede controlarse al modificar la selección de parámetros del equipo. Sin embargo, la dosis de vibración que recibe el cuerpo y que es transmitida desde el punto de entrada en los pies, hasta la zona de entrenamiento, es función de los factores relacionados con el usuario.

Hasta el momento, no se conoce cómo se transmite la vibración de estructura a estructura a lo largo del cuerpo, ni la aportación de factores como la postura y el uso de zapatos en la transmisión de la vibración. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue determinar la transmisión de la vibración a través de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera, aplicada mediante una plataforma de vibración; así como estimar la influencia de factores inherentes al usuario en la absorción de la señal. El conocimiento de la aportación de estos factores servirá para estimar la dosis de vibración en distintas regiones del cuerpo que reciben estímulo.

Experimentación

Diseño del experimento

Se realizó el estudio con un grupo de sujetos sanos, a quienes se les aplicó vibración de cuerpo completo mediante la plataforma comercial marca Orthometrix, modelo Vibraflex 500 y se les realizaron mediciones repetidas del estímulo; la amplitud de la vibración en el tobillo, la rodilla y la cadera fueron las variables dependientes. Las variables independientes fueron el ángulo de flexión de las rodillas, el sostenerse o no del barandal, la amplitud y la frecuencia del estímulo de vibración, y la valoración del uso de una interfaz (uso de zapatos). La selección de sujetos y las mediciones se llevaron a cabo en el Instituto Nacional de Rehabilitación.

Instrumento de medición

Se diseñó y calibró un equipo de medición con el objetivo específico de obtener la vibración transmitida desde la plataforma hacia las estructuras corporales de interés. El sistema de medición diseñado consta de cinco transductores (acelerómetros), cada uno con su respectiva etapa de acondicionamiento, y un instrumento virtual para capturar y guardar las cinco señales de aceleración de manera simultánea. En la figura 1 se muestra el diagrama a bloques correspondiente a uno de los canales de aceleración, considerando que los cinco tienen las mismas características.

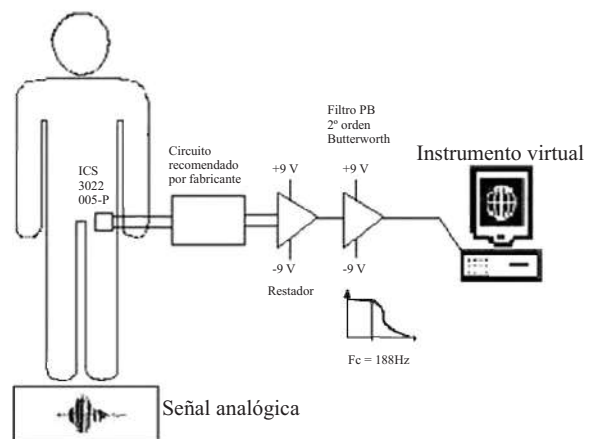


Figura 1 Diagrama a bloques de un canal del sistema de medición

El sistema utiliza acelerómetros piezorresistivos uniaxiales, marca ICSensors (ICS), modelo 3022-005-P. La frecuencia de resonancia del transductor es 800Hz, el rango de trabajo es de ± 5 g, donde g es la aceleración de la gravedad, y el ancho de banda es de 0 a 300 Hz.

Para sostener los acelerómetros se diseñaron tres cinturones, uno para la cadera, otro para la rodilla y otro para el tobillo. Los cinturones de la cadera y de la rodilla sostienen dos transductores, uno para medir en el eje vertical y otro en el eje horizontal en el sentido anteroposterior. El cinturón del tobillo sostiene únicamente un acelerómetro para medir en el eje vertical; en este caso no fue necesario utilizar un acelerómetro

para medir en el eje horizontal debido a que el cinturón quedó colocado debajo de los maléolos y durante la flexión de rodilla o tobillo no hay desplazamiento en dicho eje.

