



Junta de Andalucía
Consejería de Educación y Deporte

Revista Andaluza de Medicina del Deporte

<https://ws072.juntadeandalucia.es/ojs>



Original

Influencia de la localización del acelerómetro para cuantificar la actividad física en programas para la prevención de osteoporosis



H. Sánchez-Trigo*, A. J. Sánchez-Oliver, B. Sañudo

Universidad de Sevilla. España

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO: Recibido el 26 de mayo de 2020, aceptado el 30 de julio de 2020, online el 4 de agosto de 2020

RESUMEN

Objetivo: La actividad física tiene efectos positivos sobre la salud ósea. Para desarrollar programas de prevención de la osteoporosis basados en actividad física, la intensidad de la misma debe cuantificarse con precisión con el fin de garantizar su efectividad así como la integridad esquelética del individuo. El objetivo ha sido evaluar la influencia de la localización del acelerómetro para cuantificar la intensidad de la actividad física en programas para la prevención de osteoporosis.

Método: Dieciocho mujeres premenopáusicas completaron un protocolo de ejercicio compuesto por cinco saltos con contramovimiento y cuatro series en tapiz rodante a distintas velocidades. Las participantes portaron acelerómetros situados en muñeca y cadera, y se compararon las medidas de aceleración registradas en ambas localizaciones. Se realizaron tres tipos de análisis: 1) Asociación entre mediciones de ambas localizaciones. 2) Nivel de similitud en las estimaciones grupales. 3) Evaluación del sesgo de medición.

Resultados: Baja correlación entre medidas de aceleración registradas en muñeca y cadera en todas las pruebas de protocolo ($r = 0.046-0.469$, $p < 0.05$). Las diferencias entre las estimaciones grupales y el sesgo de medición aumentan a medida que se incrementa la velocidad en el tapiz rodante.

Conclusiones: La aceleración medida en la muñeca podría sobreestimar la aceleración realmente producida en la cadera. Este efecto debe tenerse en cuenta a la hora de cuantificar la carga en programas de actividad física para la prevención de la osteoporosis.

Palabras clave: Acelerómetro; Osteoporosis; Prevención; Localización, Ejercicio.

Influence of accelerometer location to quantify physical activity in osteoporosis prevention programs

ABSTRACT

Objective: Physical activity has positive effects on bone health. In order to develop osteoporosis prevention programs based on physical activity, exercise intensity must be precisely quantified in order to guarantee its effectiveness as well as to ensure skeletal integrity. The objective has been assessing the influence of the accelerometer location to quantify the intensity of physical activity in osteoporosis prevention programs.

Method: Eighteen premenopausal women completed an exercise protocol consisting of five countermovement jumps followed by four treadmill bouts at different speeds. Participants carried accelerometers located on the wrist and hip, and the acceleration measures recorded at both locations were compared. Three types of analysis were analyzed: 1) Association between measurements from both locations. 2) Level of similarity in group estimates. 3) Evaluation of measurement bias.

Results: Low correlation between peak acceleration measured at hip and wrist in all protocol tests ($r = 0.046-0.469$, $p < 0.05$). Differences in group estimates and measurement bias between the records of both locations increase as the treadmill speed does.

Conclusions: Acceleration measured in the wrist could overestimate the acceleration produced in the hip. This effect must be taken into account when quantifying mechanical loads in physical activity programs for the prevention of osteoporosis.

Keywords: Accelerometer; Osteoporosis; Prevention; Location; Exercise.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: horacio.trigo@gmail.com (H. Sánchez-Trigo).

<https://doi.org/10.33155/j.ramd.2020.07009>

Consejería de Educación y Deporte de la Junta de Andalucía. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND

(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>)

Influência da localização do acelerômetro na quantificação da atividade física em programas de prevenção da osteoporose

RESUMO

Objetivo: A atividade física tem efeitos positivos na saúde óssea. Para desenvolver programas de prevenção da osteoporose com base na atividade física, sua intensidade deve ser quantificada com precisão, a fim de garantir sua eficácia e a integridade esquelética do indivíduo. O objetivo foi avaliar a influência da localização do acelerômetro para quantificar a intensidade da atividade física em programas de prevenção da osteoporose.

