

Article

Cuantificación de la Intensidad del Entrenamiento de Ejercicios de Estabilidad de Core mediante un Acelerómetro de Smartphone

David Barbado, Belen Irlés-Vidal, Amaya Prat-Luri, María Pilar García-Vaquero y Francisco J. Vera-García

RESUMEN

Aunque el entrenamiento de estabilidad de core (CS) se utiliza en gran medida para mejorar el rendimiento motor y prevenir lesiones musculoesqueléticas, la falta de métodos para cuantificar la intensidad del entrenamiento de CS dificulta el diseño de los programas de CS y la comparación y generalización de sus efectos. El objetivo de este estudio fue analizar la fiabilidad de los acelerómetros integrados en los smartphones para cuantificar la intensidad de varios ejercicios isométricos de CS. Además, este estudio analizó hasta qué punto los datos de aceleración pélvica representan la estabilidad local de las estructuras del core o el control postural de todo el cuerpo. Veintitrés hombres y mujeres físicamente activos realizaron dos sesiones de prueba espaciadas con una semana de intervalo, cada una de las cuales consistió en dos pruebas de 6 segundos de cinco variaciones de los ejercicios de puente frontal, puente supino, puente lateral y bird-dig. Con el fin de evaluar la intensidad de la carga basándose en el desafío de control postural de los ejercicios de CS, se utilizó un acelerómetro de un smartphone y dos plataformas de fuerza para medir la aceleración lineal pélvica media y la velocidad media de desplazamiento del centro de presión, respectivamente. La fiabilidad se evaluó mediante el coeficiente de correlación intraclase (ICC3,1) y el error estándar de medida (SEM). Además, se utilizó el coeficiente de Pearson para analizar la correlación entre los parámetros.

INTRODUCCIÓN

Basado en los resultados de estudios correlacionales y experimentales [1-4], el entrenamiento de estabilidad de core (CS) es ampliamente utilizado en diferentes campos hoy en día, principalmente para mejorar el rendimiento deportivo y para prevenir y rehabilitar lesiones musculoesqueléticas. Sin embargo, en varios estudios experimentales, los programas de entrenamiento de CS no han dado los resultados positivos que cabría esperar [5-7]. Una de las principales razones que podrían explicar estos resultados tan pobres y controvertidos es la limitada modulación y cuantificación de los parámetros de carga de entrenamiento, especialmente la intensidad del entrenamiento. En los programas de CS, el volumen de entrenamiento se ha modulado a través de parámetros fácilmente cuantificables, es decir, la duración del ejercicio, el número de repeticiones y series, etc. [5,8,9]. Sin embargo, aunque la intensidad del entrenamiento ha sido manipulada modificando la dificultad del ejercicio de CS a través de variaciones en diferentes restricciones mecánicas (por ejemplo, postura del participante, brazo de palanca, base de apoyo, superficies inestables, etc.) [9-11], hasta donde los autores saben, ningún estudio experimental ha cuantificado la intensidad del entrenamiento del CS basado en parámetros objetivos.

La cuantificación de la intensidad de la carga es esencial para analizar las relaciones dosis-respuesta entre el entrenamiento y las adaptaciones de la CS. Los entrenadores, instructores de fitness, practicantes e investigadores suelen manipular la intensidad de los ejercicios de CS basándose en sus criterios personales, pero no utilizan ninguna metodología o técnica basada en el campo para evaluar si el nivel de dificultad de los ejercicios de CS es suficiente para desafiar la estabilidad de las estructuras del core y, por lo tanto, para inducir adaptaciones de la CS [12]. En el laboratorio, la dificultad de los participantes para mantener o retomar una postura o trayectoria deseada del tronco se evalúa con precisión utilizando métodos biomecánicos, como la carga repentina [13-16] y/o protocolos de equilibrio en posiciones de sentado [13,14,17-19]. Sin embargo, estos métodos no parecen adecuados para cuantificar la carga de entrenamiento de CS, ya que tienen un procesamiento de datos complejo y de alto costo, y especialmente porque sus resultados no se obtienen durante la ejecución de los ejercicios de CS y por lo tanto no son fácilmente aplicables a la prescripción de entrenamiento. Entre los diferentes instrumentos de laboratorio, los acelerómetros podrían ser capaces de superar estos inconvenientes, ya que tienen algunas características que los convierten en una herramienta potencial para evaluar la CS mientras se realizan estos ejercicios. Hoy en día, los acelerómetros están integrados en dispositivos electrónicos como smartphones e iPods [20,21], y esto los ha convertido en dispositivos adecuados que pueden ser utilizados en aplicaciones profesionales y científicas debido a su bajo costo, portabilidad y facilidad de uso. Además, los acelerómetros de los smartphones ya han demostrado su fiabilidad cuantificando la estabilidad en diferentes condiciones de equilibrio [22,23]. Sin embargo, hasta donde saben los autores, no existen estudios sobre la idoneidad de estos acelerómetros para cuantificar la intensidad del entrenamiento de CS basándose en el desafío del control postural de los ejercicios.

En el presente estudio, varios de los ejercicios más comunes de CS empleados en fitness, deportes y rehabilitación (puente frontal, puente supino, puente lateral y bird-dog) [24] se realizaron con un acelerómetro de un smartphone colocado en la pelvis mientras se realizaban los ejercicios en dos plataformas de fuerza. Las aceleraciones de la pelvis se utilizaron como medidas de la CS en base al concepto de estabilidad lumbopélvica desarrollado en entornos clínicos, en el que la CS se ha evaluado generalmente como la capacidad de mantener una determinada posición lumbopélvica en posición supina durante diferentes ejercicios [9,25,26]. El objetivo principal fue evaluar la fiabilidad del acelerómetro del smartphone para cuantificar la intensidad de estos ejercicios de CS. Además, también se analizó la relación entre las aceleraciones pélvicas y el control postural de todo el cuerpo (es decir, el balanceo del centro de presión (COP)) para permitir una discusión sobre la estabilidad local y global. En general, la obtención de una herramienta precisa y fiable para cuantificar la intensidad de los ejercicios de CS permitiría tanto identificar el nivel de CS de los individuos como manipular las cargas de entrenamiento durante las intervenciones de CS. Esto puede ser útil para una caracterización de la dosis-respuesta de los programas de entrenamiento de CS.