Los cinturones se sujetan alrededor de las articulaciones con el propósito de mantener los transductores alineados con el eje vertical, con menos de 15° de desviación, como indican las normas ISO 2631-1:1997 e ISO 8041:1990 [15,16], y a su vez mantenerlos lo más cerca posible de las estructuras óseas para mitigar vibraciones aparentes.

Cada acelerómetro se conectó a un circuito de acondicionamiento recomendado por el fabricante [17]. A este circuito se le añadió un restador de ganancia unitaria para eliminar el voltaje continuo (*offset*) presente en la señal, que en el caso de los acelerómetros del eje vertical era particularmente relevante por el efecto de la aceleración de la gravedad. Se agregó finalmente un filtro pasa bajas Butterworth de segundo orden, para evitar falsas frecuencias en la reconstrucción de la señal digitalizada; la frecuencia de corte se fijó en 188 Hz, considerando que la máxima frecuencia utilizada en la señal de vibración fue de 30 Hz y que se permitiera el paso de las cinco primeras armónicas de la misma. La función de transferencia de este filtro es

$$H(s) = \frac{1395325.192}{s^2 + 1670.523985s + 1395325.192} \quad (1)$$

La adquisición de la señal se hizo a través de un instrumento virtual programado en LabView 7.0 de National Instruments, llamado *Protocolo.vi*. El instrumento realiza la adquisición simultánea de las señales de los cinco acelerómetros por medio de una tarjeta NI modelo 603SE a una frecuencia de muestreo de 1.500 Hz por cada uno.

El sistema de medición se calibró utilizando como referencia el sistema del acelerómetro certificado PCB Piezotronics. Durante el proceso de calibración pudo observarse que los acelerómetros de ICSensors producen una distorsión en la forma de la señal, debida a las limitaciones de su respuesta dinámica en comparación con el sistema

de referencia Piezotronics. Esta distorsión se compensó añadiendo un filtro digital pasa bajas dentro del instrumento virtual, para filtrar las señales de aceleración antes de almacenarlas en un archivo de Excel. Para esto se utilizó la función *Butterworth Filter*, con los siguientes parámetros: orden 10, frecuencia de muestreo de 1.500 Hz y frecuencia de corte en 40 Hz. Una descripción más detallada del sistema de medición y de la calibración puede encontrarse en [18].

Para el análisis de las señales adquiridas se elaboró en Matlab 7.0 el programa *AnalisisTRANMISIBILIDAD.m* que grafica cada señal de aceleración en el tiempo, calcula su valor promedio, su valor RMS, y calcula y grafica su espectro de magnitud. El valor RMS de la aceleración es la medida recomendada por la norma ISO 2631-1 para evaluar la magnitud de la vibración; para obtenerlo, se aplicó una ventana de 10 segundos con periodos de vibración completos.

Sujetos de estudio

Se estableció una meta de reclutamiento de doce sujetos. El grupo de estudio fue reclutado entre el personal y estudiantes del Instituto Nacional de Rehabilitación. Todos los sujetos fueron evaluados para descartar padecimientos contraindicados para exposición a vibración. Los criterios de exclusión fueron dolor de espalda, tumores óseos, fracturas recientes, trombosis, inflamación en la cadera o en las extremidades inferiores, cálculos renales o biliares, neoplasia, embarazo, artritis reumatoide y osteoartritis de cadera o rodilla. Se recabó el consentimiento informado de los sujetos que participaron en el estudio, ocho de estos sujetos, cuatro mujeres y cuatro hombres, concluyeron todas las pruebas. Las características de la población de estudio se presentan en la tabla 1.