Método: Dezoito mulheres na pré-menopausa completaram um protocolo de exercícios composto por cinco saltos com contramovimento e quatro séries em esteira em diferentes velocidades. Os participantes carregaram acelerômetros localizados no punho e no quadril, e as medidas de aceleração registradas nos dois locais foram comparadas. Foram realizados três tipos de análise: 1) Associação entre as medidas dos dois locais. 2) Nível de similaridade nas estimativas de grupo. 3) Avaliação do viés de medição.

Resultados: Baixa correlação entre as medidas de aceleração registradas no punho e no quadril em todos os testes de protocolo ($r = 0.046-0.469$, $p < 0.05$). As diferenças entre as estimativas de grupo e o viés de medição aumentam à medida que a velocidade na esteira aumenta.

Conclusões: A aceleração medida no pulso pode superestimar a aceleração realmente produzida no quadril. Esse efeito deve ser levado em consideração na quantificação da carga de programas de atividade física para a prevenção da osteoporose.

Palavras-chave: Acelerômetro; Osteoporose; Prevenção; Localização; Exercício.

Introducción

La osteoporosis es una enfermedad sistémica del esqueleto caracterizada por una baja masa ósea y por una alteración de la arquitectura ósea, lo que aumenta la fragilidad del hueso y el riesgo de fractura¹. Esta condición es altamente prevalente en todo el mundo. Se calcula que la osteoporosis afecta a 27.5 millones de adultos en la Unión Europea y a 10.2 millones de personas en los Estados Unidos². Además, se estima que una de cada tres mujeres y uno de cada cinco hombres mayores de 50 años sufrirán una fractura debido a la osteoporosis³. La osteoporosis supone una importante carga económica. En Europa, los costos asociados con la hospitalización por fracturas osteoporóticas y el cuidado posterior se elevan a 34 mil millones de euros anuales⁴. En España, se estima que la osteoporosis afecta a 2.5 millones de personas, lo que genera un costo para el sistema de salud de 3.2 mil millones de euros por año⁵. Además, se espera que estos costos se dupliquen para 2050 a la vista de los cambios demográficos previstos⁶. Esta enorme carga sobre los Sistemas de Salud hace que la osteoporosis sea considerada un importante problema de salud pública en todo el mundo, lo cual genera un creciente interés en el desarrollo de programas de prevención.

Entre las estrategias que pueden ayudar a prevenir la osteoporosis, se recomienda la realización de ejercicio físico regular. La evidencia muestra que diferentes tipos de actividad física (ej: ejercicio aeróbico y entrenamiento de fuerza) tienen efectos positivos sobre la densidad mineral ósea tanto en mujeres premenopáusicas como postmenopáusicas⁷. Los huesos son tejidos vivos y tienen la capacidad de adaptarse a la actividad física aumentando su tamaño, forma o densidad para resistir mejor las demandas biomecánicas⁸. Específicamente, el ejercicio aumenta la densidad mineral ósea (DMO), la masa ósea y la resistencia ósea al estimular las vías osteogénicas y la actividad de osteoblastos y osteocitos, así como al inhibir la osteoclastogénesis y la resorción ósea⁹. Para que la masa ósea aumente, el tejido óseo debe estimularse con cargas mecánicas que excedan un cierto umbral, ya que la respuesta osteogénica depende de la magnitud de las fuerzas mecánicas aplicadas¹⁰. En este sentido, estudios previos¹¹ destacaron la importancia de alcanzar aceleraciones por encima de 3.9 g en la actividad física para obtener adaptaciones óseas positivas. Por lo tanto, se sugiere que, para desarrollar protocolos efectivos para la prevención de la osteoporosis y garantizar la integridad esquelética, la intensidad del ejercicio debe cuantificarse y monitorearse con objetividad y precisión.