MATERIALES Y MÉTODOS

Participantes

Veintitrés voluntarios hombres ($n = 12$; edad: $23,5 \pm 3,6$ años; altura: $173,9 \pm 4,7$ cm; masa: $73,9 \pm 6,3$ kg) y mujeres sanas ($n = 11$; edad: $24,1 \pm 1,5$ años; altura: $165,0 \pm 11,5$ cm; masa: $63,1 \pm 8,8$ kg) participaron en el estudio. En un intento de minimizar la variabilidad potencial causada por la condición física de los individuos, todos los participantes eran físicamente activos con una frecuencia de ejercicio de 2-3 días por semana y su edad oscilaba entre 18 y 30 años. Además, debido a las dimensiones de las plataformas de fuerza, la altura de los participantes se limitó a un máximo de 185 cm, lo que también ayudó a reducir la influencia de la antropometría en los datos posturográficos. Se excluyeron del estudio las mujeres embarazadas y los participantes con hernia inguinal, incontinencia urinaria o cualquier patología que contraindique la práctica del ejercicio físico. Los participantes llenaron un consentimiento informado por escrito de acuerdo con la Declaración de Helsinki. El protocolo de estudio fue aprobado por la Oficina Universitaria de Ética de la Investigación (DPS.FVG.02.14) de la Universidad Miguel Hernández de Elche (España).

Procedimiento Experimental

Los participantes completaron dos sesiones de prueba (60 minutos cada una) con una semana de intervalo en un laboratorio de biomecánica. En cada sesión de prueba, los participantes realizaron cinco variaciones de los cuatro ejercicios de CS dos veces (Figs 1 y 2), para un total de 40 ensayos. Para los ejercicios de puente, se realizaron las siguientes variaciones basadas en una progresión establecida a través de cambios en el torque gravitacional del tronco, el número de extremidades de apoyo y/o el uso de una superficie inestable (por ejemplo, el entrenador de equilibrio BOSUTM) (Fig. 1): A) puente corto, B) puente largo, C) puente con apoyo de una sola pierna, D) puente con apoyo de las dos piernas en una superficie inestable, y E) puente con apoyo de una sola pierna en una superficie inestable. Como el bird-dog tiene características diferentes, se realizó la siguiente progresión (Fig. 2): A) posición de tres puntos con una pierna elevada, B) posición de tres puntos con una pierna elevada y la rodilla contralateral sobre una superficie inestable,

C) posición clásica de bird-dog de dos puntos con una pierna y un brazo contralateral elevados, D) posición de bird-dog de dos puntos de con el antebrazo sobre una superficie inestable, y E) posición de bird-dog de dos puntos con la rodilla sobre una superficie inestable. Todas las variaciones realizadas en una sola pierna se realizaron con el apoyo de las extremidades dominantes.

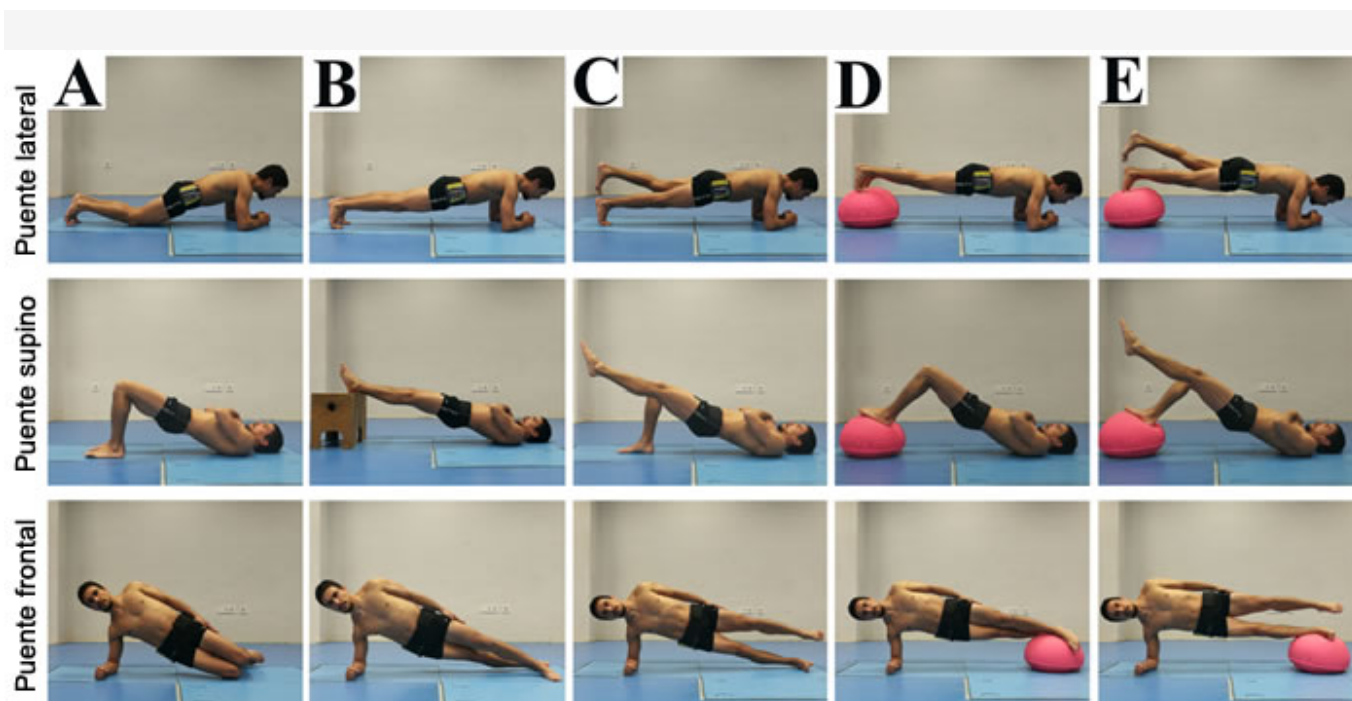


Figura 1. Variaciones de los ejercicios de puente frontal, supino y lateral.

A) puente corto, B) puente largo, C) puente con apoyo de una sola pierna, D) puente con apoyo de las dos piernas en una superficie inestable, y E) puente con apoyo de una sola pierna en una superficie inestable. El individuo representado es el primer autor. Los individuos en este manuscrito han dado su consentimiento informado por escrito (como se indica en el formulario de consentimiento de PLOS) para publicar estos detalles del caso.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262.g001>

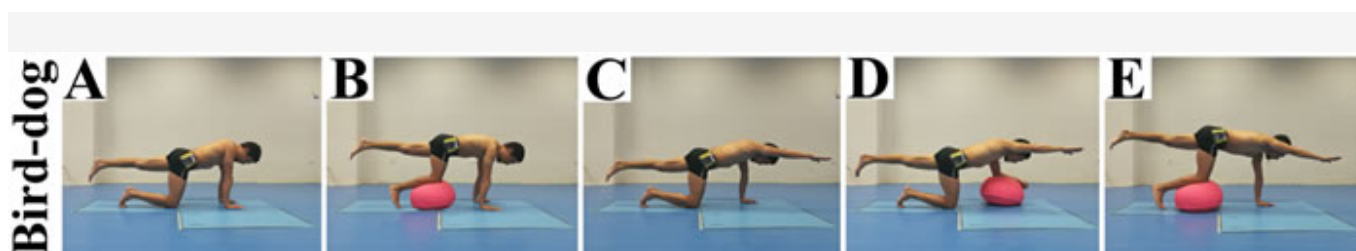


Figura 2. Variaciones del ejercicio bird-dog.