Condiciones de la prueba

A los sujetos de prueba se les administró vibración de cuerpo completo utilizando un equipo comercial marca Orthometrix, modelo Vibraflex 500. La plataforma genera vibración rotando

sobre un eje central, por lo que la posición de los pies con respecto al eje resulta en variaciones de la amplitud de la vibración aplicada. Las amplitudes usadas fueron 1,5 mm, 2,5 mm y 4 mm. Para tener consistencia entre las tomas de datos se marcó en la superficie de la plataforma la posición de los pies apropiada para cada prueba. Las frecuencias empleadas para las pruebas fueron 20 y 30 Hz. Estos niveles se encuentran por encima de las frecuencias de resonancia en humanos (9 a 16 Hz) [19] y, en combinación con las amplitudes usadas, resultan en aceleraciones por debajo de los límites marcados por la norma internacional ISO 2631-1985. La aceleración generada por el equipo se midió con el acelerómetro certificado PCB Piezotronics.

Tabla 1 Descripción de la población de estudio

<i>Parámetro</i>	<i>Media (DE)</i> <i>N = 8</i>	
Edad (años)	26,8	(2,1)
Talla (m)	1,59	(0,05)
Peso (kg)	60,5	(6,7)
IMC (kg/m ²)	24	(3,3)

Abreviaturas: IMC, Índice de Masa Corporal; DE, Desviación Estándar.

Durante tres días previos al inicio de las pruebas, a cada sujeto se le aplicó vibración con el objetivo de familiarizarlo con la sensación física. Cada sujeto participó en cinco sesiones consecutivas de toma de datos. El equipo de medición diseñado se colocó en la pierna izquierda de los sujetos. Las pruebas se realizaron de forma estática; cada individuo adoptó la postura que le fue indicada por el investigador sobre la plataforma, posteriormente se le aplicó vibración, y después de 20 segundos de iniciado el estímulo se tomaron 15 segundos de muestra de las señales en el tobillo, la rodilla y la cadera.

Las posturas estudiadas fueron: en extensión de rodillas, flexión de 30° en rodillas y flexión de 60° en rodillas, sujetándose y sin sujetarse del barandal de la plataforma. Las pruebas de realizaron usando zapatos y con los pies descalzos, con el

fin de analizar la aportación de este factor en la dosis real aplicada. Todos los sujetos utilizaron zapato de piso con suela de plástico y barras antiderrapantes. Para evitar fatiga muscular, entre cada prueba se permitió un periodo de descanso de 60 segundos y después de cinco pruebas se dio un periodo de cinco minutos de descanso. Cada día de toma de datos se realizaron diez pruebas, el orden en el cual se efectuaron las pruebas fue definido al azar, con el objetivo de mitigar la fatiga o adaptación muscular a la vibración.

En la tabla 2 se muestra una lista de las pruebas realizadas. Se llevaron a cabo tres repeticiones del conjunto de pruebas con cada sujeto (16 pruebas x 3 repeticiones = 48; a razón de 10 pruebas cada día por 5 días).

Análisis de datos

Se realizó un análisis de covarianza con los resultados de la medición de aceleración en el tobillo, para buscar relación entre las variaciones intersujeto y factores como índice de masa corporal (IMC) y talla. Los resultados de la aceleración en el tobillo también se analizaron utilizando una prueba factorial para buscar la aportación debida al uso de calzado, al aumento de la frecuencia y al aumento de la amplitud de la vibración. Para verificar el análisis se realizó una prueba de hipótesis. Los datos se analizaron utilizando el programa Minitab versión 14.

Se aplicó una prueba t de Student a los datos de la aceleración medida en la rodilla y en la cadera, para probar que son significativamente diferentes cuando se aplica una frecuencia de 20 Hz o 30 Hz. Se aplicaron pruebas ANOVA para evaluar la hipótesis de que la aceleración medida en los sitios de interés en la cadera y la rodilla, son afectados por el ángulo de flexión de las rodillas. En todas las pruebas se consideró significativo un valor $P \leq 0,05$.

Finalmente se obtuvo el porcentaje de transmisibilidad para cada postura. La transmisibilidad es definida como la razón o el porcentaje de la medición de la vibración entre dos puntos, usualmente el punto de entrada y un punto remoto.