Hoy en día, nuevas tecnologías basadas en acelerometría se utilizan cada vez más para controlar el ejercicio y evaluar la carga mecánica en las actividades físicas¹⁰. Un acelerómetro es un dispositivo electromecánico que convierte el movimiento mecánico en una señal eléctrica¹². Por lo tanto, estos dispositivos pueden proporcionar mediciones objetivas del movimiento y

podrían ayudar a implementar programas efectivos de prevención de la osteoporosis. Los avances en estos monitores de actividad basados en la acelerometría y su disponibilidad comercial representan una oportunidad para que una población más amplia evalúe la intensidad de la actividad física que realiza. Sin embargo, el costo de acelerómetros fiables sigue siendo alto y la interpretación de los datos resultantes por parte del usuario sigue siendo un desafío¹³. Además, faltan datos sobre la validez de los monitores de actividad basados en acelerómetros portátiles destinados a prevenir la osteoporosis¹⁰. La fragilidad ósea asociada a la osteoporosis hace que sea necesaria una cuantificación precisa de las cargas mecánicas a las que se somete el esqueleto. Una carga insuficiente no lograría la mejora deseada en el sistema óseo, pero una carga excesiva provocaría daños y lesiones. En las personas afectadas por osteoporosis, el umbral entre un estímulo eficaz y un estímulo perjudicial puede ser relativamente estrecho, por lo que es necesario un control de las cargas preciso. Los monitores de actividad pueden situarse en distintas localizaciones, típicamente en la muñeca en forma de pulsera o en la cadera en forma de cinturón. La cadera es la localización más habitual en que se sufren fracturas osteoporóticas¹⁴, por lo que los programas de ejercicio para la prevención de osteoporosis deben someter a la cadera a cargas mecánicas que produzcan el deseado efecto osteogénico. Por ello, la cadera sería la localización idónea para monitorizar la aceleración producida por la actividad física y poder así cuantificar la carga a la que se somete. No obstante, los dispositivos de muñeca son más populares entre los consumidores por su comodidad de uso¹⁵. Si bien los dispositivos de muñeca pueden presentar una mayor adherencia en su utilización¹⁶, los impactos medidos en muñeca podrían no ser equivalentes a los que sufre la cadera, por lo que la eficacia de la intervención o la integridad del sujeto podrían verse comprometidos. En consecuencia, el objetivo de este estudio fue realizar una comparación entre las medidas de aceleración registradas en muñeca y cadera por distintos monitores de actividad. Se pretende así evaluar la importancia de la localización del monitor de actividad para la implementación de programas de prevención de osteoporosis.

Método

Participantes

Dieciocho mujeres premenopáusicas sanas (edad, 44 ± 5 años; masa, 63 ± 9 kg; altura, 165 ± 7 cm) de Sevilla (España) y áreas circundantes se ofrecieron como voluntarias para participar en este estudio. Los participantes recibieron información detallada sobre el estudio y confirmaron su capacidad para participar en el protocolo de ejercicio. Este estudio fue aprobado por el Comité

Andaluz de Ética en Investigación Biomédica y todos los participantes dieron su consentimiento informado por escrito.

Procedimiento

Este estudio tuvo como objetivo evaluar la influencia de la localización de los monitores de actividad física basados en acelerometría en la cuantificación de la carga mecánica. Se empleó para ello dos tipos de dispositivos: a) Muvone® (Secmotix, Sevilla, España) un acelerómetro previamente validado¹⁷ y que integra el chip BMX055 (Bosch Sensortec, Alemania), un sensor de aceleración triaxial de 12 bits diseñado para dispositivos electrónicos móviles; y b) ActiGraph GT3X+ (ActiGraph LLC, Pensacola, FL), ampliamente utilizado en la investigación de actividad física¹⁸. Su fiabilidad para medir la aceleración con precisión se ha demostrado previamente¹⁹. El GT3X+ y el Muvone® son dispositivos portátiles ligeros (GT3X+: 27 gr, 3.8 cm × 3.7 cm × 1.8 cm. Muvone®: 9 gr, 3.2 cm x 3.2 cm x 1.1 cm). Los participantes llevaron dos parejas de estos monitores mientras ejecutaban los ejercicios del protocolo que se describe a continuación. Los participantes llevaban un cinturón ajustado que contenía un GT3X+ y un Muvone® colocado sobre la cadera no dominante (cresta ilíaca), y una pulsera ajustada de forma segura que contenía asimismo un GT3X+ y un Muvone®. La pulsera se unió a la muñeca no dominante (pliegue superior de la muñeca). Por lo tanto, se utilizaron dos pares de unidades GT3X+ y Muvone® colocados adyacentes y adheridos entre sí asegurando la alineación de ejes. La [Figura 1](#) muestra la colocación de acelerómetros. Al final de cada serie de ejercicios, los investigadores se aseguraron de que tanto el cinturón como la pulsera continuaran ajustados adecuadamente.