A) posición de tres puntos con una pierna elevada, B) posición de tres puntos con una pierna elevada y la rodilla contralateral sobre una superficie inestable, C) posición clásica de bird-dog de dos puntos con una pierna y un brazo contralateral elevados, D) posición de bird-dog de dos puntos de con el antebrazo sobre una superficie inestable, y E) posición de bird-dog de dos puntos con la rodilla sobre una superficie inestable. El individuo representado es el primer autor. Los individuos en este manuscrito han dado su consentimiento informado por escrito (como se indica en el formulario de consentimiento de PLOS) para publicar estos detalles del caso.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262.g002>

Para analizar el control postural de todo el cuerpo durante los ejercicios de CS, cada ensayo se llevó a cabo en dos plataformas de fuerza sincronizadas (9287CA, Kistler, Suiza). El desplazamiento del COP se registró a 1000 muestras/s en dirección antero-posterior y medial-lateral a través del software BioWare (versión 5.2.1.3, Kistler, Suiza). Al mismo tiempo, para evaluar el control postural del tronco inferior, se registraron aceleraciones lineales pélvicas a 100 muestras/s desde

un acelerómetro de 3 ejes (modelo LIS3DH, STMicroelectronics, Suiza) incorporado en un smartphone (Motorola Moto G, 2013, EEUU.), utilizando una aplicación móvil gratuita (Accelerometer Analyzer, Mobile Tools, Polonia) de la cual se retiró la gravedad terrestre. Se utilizó un cinturón ajustable para colocar el smartphone en el lado dominante de la pelvis, entre la cresta ilíaca y el trocánter mayor. Se eligió esta ubicación para reducir los movimientos del acelerómetro causados por las contracciones musculares. El inicio del acelerómetro fue controlado a distancia desde una computadora a través de una aplicación gratuita (TeamViewer QuickSupport, TeamViewer, Alemania). Esta computadora también se utilizó para recoger los datos del COP simultáneamente.

Antes de la prueba, los participantes realizaron un calentamiento, que consistió en 10 repeticiones de los siguientes ejercicios: movilidad lumbo-pélvica (es decir, círculos pélvicos, anteversión y retroversión pélvica, y cat-camel), crunch cruzado, crunch lateral, extensión del tronco y sentadilla con peso libre. Durante las pruebas, se realizaron variaciones de puente frontal, puente supino, puente lateral y bird-dog bajo la instrucción de que el movimiento del tronco debía mantenerse al mínimo, mientras que la columna lumbar y la pelvis se mantenían en una posición "neutra". En cada ensayo, un investigador colocó a los participantes en la posición adecuada, que debían mantener durante 6 seg, con un descanso de 60 segundos entre los ensayos. Esta duración corta del ejercicio se eligió para reducir la influencia de la fatiga muscular en el control postural en los 40 ensayos realizados en cada sesión de prueba. El orden de las cuatro progresiones de ejercicios (puentes frontales, puentes supinos, puentes laterales y bird-dogs) se asignó al azar entre los participantes. Además, en cada progresión la mitad de la muestra realizó las cinco variaciones de ejercicio desde la condición más fácil a la más difícil y viceversa.

Procesamiento de Datos

Se descartaron el primero y el último segundo de cada prueba, analizando una ventana de 4 seg tanto para las series de tiempo de aceleración como para el COP. Los datos del COP de ambas plataformas de fuerza se unificaron mediante el algoritmo propuesto por el proveedor del producto y el filtro paso bajo a 5 Hz (4º orden, cero desfase, Butterworth) [27]. Luego, se calculó la velocidad media del desplazamiento del COP [28]. En cuanto a la aceleración lineal pélvica, la señal del acelerómetro del smartphone fue de filtro paso bajo a 10 Hz (4º orden, cero desfase, Butterworth) [29] y la aceleración media se calculó como el promedio de la serie de datos de magnitud de aceleración [30,31]. El cálculo de las variables del COP y de aceleración se realizó con el software "ad hoc", desarrollado por nuestro grupo de investigación en el LabView 9.0 (National Instruments, EEUU).

Análisis Estadístico

Los datos descriptivos de cada variable se presentaron como media y desviaciones estándar. La distribución normal de los datos se confirmó utilizando el test de Kolmogorov-Smirnov con la corrección de Lilliefors.

Para analizar la fiabilidad relativa y absoluta, se calculó el coeficiente de correlación intraclass (ICC3,1) y el error estándar de medida (SEM), respectivamente [32]. Los valores del ICC3,1 se interpretaron de acuerdo con los siguientes criterios: excelente (0,90-1,00), bueno (0,70-0,89), justo (0,50-0,69), bajo (<0,50) [33]. El SEM se calculó como la desviación estándar de la diferencia entre las dos sesiones dividida por $\sqrt{2}$ [34]. Este método se empleó para reducir el impacto de la heterogeneidad de la muestra y la influencia del error sistemático. El SEM se expresó en valores absolutos y porcentajes para facilitar la extrapolación de los datos. Teniendo en cuenta que la magnitud de la variabilidad del SEM depende de las tareas [34], la interpretación cualitativa de las puntuaciones del SEM se basó en los resultados de fiabilidad de estudios posturográficos anteriores. Normalmente, los parámetros del COP muestran puntuaciones de fiabilidad absoluta que oscilan entre el 10% y el 30% [35,36]. Sin embargo, un estudio de fiabilidad de los parámetros posturográficos [35] observó que sólo cuando las puntuaciones del SEM eran inferiores al 20%, las puntuaciones del ICC eran superiores a 0,75. Por lo tanto, los valores del SEM inferiores al 20% se consideraron aceptables para este estudio. Los límites del intervalo de confianza se calcularon en un 95% para el ICC y el SEM. Los análisis de fiabilidad se realizaron utilizando una hoja de cálculo diseñada por Hopkins [37]. Debido a que la memoria de almacenamiento del smartphone no fue liberada durante la primera sesión de grabación, se perdieron los datos de aceleración pélvica de 6 participantes. Por lo tanto, el análisis de fiabilidad de los datos de aceleración de los smartphones se llevó a cabo con 17 participantes.

Para evaluar la posible existencia de un efecto de aprendizaje en las mediciones, se empleó un ANOVA de medidas repetidas unidireccional, siendo la *medición* el factor intra-sujeto (2 niveles: prueba y repetición de la prueba) para comparar las variables de COP y de aceleración entre las sesiones de prueba. La significancia práctica del efecto de aprendizaje se evaluó calculando el tamaño del efecto de Cohen con el ajuste de Hedges [38]. Los tamaños del efecto >0,8, 0,8-0,5, 0,5-0,2 y <0,2 se consideraron grandes, moderados, pequeños y triviales, respectivamente [39].