Tabla 2 Pruebas del experimento

<i>Prueba</i>	<i>Calzado</i>	<i>Amplitud [mm]</i>	<i>Frecuencia [Hz]</i>	<i>Flexión rodilla</i>	<i>Sujetado del barandal</i>
1	No	1,5	20	30°	No
2	No	1,5	30	30°	No
3	No	1,5	20	0°	No
4	No	2,5	20	30°	No
5	No	2,5	20	60°	No
6	No	2,5	20	60°	Sí
7	No	2,5	30	60°	Sí
8	No	2,5	20	0°	No
9	No	2,5	20	0°	Sí
10	No	4	20	60°	No
11	No	4	20	0°	Sí
12	Sí	1,5	20	30°	No
13	Sí	1,5	30	30°	No
14	Sí	2,5	20	60°	Sí
15	Sí	2,5	30	60°	Sí
16	Sí	4	20	60°	No

Resultados y discusión

Todos los acelerómetros que miden en el eje vertical se mantuvieron alineados, por lo que no fue necesario utilizar los datos de los acelerómetros para medir en el eje horizontal. Las posturas en flexión de rodilla a 60° y erguido, resultaron incómodas para los sujetos. También resultó molesta la aplicación de vibración a 30 Hz sin el uso de zapatos. Dos sujetos presentaron enrojecimiento y comezón en la pantorrilla, esta sensación disminuyó con unos minutos de caminata. No se presentaron efectos secundarios importantes durante o después de la toma de datos para el estudio.

Análisis de la aceleración medida en el tobillo

Para el análisis de los datos del tobillo no se consideró el efecto de la flexión de las rodillas debido a que este factor no está relacionado con la entrada del estímulo. En la tabla 3 se muestra

la amplitud RMS de la vibración, la variabilidad intersujeto no pudo ser explicada por diferencias en el IMC o por la talla cuando se aplicó en análisis de covarianza, se considera que esto se debe a que la diferencia en el IMC entre los sujetos de prueba es mínima.

Se observó que algunos valores de la aceleración en el tobillo fueron mayores a los medidos en la plataforma, esto puede deberse a que, en teoría, los sujetos no son capaces de mantenerse en contacto firme sobre la plataforma cuando se aplica una aceleración mayor a la de la fuerza de gravedad (>1 g), de manera que se genera aceleración del sujeto al impactar con la superficie de la plataforma.

En la tabla 4 se muestran los resultados del análisis factorial de la aceleración del tobillo. El símbolo positivo o negativo de la columna denominada *Efecto*, indica si la relación de la contribución del factor es proporcional o inversamente proporcional al efecto.

Tabla 3 Valor RMS de aceleración medida sobre la plataforma y medida en el tobillo

<i>Prueba</i>	<i>RMS Plataforma [g]</i>	<i>RMS Tobillo [g]</i> <i>Media (DE)</i>	
1	2,13	2,11	(0,93)
2	3,47	5,05	(2,09)
3	2,13	1,98	(0,57)
4	3,22	3,58	(1,12)
5	3,22	3,74	(1,44)
6	3,22	3,70	(1,46)
7	4,89	7,56	(3,69)
8	3,22	2,79	(1,02)
9	3,22	2,92	(1,23)
10	3,99	5,97	(1,23)
11	3,99	4,16	(0,91)
12	2,13	2,37	(1,10)
13	3,47	3,30	(1,75)
14	3,22	3,38	(1,60)
15	4,89	4,40	(3,21)
16	3,99	4,50	(1,43)

Los factores principales, amplitud, calzado y frecuencia, explican el 30% de la variabilidad en la aceleración medida en el tobillo, con contribuciones porcentuales de 8,87+5,64+17,82. Aproximadamente el 60% de la variabilidad en la vibración medida, no se debe a ninguno de los factores estudiados o a su interacción (% de error).