Antes de participar en el protocolo de ejercicio, los participantes recibieron instrucciones sobre cómo usar la cinta de correr de forma segura y se familiarizaron con las pruebas del estudio. Al colocar los acelerómetros, los participantes completaron un protocolo de ejercicio estandarizado durante una sesión de actividad en el laboratorio. El protocolo de ejercicio constaba de cinco saltos de contramovimiento (CMJ) con un descanso de 30 segundos entre cada salto. La altura del salto se midió con un sistema optoeléctrico (OptoGait, Microgate, Bolzano, Italia). Luego, los participantes realizaron cuatro pruebas en tapiz rodante (HP-Cosmos®, Traunstein, Alemania) a 4.8, 6.4, 9.7 y 12 km·h⁻¹, replicando un protocolo descrito en estudios previos¹⁸. La duración de cada prueba en el tapiz fue de dos minutos con un minuto de descanso entre pruebas. Las participantes permanecieron inmóviles durante los intervalos de descanso y completaron el protocolo de ejercicios en orden aleatorio. Para evaluar los parámetros espacio-temporales de la marcha durante el protocolo, se utilizó un sistema de fotocélulas situado en el suelo (OptoGait, Microgate, Bolzano, Italia).

Análisis Estadístico

Ambos dispositivos, Muvone® y GT3X+, se inicializaron para recoger la aceleración en bruto en tres planos ortogonales individuales (vertical (VT), anteroposterior (AP) y medio-lateral (ML)), a frecuencia de muestreo de 40 Hz. Las señales analógicas resultantes se digitalizaron mediante un convertidor analógico-digital de 12 bits. Este estudio ha sido realizado utilizando datos de aceleración en bruto, ya que así se puede capturar la naturaleza esporádica de la actividad física cotidiana con mayor precisión que con los datos reducidos en intervalos de muestreo temporal (*epochs*)¹⁹. Los monitores GT3X+ se actualizaron con la versión de *firmware* 3.2.1. Fueron incluidos en los análisis estadísticos aquellos participantes para los que se registraron datos de todos los dispositivos en ambas ubicaciones (cadera y muñeca). A partir de los datos de aceleración en bruto registrados por cada dispositivo (en unidades de g), se calculó la magnitud del vector triaxial (VM) como $VM = \sqrt{VT^2 + AP^2 + ML^2}$ ¹⁸. Posteriormente se extrajo el



Figura 1. Acelerómetros Muvone® y GT3X+ adyacentes y pegados, colocados sobre la cadera y la muñeca no dominantes.

valor de aceleración pico registrado en cada segundo en VM para construir el vector de aceleración pico²⁰.

Se realizaron tres tipos de análisis para comparar las medidas entre dispositivos situados en cadera y muñeca siguiendo recomendaciones de estudios previos²¹: Análisis 1) Asociación entre mediciones de la aceleración pico de ambas localizaciones, evaluada por coeficientes de correlación de Pearson (r) con la siguiente interpretación cualitativa: insignificante (<0.1), pequeña (0.1-0.29), moderada (0.3-0.49), alta (0.5-0.69), muy alta (0.7-0.89) o casi perfecta (≥0.9)²². Análisis 2) Nivel de similitud en las estimaciones grupales, evaluando las diferencias entre las medias de la aceleración mediante la prueba T-Student para muestras relacionadas. Análisis 3) Evaluación del sesgo de medición (nivel de concordancia entre dispositivos) mediante análisis de Bland-Altman.