Además, se evaluaron las posibles relaciones entre las variables de COP y de aceleración utilizando el coeficiente de correlación de Pearson. Se utilizó el paquete SPSS (versión 22, SPSS Chicago, Illinois, EEUU.) para realizar el análisis ANOVA y el análisis correlacional, con el nivel de significación establecido en 0,05.

Antes del análisis ANOVA y del análisis de fiabilidad, se realizó un análisis de potencia para calcular el tamaño mínimo de la muestra necesario para detectar resultados significativos. Para el análisis de fiabilidad, basado en el algoritmo de Walter et al. [40], fue necesario un tamaño de muestra de 22 participantes (17 excluyendo los abandonos) para encontrar las puntuaciones del ICC $\geq 0,7$ como resultados significativos (*hipótesis alternativa*: ICC $\geq 0,7$; *hipótesis nula*: ICC $\leq 0,4$; número de observaciones por sujeto = 4; potencia = 80%; $\alpha = 0,05$; posible abandono = 20%). Para el ANOVA, se utilizó el paquete de software gratuito de muestreo GPower 3.1. [41] para estimar el tamaño mínimo de la muestra, mostrando que se necesitaba un tamaño de muestra de 12 participantes (10 excluyendo los abandonos) para detectar diferencias sutiles significativas intra-grupo (tamaño del efecto = 0,3) causadas por el aprendizaje en la evaluación de la prueba-repetición de la prueba ($r = 0,6$; potencia = 80%; $\alpha = 0,05$; posible abandono = 20%).

RESULTADOS

En general, la fiabilidad absoluta y relativa mostrada por la velocidad media del desplazamiento del COP varió de baja a moderada para la mayoría de las variaciones de los ejercicios de CS (Tabla 1). En este sentido, sólo ocho de cada 20 variaciones de ejercicios mostraron una fiabilidad adecuada (ICC $\geq 0,70$; SEM $\leq 20\%$). Por otro lado, como se muestra en la Tabla 2, la aceleración pélvica media presentó una buena fiabilidad relativa para la mayoría de las variaciones de ejercicio (0,71 $<0,88$), excepto para la posición de bird-dog de tres puntos de apoyo con una pierna elevada que sólo obtuvo valores justos (ICC = 0,62). Además, la aceleración pélvica media mostró puntuaciones absolutas de fiabilidad adecuadas en 14 de las 20 variaciones de ejercicio de CS (13,23% \leq SEM \leq 19,97%), obteniendo una media para todas las variaciones de ejercicio de 0,080 m/s² (límites de confianza al 95%: 0,066-0,093 m/s²). Las variaciones del puente-lateral mostraron las mejores puntuaciones del SEM, sin ninguna variación que muestre puntuaciones del SEM por encima del 20%. Por el contrario, tres de las cinco variaciones del bird-dog mostraron valores del SEM superiores al 20%. Con respecto al análisis del efecto de aprendizaje, la velocidad media del desplazamiento del COP y la aceleración pélvica media no mostraron diferencias significativas ($p > 0,05$) entre los días para la mayoría de las variaciones de ejercicio de CS.

Tabla 1. Estadísticas descriptivas (media \pm SD) y fiabilidad relativa (ICC_{3,1}) y absoluta (SEM) entre-sesiones para la velocidad media de desplazamiento del centro de presión (mm/s) obtenida durante las diferentes variaciones de los ejercicios de estabilización del tronco.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262.t001>

| Exercises | Variations | Session 1 | Session 2 | t | p | d | SEM (mm/s) | | | ICC _{3,1} | |
|-----------------|------------|---------------|---------------|-------|------|-------|------------|------------|-------|--------------------|------------|
| | | | | | | | Mean | (LCL-UCL) | % | Mean | (LCL-UCL) |
| Back Bridge* | A | 17.18 ± 5.71 | 17.36 ± 4.16 | -0.14 | 0.89 | 0.04 | 4.39 | 3.38–6.27 | 25.42 | 0.24 | -0.19–0.59 |
| | B | 27.30 ± 8.43 | 27.06 ± 8.72 | 0.12 | 0.91 | -0.03 | 7.22 | 5.55–10.32 | 26.56 | 0.31 | -0.12–0.64 |
| | C | 32.09 ± 9.95 | 32.22 ± 8.17 | -0.07 | 0.95 | 0.01 | 6.14 | 4.75–8.69 | 19.09 | 0.56 | 0.21–0.79 |
| | D | 36.32 ± 10.71 | 33.58 ± 11.23 | 1.68 | 0.11 | -0.25 | 5.54 | 4.29–7.84 | 15.86 | 0.76 | 0.52–0.89 |
| | E | 46.38 ± 15.18 | 46.31 ± 14.49 | 0.05 | 0.97 | -0.01 | 5.70 | 4.41–8.07 | 12.30 | 0.86 | 0.71–0.94 |
| Frontal Bridge* | A | 15.80 ± 7.46 | 15.50 ± 6.11 | 0.18 | 0.86 | -0.04 | 5.62 | 4.32–8.03 | 35.90 | 0.34 | -0.09–0.66 |
| | B | 26.88 ± 8.59 | 28.99 ± 10.25 | -1.35 | 0.19 | 0.22 | 5.31 | 4.11–7.52 | 19.02 | 0.70 | 0.42–0.86 |
| | C | 40.73 ± 13.46 | 39.30 ± 13.71 | 0.54 | 0.60 | -0.11 | 9.02 | 6.98–12.77 | 22.54 | 0.58 | 0.23–0.80 |
| | D | 47.72 ± 16.32 | 44.84 ± 14.44 | 1.25 | 0.22 | -0.19 | 7.78 | 6.02–11.02 | 16.82 | 0.76 | 0.52–0.89 |
| | E | 50.54 ± 14.16 | 48.70 ± 14.24 | 0.68 | 0.50 | -0.13 | 9.16 | 7.08–12.96 | 18.46 | 0.60 | 0.26–0.81 |
| Lateral Bridge* | A | 27.56 ± 8.18 | 24.05 ± 8.41 | 2.04 | 0.53 | -0.42 | 5.82 | 4.50–8.23 | 22.54 | 0.53 | 0.16–0.77 |
| | B | 39.73 ± 9.21 | 40.00 ± 11.15 | -0.14 | 0.89 | 0.03 | 6.49 | 5.02–9.18 | 16.28 | 0.62 | 0.28–0.82 |
| | C | 62.15 ± 18.82 | 59.35 ± 23.00 | 0.80 | 0.43 | -0.13 | 11.81 | 9.13–16.71 | 19.44 | 0.70 | 0.42–0.86 |
| | D | 73.93 ± 25.09 | 65.63 ± 21.35 | 2.73 | 0.01 | -0.36 | 10.31 | 7.97–14.59 | 14.78 | 0.82 | 0.62–0.92 |
| | E | 81.36 ± 22.96 | 71.74 ± 21.49 | 4.22 | 0.00 | -0.43 | 7.56 | 5.82–10.81 | 9.88 | 0.89 | 0.76–0.95 |
| Bird-Dog** | A | 20.38 ± 6.87 | 19.39 ± 5.85 | 0.76 | 0.46 | -0.16 | 4.45 | 3.44–6.30 | 22.39 | 0.53 | 0.16–0.77 |
| | B | 31.37 ± 9.22 | 29.22 ± 10.92 | 0.93 | 0.36 | -0.21 | 7.84 | 5.42–9.93 | 25.89 | 0.41 | 0.42–0.86 |
| | C | 42.14 ± 11.99 | 40.19 ± 12.96 | 0.94 | 0.36 | -0.16 | 7.01 | 8.10–15.04 | 17.04 | 0.70 | -0.11–0.64 |
| | D | 54.36 ± 12.55 | 48.66 ± 12.61 | 1.80 | 0.87 | -0.45 | 10.52 | 6.07–11.10 | 20.43 | 0.31 | 0.01–0.70 |
| | E | 55.50 ± 16.38 | 56.60 ± 14.57 | -0.34 | 0.74 | 0.07 | 10.73 | 8.25–15.33 | 19.14 | 0.54 | 0.16–0.78 |