El efecto del factor calzado y la interacción calzado-frecuencia es negativo, esto quiere decir que al quitarse los zapatos la aceleración medida en el tobillo se incrementa, lo cual se explica debido efecto de amortiguamiento de los zapatos, por lo que es importante reportar el tipo de calzado que se utiliza en los estudios. La interacción entre el calzado y la frecuencia se vuelve una variable crítica al aumentar la frecuencia, esto podría deberse a la molestia que

se presenta al recibir vibración de alta frecuencia sin el uso de zapatos. Los resultados respecto al uso de calzado, coinciden con las observaciones empíricas de otros autores [5,12,20,21], quienes reportaron que el uso o no de calzado, fue un factor asociado a la magnitud de vibración aplicada a los pacientes durante una terapia.

Tabla 4 Resultados del análisis factorial de la amplitud de vibración en el tobillo

<i>Factores</i>	<i>Efecto</i>	<i>Contribución (%)</i>
Amplitud	1,55	8,87
Calzado	-1,23	5,64
Frecuencia	2,20	17,82
Amplitud y calzado	-0,49	0,89
Amplitud y frecuencia	0,25	0,24
Calzado y frecuencia	-1,22	5,50
Amplitud, calzado y frecuencia	-0,21	0,17
Error		60,88

El resultado de la prueba de hipótesis de los residuos del experimento factorial se presentan en la figura 2. A partir de esta gráfica se puede decir que el experimento tiene una varianza no constante, pues la distribución de datos en la gráfica tiene la forma de un embudo. La varianza se incrementa cuando la magnitud de la observación también se incrementa, este tipo de distribución ocurre cuando el error es un porcentaje de la escala de medición, lo que indica que la respuesta del cuerpo varía de acuerdo con la variación de la magnitud del estímulo de vibración aplicado. Este resultado concuerda con lo esperado, mostrando que no se presenta resonancia en el cuerpo y que la rigidez se mantiene constante.

Análisis de la aceleración medida en la rodilla y la cadera

El análisis de los datos de aceleración en las rodillas y en la cadera, se realizó con los datos

de las pruebas donde no se utilizaron zapatos. El porcentaje de aceleración transmitida del tobillo a la rodilla y del tobillo a la cadera, se calculó considerando a la aceleración en el tobillo como el 100% de la aceleración de entrada. Los resultados se presentan en la tabla 5.

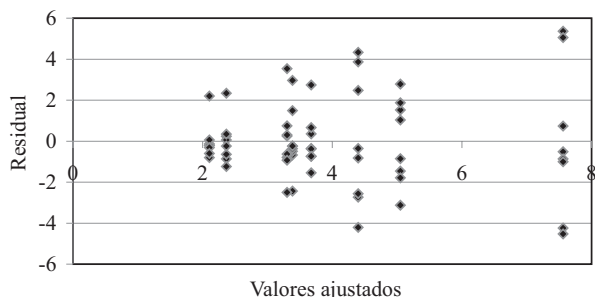


Figura 2 Gráfica de residuos del experimento contra valores ajustados

Tabla 5 Porcentaje de aceleración transmitida del tobillo a la rodilla y del tobillo a la cadera

<i>Flexión de rodilla</i>	<i>Rodilla Media (DE)</i>	<i>Cadera Media (DE)</i>
0°	33 (11,2)	18 (5,14)
30°	22 (3,34)	11 (3,09)
60° sin sujetarse	32 (2,4)	12 (4,09)
60° sujetado	31 (3,34)	11 (1,72)

Los valores RMS de aceleración en la rodilla y cadera, son consistentes con los observados por otros autores [22], quienes reportan una disminución en la energía de vibración transmitida de los pies a la boca de los sujetos de prueba, al flexionar lentamente las rodillas de 10 a 35°.