El nivel de significación para todos los análisis se estableció en $p < 0.05$ y se realizaron para cada prueba de ejercicio (CMJ) y series en tapiz rodante) y para cada ubicación evaluada (cadera y muñeca). El análisis estadístico se realizó utilizando el software JAMOVI (versión 1.0.7.0 The jamovi project 2019).

Resultados

Análisis 1) Asociación entre mediciones de ambas localizaciones

En primer lugar se calcularon los coeficientes de correlación de Pearson ($p < 0.05$) para determinar el nivel de asociación entre las

medidas realizadas en cadera y muñeca por Muvone® y GT3X+. La aceleración pico medida en cadera y muñeca por Muvone® y GT3X+ presentó una correlación entre insignificante y moderada para todas las pruebas de protocolo (CMJ y series en tapiz rodante). Para el CMJ se encontró una correlación pequeña en GT3X+ ($r = 0.172$) y una correlación pequeña en Muvone® ($r = 0.126$) (Tabla 1). Para las series en tapiz rodante, se obtuvieron correlaciones entre insignificante y moderada con el GT3X+ ($r = 0.046-0.469$) y entre insignificante y moderada con Muvone® ($r = 0.052-0.397$) (Tabla 1).

Tabla 1. Resultados del análisis de correlación (análisis 1) y diferencia entre medias de las medidas realizadas en muñeca y cadera (análisis 2).

Dispositivo	Prueba	Correlación (Pearson r)	Diferencia entre medias (T-Student)
ActiGraph	CMJ	0.172	0.108 g ($p=0.51$)
	4.8 Km/h	0.046	0.094 g ($p=0.61$)
	6.4 Km/h	0.469	0.420 g ($p=0.39$)
	9.7 Km/h	0.182	1.178 g ($*p<0.01$)
	12 Km/h	0.281	1.924 g ($*p=0.02$)
Muvone	CMJ	0.126	0.258 g ($p=0.18$)
	4.8 Km/h	0.052	0.069 g ($p=0.72$)
	6.4 Km/h	0.397	0.221 g ($p=0.64$)
	9.7 Km/h	0.128	0.652 g ($p=0.06$)
	12 Km/h	0.169	1.384 g ($p=0.06$)

CMJ: Countermovement Jump (Salto con contramovimiento).

Análisis 2) Nivel de similitud en las estimaciones grupales

Para evaluar si los resultados de los dispositivos arrojaron estimaciones grupales similares en cadera y muñeca, las diferencias entre las medias de aceleración pico medidas por Muvone® y GT3X+ para cada participante se evaluaron mediante pruebas T-Student para muestras relacionadas ($p<0.05$). Se encontraron diferencias significativas entre cadera y muñeca en las pruebas de 9.7 y 12 km/h en los dispositivos GT3X+. En los dispositivos Muvone® la diferencia en dichas pruebas fue tendente a la significación ($p=0.06$) (Tabla 1). En las pruebas a 9.7 y 12 km/h se encontraron diferencias significativas ($p<0.05$) entre cadera y muñeca para el GT3X+, y tendentes a la significación ($p=0.06$) para Muvone®.

Los datos indican que las diferencias aumentan a medida que lo hace la velocidad en tapiz rodante y por tanto la magnitud de los impactos.

Análisis 3) Nivel de concordancia entre localizaciones

Finalmente, el nivel de concordancia entre localizaciones (cadera y muñeca) se evaluó mediante el análisis de Bland-Altman. En la Tabla 2 se especifica el sesgo (bias) medio para cada prueba y dispositivo, así como los límites superior e inferior de concordancia (límites del 95%).