SD: standard deviation; SEM: standard error of measurement; %: SEM mean expressed in percentage; ICC_{3,1}: intraclass correlation coefficient; LCL: lower confidence limit at 95%; UCL: upper confidence limit at 95%; d: effect size.

* Variations of the frontal, dorsal and lateral bridge exercises: A: short bridges; B: long bridges; C: bridging with single leg support; D: bridging with double leg support on an unstable surface; E: bridging with single leg support on an unstable surface.

** Variations of the bird-dog exercise: A: three-point position with an elevated leg; B: three-point position with an elevated leg and the contralateral knee on an unstable surface; C: classic two-point bird-dog position with elevated contralateral leg and arm; D: two-point bird-dog position with the forearm on an unstable surface; E: two-point bird-dog position with the knee on an unstable surface.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262.t001>

Tabla 2. Estadísticas descriptivas (media ± SD) y fiabilidad relativa (ICC_{3,1}) y absoluta (SEM) entre-sesiones para la aceleración media (m/s²) del acelerómetro del smartphone obtenida durante las diferentes variaciones de los ejercicios de estabilización del tronco.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262.t002>

| Exercise | Variations | Session 1 | Session 2 | t | p | d | SEM (m/s ²) | | | ICC _{3,1} | |
|-----------------|------------|-------------|-------------|-------|------|-------|-------------------------|-----------|-------|--------------------|-----------|
| | | | | | | | Mean | (LCL-UCL) | % | Mean | (LCL-UCL) |
| Back Bridge* | A | 0.25 ± 0.11 | 0.25 ± 0.09 | 0.03 | 0.98 | 0.00 | 0.05 | 0.04-0.08 | 20.93 | 0.76 | 0.45-0.91 |
| | B | 0.22 ± 0.07 | 0.23 ± 0.09 | -0.32 | 0.76 | 0.05 | 0.04 | 0.03-0.06 | 18.57 | 0.77 | 0.48-0.91 |
| | C | 0.60 ± 0.21 | 0.54 ± 0.16 | 2.29 | 0.04 | -0.33 | 0.08 | 0.06-0.12 | 13.23 | 0.84 | 0.62-0.94 |
| | D | 0.43 ± 0.20 | 0.39 ± 0.17 | 1.01 | 0.33 | -0.18 | 0.10 | 0.07-0.15 | 22.50 | 0.76 | 0.45-0.91 |
| | E | 0.57 ± 0.23 | 0.57 ± 0.21 | 0.01 | 0.99 | 0.00 | 0.08 | 0.06-0.12 | 14.42 | 0.88 | 0.70-0.95 |
| Frontal Bridge* | A | 0.17 ± 0.05 | 0.18 ± 0.05 | -0.49 | 0.63 | 0.07 | 0.02 | 0.02-0.03 | 12.21 | 0.85 | 0.63-0.94 |
| | B | 0.31 ± 0.14 | 0.35 ± 0.18 | -1.33 | 0.20 | 0.21 | 0.07 | 0.05-0.11 | 22.99 | 0.82 | 0.56-0.93 |
| | C | 0.57 ± 0.25 | 0.53 ± 0.24 | 1.18 | 0.26 | -0.18 | 0.11 | 0.08-0.16 | 18.63 | 0.83 | 0.59-0.93 |
| | D | 0.39 ± 0.17 | 0.38 ± 0.14 | 0.50 | 0.63 | -0.07 | 0.06 | 0.05-0.09 | 15.94 | 0.86 | 0.66-0.95 |
| | E | 0.65 ± 0.27 | 0.61 ± 0.23 | 1.38 | 0.19 | -0.17 | 0.09 | 0.07-0.14 | 14.22 | 0.88 | 0.70-0.95 |
| Lateral Bridge* | A | 0.29 ± 0.09 | 0.27 ± 0.08 | 1.39 | 0.18 | -0.24 | 0.04 | 0.03-0.06 | 14.50 | 0.77 | 0.48-0.91 |
| | B | 0.51 ± 0.20 | 0.48 ± 0.17 | 0.97 | 0.35 | -0.17 | 0.09 | 0.07-0.14 | 18.60 | 0.77 | 0.46-0.91 |
| | C | 0.57 ± 0.21 | 0.58 ± 0.22 | -0.14 | 0.89 | 0.02 | 0.11 | 0.08-0.17 | 19.39 | 0.75 | 0.44-0.90 |
| | D | 0.58 ± 0.20 | 0.59 ± 0.22 | -0.26 | 0.80 | 0.04 | 0.10 | 0.08-0.16 | 17.95 | 0.78 | 0.49-0.91 |
| | E | 0.75 ± 0.29 | 0.66 ± 0.20 | 1.97 | 0.07 | -0.36 | 0.13 | 0.10-0.20 | 17.61 | 0.74 | 0.41-0.90 |
| Bird-Dog** | A | 0.26 ± 0.11 | 0.26 ± 0.09 | 0.37 | 0.72 | -0.08 | 0.07 | 0.05-0.10 | 25.36 | 0.62 | 0.21-0.84 |
| | B | 0.35 ± 0.12 | 0.34 ± 0.14 | 0.22 | 0.83 | -0.04 | 0.07 | 0.05-0.10 | 21.32 | 0.71 | 0.40-0.89 |
| | C | 0.33 ± 0.12 | 0.34 ± 0.12 | -0.45 | 0.66 | 0.08 | 0.07 | 0.07-0.14 | 19.97 | 0.73 | 0.41-0.90 |
| | D | 0.52 ± 0.20 | 0.47 ± 0.14 | 1.81 | 0.09 | -0.33 | 0.09 | 0.06-0.11 | 17.97 | 0.74 | 0.36-0.88 |
| | E | 0.57 ± 0.21 | 0.57 ± 0.21 | 0.10 | 0.92 | -0.02 | 0.12 | 0.09-0.18 | 20.85 | 0.71 | 0.36-0.88 |

SD: standard deviation; SEM: standard error of measurement; %: SEM mean expressed in percentage; ICC_{3,1}: intraclass correlation coefficient; LCL: lower confidence limit at 95%; UCL: upper confidence limit at 95%; d: effect size.