Contrario a lo esperado, la magnitud de la señal transmitida a través de los miembros inferiores no es lineal con respecto al ángulo de flexión de la rodilla. Cuando la flexión se incrementa a más de 30°, la amortiguación disminuye, logrando que más energía llegue a los músculos flexores de rodilla. Las medias y desviaciones estándar de la aceleración RMS medida en la rodilla y cadera,

con respecto a la amplitud de la aceleración (Baja= 20 Hz, Alta = 30 Hz) y con respecto al ángulo de flexión de la rodilla, se presentan graficados en las figuras 3 y 4. Los resultados de la prueba t de Student de la aceleración medida a las dos frecuencias de entrada, indicaron que el efecto Amplitud de aceleración es significativo ($P=0,027$) en la rodilla, pero no en la cadera.

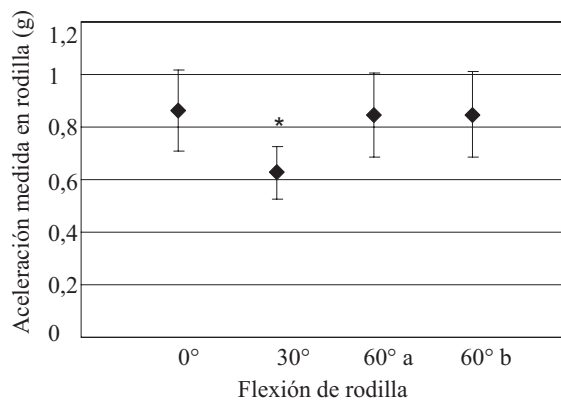
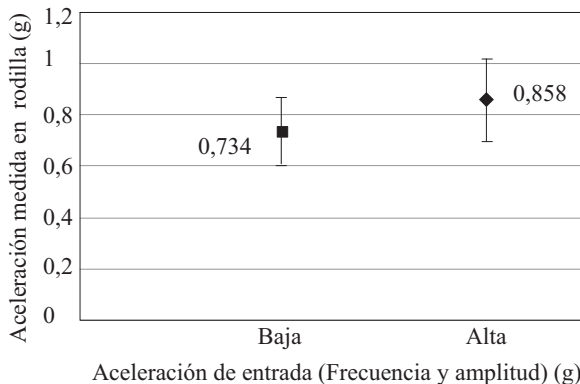


Figura 3 Análisis de la aceleración medida en la rodilla

Los resultados de la prueba ANOVA, para los valores de aceleración medidos en la rodilla, indican un efecto significativo del ángulo de flexión de la rodilla cuando se logran 30° de flexión ($P=0,003$). Sin embargo, el efecto de la flexión de rodilla no es significativo en la cadera, excepto cuando se pide a los usuarios que no flexionen las rodillas.

Cuando la flexión es de 60°, no se encontró diferencia en la aceleración que se transmite al cuerpo cuando el individuo se sujeta o no del

barandal. Esta variable se tomó en cuenta debido a que varios estudios reportaron como una variable importante que el sujeto se sostuviera del barandal.