El sesgo medio absoluto entre cadera y muñeca se situó entre 0.055 g y 1.682 g en las mediciones realizadas por el GT3X+, lo cual corresponde a un sesgo medio relativo entre el 0.19% y el 27.31%. Las medidas realizadas por Muvone® mostraron de

forma similar un sesgo medio absoluto de entre 0.043 g y 1.172 g, correspondiente a un sesgo medio relativo entre el 1.08% y el 19.91%. Los datos mostrados en la tabla indican que el sesgo aumenta a medida que lo hace la velocidad en tapiz rodante y por tanto la magnitud de los impactos. Por lo tanto, los análisis de Bland-Altman mostraron una moderada concordancia entre la aceleración pico medida en cadera y muñeca tanto por GT3X+ como por Muvone®.

Tabla 2. Análisis de Bland-Altman.

Dispositivo	Prueba	Sesgo Medio (Muñeca - Cadera)	Límite inferior de concordancia	Límite superior de concordancia
ActiGraph	CMJ	0.055 g (0.19%)	-2.474 g	2.364 g
	4.8 Km/h	0.070 g (0.50%)	-1.645 g	1.505 g
	6.4 Km/h	0.636 g (13.29%)	-2.421 g	3.692 g
	9.7 Km/h	1.105 g (21.79%)	-2.167 g	4.377 g
	12 Km/h	1.682 g (27.31%)	-1.923 g	5.287 g
Muvone	CMJ	0.205 g (3.58%)	-2.630 g	3.039 g
	4.8 Km/h	0.043 g (1.08%)	-1.620 g	1.707 g
	6.4 Km/h	0.423 g (9.07%)	-2.736 g	3.582 g
	9.7 Km/h	0.621 g (14.54%)	-3.056 g	4.298 g
	12 Km/h	1.172 g (19.91%)	-2.736 g	5.080 g

CMJ: Countermovement Jump (Salto con contramovimiento).

Discusión

El objetivo de este estudio fue realizar una comparación entre las medidas de aceleración registradas en muñeca y cadera por distintos monitores de actividad. En personas con debilidad ósea es necesario cuantificar con precisión el nivel de impacto que la actividad física genera, para preservar la integridad de la persona y asegurar que la intervención basada en ejercicio físico es eficaz.

Se pretende así evaluar la importancia de la localización del monitor de actividad para la implementación de programas de prevención de osteoporosis. Para ello se compararon las mediciones aceleración pico realizadas por Muvone® y GT3X+ durante un protocolo de ejercicio que comprende cinco CMJ y cuatro series en tapiz rodante a diferentes velocidades (4.8, 6.4, 9.7 y 12 km·h⁻¹). Los acelerómetros se ubicaron en la cadera y muñeca no dominantes.

Según recomendaciones de estudios previos²¹, se realizaron tres tipos de análisis estadísticos para evaluar los datos:

Primero, la asociación entre las mediciones realizadas en cadera y muñeca fue evaluada mediante los coeficientes de correlación de Pearson. Para el CMJ se encontró una correlación pequeña tanto en GT3X+ ($r = 0.172$) como en Muvone® ($r = 0.126$) (Tabla 1). Para las series en tapiz rodante, se obtuvieron correlaciones entre insignificante y moderada tanto con el GT3X+ ($r = 0.046-0.469$) como con Muvone® ($r = 0.052-0.397$) (Tabla 1).

En segundo lugar, para valorar el nivel de similitud en las estimaciones grupales realizadas en cadera y muñeca, se evaluó las diferencias para muestras relacionadas ($p < 0.05$), observando como dichas diferencias aumentaban a medida que lo hacía la velocidad de la prueba, y con ello el nivel de impacto (Figura 2).