* Variations of the frontal, dorsal and lateral bridge exercises: A: short bridges; B: long bridges; C: bridging with single leg support; D: bridging with double leg support on an unstable surface; E: bridging with single leg support on an unstable surface.

** Variations of the bird-dog exercise: A: three-point position with an elevated leg; B: three-point position with an elevated leg and the contralateral knee on an unstable surface; C: classic two-point bird-dog position with elevated contralateral leg and arm; D: two-point bird-dog position with the forearm on an unstable surface; E: two-point bird-dog position with the knee on an unstable surface.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262.t002>

Finalmente, se encontraron correlaciones de moderadas a altas ($0,52 \leq r \leq 0,81$) entre la velocidad media de desplazamiento del COP y la aceleración pélvica media durante las variaciones de ejercicio de CS (Tabla 3).

Tabla 3. Momento de correlación de Pearson entre la aceleración media del acelerómetro del smartphone (m/s²) y la velocidad media del desplazamiento del centro de presión (mm/s) obtenida durante las diferentes variaciones de los ejercicios de estabilización del tronco.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262.t003>

| *Variations | Back Bridge | Frontal Bridge | Lateral Bridge | Bird-Dog |
|-------------|-------------|----------------|----------------|-------------|
| A | 0.58 | 0.56 | 0.79 | 0.85 |
| B | 0.76 | 0.83 | 0.64 | 0.80 |
| C | 0.47 | 0.76 | 0.67 | 0.82 |
| D | 0.60 | 0.69 | 0.83 | 0.75 |
| E | 0.77 | 0.84 | 0.78 | 0.67 |
| Mean ± SD | 0.63 ± 0.13 | 0.74 ± 0.12 | 0.74 ± 0.08 | 0.78 ± 0.06 |

* Variations for the bridge exercises: A: short bridge; B: long bridge; C: bridging with single leg support; D: bridging with double leg support on an unstable surface; E: bridging with single leg support on an unstable surface. Variations for the bird-dog exercise: A: three-point position with an elevated leg; B: three-point position with an elevated leg and the contralateral knee on an unstable surface; C: classic two-point bird-dog position with elevated contralateral leg and arm; D: two-point bird-dog position with the forearm on an unstable surface; E: two-point bird-dog position with the knee on an unstable surface.

SD: standard deviation.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262.t003>

DISCUSIÓN

Una de las principales limitaciones de los programas de entrenamiento de CS es la falta de métodos para cuantificar la intensidad de los ejercicios de CS, lo que dificulta el diseño de estos programas y la comparación y generalización de sus efectos. El objetivo de este estudio fue examinar la fiabilidad relativa y absoluta de los acelerómetros incorporados en los smartphones para la cuantificación de la intensidad del entrenamiento de CS basada en el desafío del control postural de los ejercicios. Además, los datos de aceleración se correlacionaron con los parámetros del COP para analizar hasta qué punto las medidas del acelerómetro del smartphone reflejan la estabilidad local de las estructuras del core o el control postural de todo el cuerpo.

Los principales resultados de nuestro estudio mostraron que los acelerómetros de los smartphones son herramientas fiables para cuantificar el desafío del control postural de los ejercicios de CS, mostrando altos puntajes de fiabilidad en la mayoría de los ejercicios ($ICC \geq 0,70$; $SEM \leq 20\%$) y apoyando el uso de los acelerómetros en estudios de equilibrio [21,42-44]. Estos resultados, junto con el bajo costo y la portabilidad de los smartphones, podrían llevar al diseño de los programas de entrenamiento de CS a un enfoque más cuantitativo. En este sentido, la alta fiabilidad relativa mostrada por los datos de aceleración muestra la consistencia del smartphone para clasificar objetivamente a los individuos [32], lo que facilitaría la individualización de los programas de intervención de acuerdo con el estado de CS de cada persona. Además, las puntuaciones de fiabilidad absoluta proporcionaron cortes de referencia para discriminar si los cambios longitudinales en el balanceo pélvico durante los ejercicios de CS son causados por la variabilidad diaria intra-sujeto o por cambios reales en el estado de la CS [34]. Específicamente, en base al promedio de las puntuaciones del SEM y sus límites de confianza al 95%, las reducciones superiores a 0,1 m/s² reflejarían una mejora real causada por las intervenciones de CS en la mayoría de los ejercicios.

Aunque las plataformas de fuerza se han aplicado con éxito para la evaluación del control postural en diferentes condiciones [28,36], la velocidad media del COP en este estudio mostró resultados de fiabilidad de moderada a baja (Tabla 1). Curiosamente, algunas de las variaciones de ejercicio más desafiantes (por ejemplo, el puente lateral con apoyo de una sola pierna sobre una superficie inestable) mostraron las mejores puntuaciones de fiabilidad, probablemente porque el aumento del control neuromuscular exige una menor variabilidad de los resultados [13,45]. Probablemente, la baja fiabilidad de muchas de las variables del COP fue causada por la corta duración de los ensayos realizados en el presente estudio (6 s), lo que llevó al comportamiento no estacionario de los desplazamientos del COP, que podría causar la captura de sólo una parte de las oscilaciones dinámicas de los individuos [45], resultando consecuentemente en una alta variabilidad intra-sujeto [36,46]. Considerando la buena fiabilidad mostrada por el acelerómetro del smartphone, los datos de aceleración parecen estar menos influenciados por la no estacionariedad del control postural a corto plazo [45], lo que permite obtener una evaluación fiable a corto plazo de la CS sin la influencia de la fatiga muscular en el control postural. Además, esta corta duración del ejercicio redujo el período de recolección de datos, lo que además ayudó a minimizar el efecto de aprendizaje de los ejercicios, como lo confirmaron las bajas diferencias en la amplitud de las aceleraciones pélvicas entre las sesiones de prueba 1 y 2 (Tabla 2).