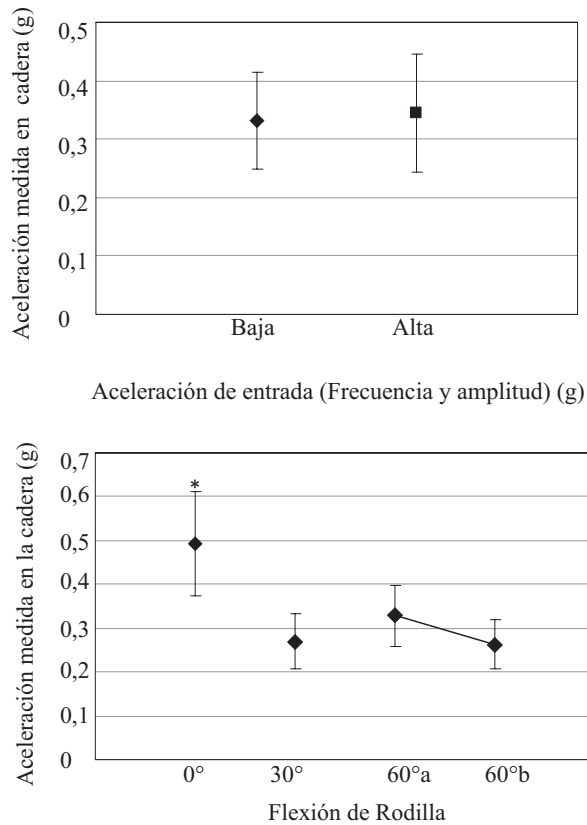


Figura 4 Análisis de la aceleración medida en la cadera

Es importante mencionar que en ninguna prueba se observaron cambios en la frecuencia medida con respecto a la frecuencia aplicada. Existe un fenómeno de reducción de frecuencia en el punto remoto que es sintomático de que el cuerpo pierde rigidez al incrementar la aceleración y la frecuencia, esto podría indicar riesgo de ruptura o daño en los tejidos blandos.

Conclusiones

Los principales resultados encontrados en este trabajo fueron que la frecuencia, la amplitud y el uso de calzado son factores importantes que modifican la señal de vibración aplicada por

medio de una plataforma. También se observó que la dosis de vibración que llega a las rodillas y a la cadera, es modificada de forma importante por el ángulo de flexión de la rodilla. Con estos datos es posible estimar la magnitud de la vibración aplicada a cada zona durante una terapia.

En los experimentos realizados se tuvo cuidado en elegir los parámetros de vibración a aplicar, sin sobrepasar los límites que marcan las normas internacionales. En los resultados obtenidos no se observaron cambios en la frecuencia o incremento en la magnitud del estímulo, lo que indica que no existe resonancia o cambios en la rigidez de los tejidos blandos. Estos datos concuerdan con lo esperado, ya que un cambio en la rigidez de los tejidos podría indicar riesgo de ruptura o daño al tejido.

Aunque se esperaba que el índice de masa corporal afectara la magnitud de la vibración aplicada por la plataforma, es probable que la diferencia en el IMC dentro del grupo de estudio no fuera suficientemente amplia para detectar la aportación de este factor. Las diferencias en la antropometría, distribución de masa corporal y otras características del cuerpo, no medidas en este trabajo, pudieron contribuir a las diferencias intersujeto observadas. Un estudio posterior en sujetos con diferencias significativas en el IMC podría ayudar a ponderar la aportación de este factor.

Agradecimientos

Este trabajo se realizó gracias al patrocinio de Fomento de Investigación y Cultura Superior, A.C. (FICSAC) de la Universidad Iberoamericana Ciudad de México.

Referencias

1. J. Luo, B. McNamara, K. Moran. "The use of vibration training to enhance muscle strength and power". *Sports Medicine*. Vol. 35. 2005. pp. 23-41.
2. B. Rehn, J. Lidström, J. Skoglund, B. Lindström. "Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review". *Scand. J. Med. Sci. Sports*. Vol. 17. 2007. pp. 2-11.