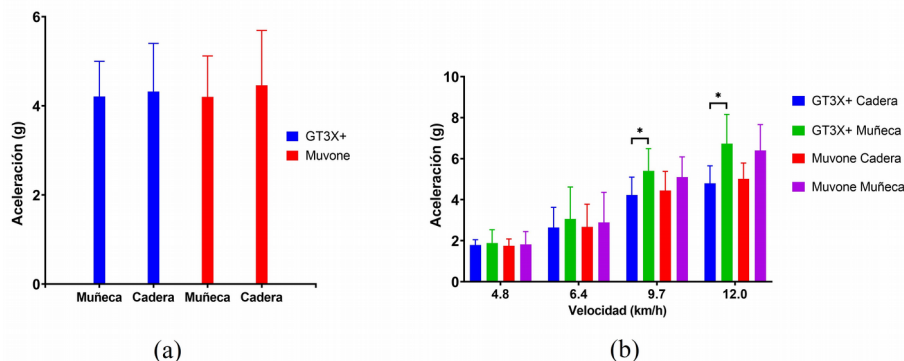


Figura 2. Comparación entre medias de aceleración pico medidas en cadera y muñeca por GT3X+ y Muvone® durante las pruebas de CMJ (a) y tapiz rodante (b).

Algo similar ocurría con el de sesgo de medición (nivel de concordancia entre dispositivos), pues también aumentaba con la velocidad de la prueba y con el nivel de impacto tal y como se evidenció en los análisis de Bland-Altman (Tabla 2).

Una limitación en este estudio fue la variedad de actividades físicas probadas. El protocolo de ejercicio incluyó CMJ y series en tapiz rodante a diferentes velocidades. Durante la vida diaria normal, se realizan muchas otras actividades que implican aceleraciones que necesitarían un análisis más detallado. Además, muchas actividades implican el movimiento de brazos claramente disociado del movimiento de la parte inferior del cuerpo (ej: barrer, transportar bolsas, etc.).

En línea con los hallazgos realizados por otros autores²³, nuestros resultados muestran que la aceleración medida en la muñeca podría sobreestimar la aceleración realmente producida en la cadera. Este efecto debe tenerse en cuenta a la hora de cuantificar la carga en protocolos de ejercicios para la prevención de la osteoporosis. Se requieren futuros estudios para evaluar posibles discrepancias entre las medidas realizadas en cadera y muñeca para una variedad más amplia de ejercicios.

Autoría. Todos los autores han contribuido intelectualmente en el desarrollo del trabajo, asumen la responsabilidad de los contenidos y, asimismo, están de acuerdo con la versión definitiva del artículo. **Financiación.** Esta investigación fue financiada por la 2ª Convocatoria INNOLABS *Innovative Health Solutions* (Comisión Europea), número de subvención 691556. **Agradecimientos.** Los autores agradecen a todas las voluntarias su participación en este estudio. **Conflicto de intereses.** Los autores declaran no tener conflicto de intereses. **Origen y revisión.** No se ha realizado por encargo, la revisión ha sido externa y por pares. **Responsabilidades éticas.** Protección de personas y animales: Los autores declaran que los procedimientos seguidos están conforme a las normas éticas de la Asociación Médica Mundial y la Declaración de Helsinki. Confidencialidad: Los autores declaran que han seguido los protocolos establecidos por sus respectivos centros para acceder a los datos de las historias clínicas para poder realizar este tipo de publicación con el objeto de realizar una investigación/divulgación para la comunidad. Privacidad: Los autores declaran que no aparecen datos de los pacientes en este artículo.