Los resultados del análisis correlacional refuerzan el uso de acelerómetros de smartphones para cuantificar la CS (Tabla 3). Aunque las correlaciones entre los parámetros de COP y aceleración fueron de moderadas a altas ($0,52 \leq r \leq 0,81$), la varianza explicada entre las variables sólo varió entre 27,0% y 65,6% y por lo tanto ambos parámetros probablemente no miden la misma capacidad de control postural [20]. Así, teniendo en cuenta que el desplazamiento del COP durante las tareas de equilibrio estático está asociado a las respuestas neuromusculares derivadas del movimiento del centro de masa del cuerpo [47], los parámetros del COP reflejarían el control postural de todo el cuerpo del individuo. Por el contrario, al colocar el acelerómetro del smartphone en la pelvis, los datos de aceleración (es decir, el balanceo pélvico) estarían más relacionados con el control postural local [20] de las estructuras del core y, en consecuencia, sería más útil cuantificar la intensidad de los ejercicios de CS.

Una de las aplicaciones más interesantes de los resultados de este estudio es que los acelerómetros de los smartphones permiten una evaluación objetiva y fiable del rendimiento de los participantes durante algunos de los ejercicios de CS más populares, lo que puede facilitar la cuantificación de la intensidad del entrenamiento durante los programas de CS. Por ejemplo, como se muestra en la Fig. 3, los valores de aceleración proporcionados por el smartphone pueden ayudar a cuantificar individualmente la intensidad de diversas variaciones del puente frontal de acuerdo con la magnitud de las aceleraciones pélvicas, que reflejan el desafío del control postural impuesto a cada participante. Esta información puede ser utilizada para establecer progresiones de los ejercicios de CS y para elegir aquellos ejercicios que produzcan el nivel de intensidad deseado para cada participante. Curiosamente, como muestra la Fig. 3, se pueden conseguir niveles de intensidad similares (por ejemplo, 0,2-0,3 m/s²) utilizando diferentes ejercicios dependiendo de las características del participante. Sin embargo, en la mayoría de los programas de entrenamiento de CS encontrados en la bibliografía, todos los participantes realizaron los mismos ejercicios [5,48,49], mientras que la intensidad del ejercicio no se cuantificó; en

consecuencia, muchos participantes pudieron haber entrenado a diferentes niveles de intensidad, obteniendo diferentes respuestas neurales y/o fisiológicas e induciendo diferentes adaptaciones [12]. Con el fin de obtener una caracterización adecuada de la dosis-respuesta de los programas de entrenamiento de CS, estudios futuros podrían utilizar acelerómetros de smartphones para explorar los efectos de las diferentes intensidades de entrenamiento y progresiones en varias poblaciones. Posiblemente, el uso de ejercicios de CS de alta intensidad (es decir, ejercicios que desafían principalmente el control postural de los participantes) produciría adaptaciones de mayor estabilidad que los ejercicios de CS más largos realizados a niveles de intensidad baja-moderada (es decir, ejercicios que desafían principalmente la resistencia de los participantes). Sin embargo, se necesita más investigación para probar esta hipótesis y determinar qué niveles de aceleración son los más adecuados para aumentar la CS en cada población.

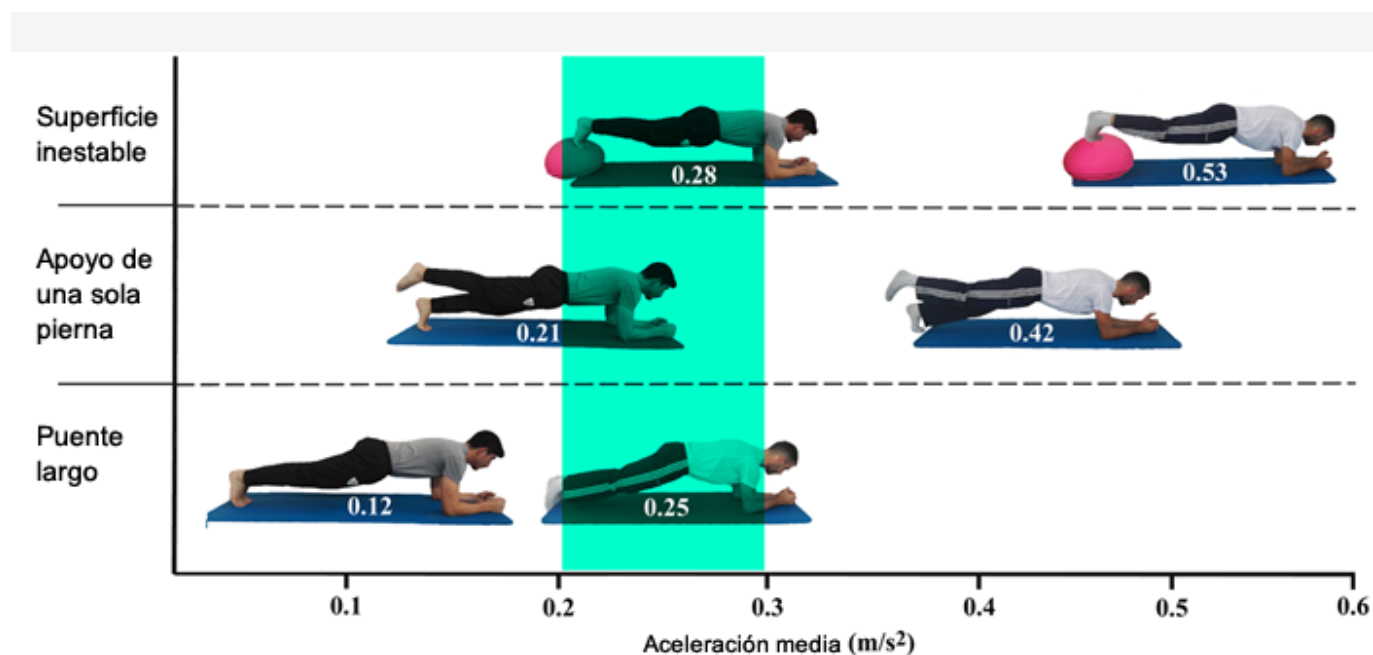


Figura 3. Valores medios de aceleración pélvica obtenidos con un acelerómetro de smartphone en dos participantes durante la ejecución de tres variaciones del puente frontal.

Los individuos en esta foto han dado su consentimiento informado por escrito (como se indica en el formulario de consentimiento de PLOS) para publicar estos detalles del caso.

Hasta donde sabemos, este es el primer estudio que utiliza un acelerómetro de smartphone para cuantificar la intensidad del entrenamiento de CS basado en el desafío de control postural de los ejercicios. No obstante, los resultados actuales deben interpretarse con cautela, ya que este estudio tiene algunas limitaciones. Por ejemplo, la generalización de los datos en nuestro estudio es limitada porque nuestros participantes eran jóvenes y físicamente activos. En este sentido, aunque el acelerómetro mostró una buena fiabilidad para medir el balanceo pélvico durante los diferentes ejercicios de CS, estudios futuros deberían analizar la consistencia de este dispositivo en otras poblaciones y ejercicios de CS. Además, aunque los acelerómetros ofrecen una evaluación objetiva de la CS, no proporcionan información sobre la posición de la columna vertebral, por lo que es posible que en algunos ensayos los participantes no mantuvieran la columna vertebral en posición neutra. Debe tenerse en cuenta que los acelerómetros de smartphones pueden ayudar, pero no reemplazar la labor de los entrenadores, ya que durante su uso en los ejercicios de CS es necesario verificar la técnica del ejercicio de los individuos.