3. S. M. Verschueren, M. Roelants, C. Delecluse, S. Swinnen, D. Vanderschueren, S. Boonen. "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 Min. Res.* Vol. 19. 2004. pp. 352-359.
4. C. Rubin, G. Xu, S. Judex. "The anabolic activity of bone tissue, suppressed by disuse, is normalized by brief exposure to extremely low-magnitude mechanical stimuli". *Faseb J.* Vol. 15. 2001. pp. 2225-2229.
5. C. Rubin, R. Recker, D. Cullen, J. Ryaby, J. McCabe, K. McLeod. "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.* Vol. 19. 2004. pp. 343-351.
6. C. Rubin, M. Pope, J. C. Fritton, M. Magnusson, T. Hansson, K. McLeod. "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.* Vol. 28. 2003. pp. 2621-2627.
7. K. Kawanabe, A. Kawashima, I. Sashimoto, T. Takeda, Y. Sato, J. Iwamoto. "Effect of whole-body vibration exercise and muscle strengthening, balance, and walking exercises on walking ability in the elderly". *Keio J. Med.* Vol. 56. 2007. pp. 28-33.
8. A. Bogaerts, S. Verschueren, C. Delecluse, A. L. Claessens, S. Boonen. "Effects of whole body vibration training on postural control in older individuals: A 1 year randomized controlled trial". *Gait Posture.* Vol. 28. 2006. pp. 309-316.
9. J. Rittweger, J. Ehrig, K. Just, M. Mutschelknauss, K. A. Kirsch, D. Felsenberg. "Oxygen uptake in whole-body vibration exercise: influence of vibration frequency, amplitude, and external load". *Int. J. Sports Med.* Vol. 26. 2002. pp. 428-432.
10. E. B. Lohman Iii, J. S. Petrofsky, C. Maloney-Hinds, H. Betts-Schwab, D. Thorpe. "The effect of whole body vibration on lower extremity skin blood flow in normal subjects". *Med. Sci. Monit.* Vol. 13. 2007. pp. CR71-76.
11. C. Delecluse, M. Roelants, R. Diels, E. Koninckx, S. Verschueren. "Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes". *Int. J. Sports Med.* Vol. 26. 2005. pp. 662-668.
12. C. J. Ruiter, S. M. Van Raak, J. V. Schilperoort, A. P. Hollander, A. de Haan. "The effects of 11 weeks whole body vibration training on jump height, contractile properties and activation of human knee extensors". *Eur. J. Appl. Physiol.* Vol. 90. 2003. pp. 595-600.
13. S. Torvinen, P. Kannus, H. Sievanen, T. A. Jarvinen, M. Pasanen, S. Kontulainen, A. Nenonen, T. L. Jarvinen, T. Paakkala, M. Jarvinen, I. Vuori. "Effect of 8-month vertical whole body vibration on bone, muscle". *Bone Miner. Res.* Vol. 18. 2003. pp. 876-884.
14. B. Rehn, J. Lidström, J. Skoglund, B. Lindström. "Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review". *Scand. J. Med. Sci. Sports.* Vol. 17. 2007. pp. 2-11.
15. Estándar Internacional ISO 2631-1:1997. *Mechanical vibration and shock-Evaluation of human exposure to whole-body vibration.* Part 1: General Requirements Geneva. (Switzerland). 1997.
16. Estándar Internacional ISO 8041:1990. *Human response to vibration-Measuring instrumentation.* Geneva. (Switzerland). 1990.
17. Pressure Sensors, Accelerometers, and Custom Microstructures-IC Sensors Products Databook. http://www.nees.berkeley.edu/instrumentation/ic_sensors_catalog.pdf. Consultada el 25 de enero de 2007.
18. L. A. Vélez, M. Álvarez, J. Letechipía, R. Coronado, J. L. Urrusti, V. Domínguez, D. Avendaño, P. Diez. "Diseño de Instrumento para Medir la Dosis de una Nueva Terapia de Vibración". *Memorias del XXX Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica.* México. Octubre 2007. CNIB 12. pp.1-4.
19. J. M. Randall, R. T. Matthews, M. A. Stiles. "Resonant frequencies of standing humans". *Ergonomics.* Vol. 40. 1997. pp.879-886.
20. C. Bosco, M. Cardinale, O. Tsarpela, R. Colli, J. Tihanyi, S.P. von Duvillard, A. Viru. "The influence of whole body vibration on jumping performance". *Biology of Sport.* Vol. 15. 1998. pp.157-164.
21. S. Torvinen, P. Kannus, H. Sievanen, T. A. Jarvinen, M. Pasanen, S. Kontulainen, T. L. Jarvinen, M. Jarvinen, P. Oja, I. Vuori. "Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance". *Med. Sci. Sports Exerc.* Vol. 34. 2002. pp. 1523-1528.
22. A. F. Abercromby, W. E. Amonette, C. S. Layne, B. K. McFarlin, M. R. Hinman, W. H. Paloski. "Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training". *Med. Sci. Sports Exerc.* Vol. 39. 2007. pp. 1794-1800.