Bibliografía

1. [NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention D, Therapy. Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy. JAMA. 2001;285\(6\):785-95.](#)
2. [Wright NC, Looker AC, Saag KG, Curtis JR, Delzell ES, Randall S, et al. The recent prevalence of osteoporosis and low bone mass in the United States based on bone mineral density at the femoral neck or lumbar spine. J Bone Miner Res. 2014;29\(11\):2520-6.](#)
3. [Sozen T, Ozisik L, Basaran NC. An overview and management of osteoporosis. Eur J Rheumatol. 2017;4\(1\):46-56.](#)
4. [Hernlund E, Svedbom A, Ivergard M, Compston J, Cooper C, Stenmark J, et al. Osteoporosis in the European Union: medical management, epidemiology and economic burden. A report prepared in collaboration with the International Osteoporosis Foundation \(IOF\) and the European Federation of Pharmaceutical Industry Associations \(EFPIA\). Arch Osteoporos. 2013;8\(1-2\):1-115.](#)
5. [Svedbom A, Hernlund E, Ivergard M, Compston J, Cooper C, Stenmark J, et al. Osteoporosis in the European Union: a compendium of country-specific reports. Arch Osteoporos. 2013;8\(1-2\):1-218.](#)
6. [Compston J. Osteoporosis: social and economic impact. Radiol Clin N Am. 2010;48\(3\):477-82.](#)
7. [Pedersen BK, Saltin B. Exercise as medicine - evidence for prescribing exercise as therapy in 26 different chronic diseases. Scand J Med Sci Sports. 2015;25\(Suppl 3\):1-72.](#)
8. [Borer KT. Physical activity in the prevention and amelioration of osteoporosis in women : interaction of mechanical, hormonal and dietary factors. Sports Med. 2005;35\(9\):779-830.](#)
9. [Yuan Y, Chen X, Zhang L, Wu J, Guo J, Zou D, et al. The roles of exercise in bone remodeling and in prevention and treatment of osteoporosis. Prog Biophys Mol Bio. 2016;122\(2\):122-30.](#)
10. [Sanudo B, de Hoyo M, Del Pozo-Cruz J, Carrasco L, Del Pozo-Cruz B, Tejero S, et al. A systematic review of the exercise effect on bone health: the importance of assessing mechanical loading in perimenopausal and postmenopausal women. Menopause. 2017;24\(10\)](#)
11. [Vainionpää A, Korpelainen R, Vihriala E, Rinta-Paavola A, Leppaluoto J, Jamsa T. Intensity of exercise is associated with bone density change in premenopausal women. Osteoporosis Int. 2006;17\(3\):455-63.](#)
12. Suh M. 12 - Wearable sensors for athletes. In: Dias T, editor. Electronic Textiles. Oxford: Woodhead Publishing; 2015. p. 257-73.
13. [Sievänen H, Kujala UM. Accelerometry-Simple, but challenging. Scand J Med Sci Sports. 2017;27\(6\):574-8.](#)
14. [Aguilar Del Rey FJ, Perez Gonzalez O. Epidemiology of osteoporotic fractures in Andalusia, Spain, from 2000-2010. Med Clin. 2018;150\(8\):297-302.](#)
15. [Hargens TA, Deyarmin KN, Snyder KM, Mihalik AG, Sharpe LE. Comparison of wrist-worn and hip-worn activity monitors under free living conditions. J Med Eng Technol. 2017;41\(3\):200-7.](#)
16. [van Hees VT, Renstrom F, Wright A, Gradmark A, Catt M, Chen KY, et al. Estimation of daily energy expenditure in pregnant and non-pregnant women using a wrist-worn tri-axial accelerometer. PloS one. 2011;6\(7\):e22922.](#)
17. [Sanchez-Trigo H, Sanchez-Oliver A, Abt G, Sañudo B. Validation of a Wearable Accelerometer-Based Activity Monitor for Use in Future Osteoporosis Prevention Programs. Sustainability. 2020;12\(6\): 1-11.](#)
18. [Sasaki JE, John D, Freedson PS. Validation and comparison of ActiGraph activity monitors. J Sci Med Sport. 2011;14\(5\):411-6.](#)
19. [Rowlands AV, Stiles VH. Accelerometer counts and raw acceleration output in relation to mechanical loading. J Biomech. 2012;45\(3\):448-54.](#)
20. [Stiles VH, Griew PJ, Rowlands AV. Use of accelerometry to classify activity beneficial to bone in premenopausal women. Med Sci Sports Exerc. 2013;45\(12\):2353-61.](#)
21. [Welk GJ, McClain J, Ainsworth BE. Protocols for evaluating equivalency of accelerometer-based activity monitors. Med Sci Sports Exerc. 2012;44\(Suppl 1\):S39-49.](#)
22. [Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. Med Sci Sports Exerc. 2009;41\(1\):3-13.](#)
23. [Hildebrand M, van Hees VT, Hansen BH, Ekelund U. Age group comparability of raw accelerometer output from wrist- and hip-worn monitors. Med Sci Sports Exerc. 2014;46\(9\):1816-24.](#)