Conclusiones

Los acelerómetros de smartphones son herramientas fiables para cuantificar la intensidad del entrenamiento de CS basándose en el desafío del control postural de los ejercicios isométricos de CS. Considerando sus puntuaciones de fiabilidad relativa y absoluta, bajo costo, portabilidad y usabilidad, parecen dispositivos adecuados para individualizar objetivamente los programas de intervención de acuerdo con el estado de CS de los participantes y para monitorear la efectividad de los programas de entrenamiento de CS en entornos clínicos y de investigación. Además, teniendo en cuenta el análisis de correlación, los acelerómetros de smartphones situados en la pelvis proporcionan medidas locales de control postural de las estructuras del core en lugar de medidas globales de control postural de todo el cuerpo.

Agradecimientos

Los autores agradecen a los participantes que ofrecieron su tiempo para participar en este estudio.

REFERENCIAS

1. Lee B, McGill S. (2017). The effect of core training on distal limb performance during ballistic strike manoeuvres. *J Sports Sci.* 2017;35(18): 1-13. *pmid:27690749*
2. Saeterbakken AH, van den Tillaar R, Seiler S. (2011). Effect of core stability training on throwing velocity in female handball players. *J Strength Cond Res.* 2011;25(3): 712-718. *pmid:20581697*
3. Wang XQ, Zheng JJ, Yu ZW, Bi X, Lou SJ, Liu J, et al. (2012). A meta-analysis of core stability exercise versus general exercise for chronic low back pain. *PLoS One.* 2012;7(12): e52082. *pmid:23284879*
4. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med.* 2007;35(7): 1123-1130. *pmid:17468378*
5. Sato K, Mokha M. (2009). Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? *J Strength Cond Res.* 2009;23(1): 133-140. *pmid:19077735*
6. Jamison ST, McNeilan RJ, Young GS, Givens DL, Best TM, Chaudhari AM. (2012). Randomized controlled trial of the effects of a trunk stabilization program on trunk control and knee loading. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(10): 1924-1934. *pmid:22525777*
7. Shamsi MB, Sarrafzadeh J, Jamshidi A. (2015). Comparing core stability and traditional trunk exercise on chronic low back pain patients using three functional lumbopelvic stability tests. *Physiother Theory Pract.* 2015;31(2): 89-98. *pmid:25317504*
8. Moon HJ, Choi KH, Kim DH, Kim HJ, Cho YK, Lee KH, et al. (2013). Effect of lumbar stabilization and dynamic lumbar strengthening exercises in patients with chronic low back pain. *Ann Rehabil Med.* 2013;37(1): 110-117. *pmid:23525973*
9. Mills JD, Taunton JE, Mills WA. (2005). The effect of a 10-week training regimen on lumbo-pelvic stability and athletic performance in female athletes: A randomized-controlled trial. *Phys Ther Sport.* 2005;6(2): 60-66.
10. Chuter VH, de Jonge XA, Thompson BM, Callister R. (2015). The efficacy of a supervised and a home-based core strengthening programme in adults with poor core stability: a three-arm randomised controlled trial. *Br J Sports Med.* 2015;49(6): 395-399. *pmid:25385166*
11. Parkhouse KL, Ball N. (2011). Influence of dynamic versus static core exercises on performance in field based fitness tests. *J Bodyw Mov Ther.* 2011;15(4): 517-524. *pmid:21943626*
12. Hibbs AE, Thompson KG, French D, Wrigley A, Spears I. (2008). Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Med.* 2008;38(12): 995-1008. *pmid:19026017*
13. Barbado D, Barbado LC, Elvira JLL, Dieen JHV, Vera-Garcia FJ. (2016). Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait Posture.* 2016;49: 90-96. *pmid:27395448*
14. Barbado D, Lopez-Valenciano A, Juan-Recio C, Montero-Carretero C, van Dieen JH, Vera-Garcia FJ. (2016). Trunk Stability, Trunk Strength and Sport Performance Level in Judo. *PLoS One.* 2016;11(5): e0156267. *pmid:27232602*
15. Vera-Garcia FJ, Elvira JL, Brown SH, McGill SM. (2007). Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;17(5): 556-567. *pmid:16996278*
16. Cholewicki J, Simons AP, Radebold A. (2000). Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *J Biomech.* 2000;33(11): 1377-1385. *pmid:10940396*
17. Reeves NP, Cholewicki J, Narendra KS. (2009). Effects of reflex delays on postural control during unstable seated balance. *J Biomech.* 2009;42(2): 164-170. *pmid:19121523*
18. Cholewicki J, Reeves NP, Everding VQ, Morrisette DC. (2007). Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task. *J Biomech.* 2007;40(8): 1731-1736. *pmid:17054963*
19. Barbado D, Moreside J, Vera-Garcia FJ. (2017). Reliability and Repetition Effect of the Center of Pressure and Kinematics Parameters That Characterize Trunk Postural Control During Unstable Sitting Test. *PM R.* 2017;9(3): 219-230. *pmid:27616542*
20. del Rosario MB, Redmond SJ, Lovell NH. (2015). Tracking the Evolution of Smartphone Sensing for Monitoring Human Movement. *Sensors (Basel).* 2015;15(8): 18901-18933. *pmid:26263998*
21. Kosse NM, Caljouw S, Vervoort D, Vuillermé N, Lamoth CJ. (2015). Validity and Reliability of Gait and Postural Control Analysis Using the Tri-axial Accelerometer of the iPod Touch. *Ann Biomed Eng.* 2015;43(8): 1935-1946. *pmid:25549774*
22. Chiu YL, Tsai YJ, Lin CH, Hou YR, Sung WH. (2017). Evaluation of a smartphone-based assessment system in subjects with chronic ankle instability. *Comput Methods Programs Biomed.* 2017;139: 191-195. *pmid:28187890*
23. Han S, Lee D, Lee S. (2016). A study on the reliability of measuring dynamic balance ability using a smartphone. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(9): 2515-2518. *pmid:27799682*
24. Garcia-Vaquero MP, Moreside JM, Brontons-Gil E, Peco-Gonzalez N, Vera-Garcia FJ. (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(3): 398-406. *pmid:22436839*
25. Krause DA, Youdas JW, Hollman JH, Smith J. (2005). Abdominal muscle performance as measured by the double leg-lowering test. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(7): 1345-1348. *pmid:16003662*
26. Stanton R, Reaburn PR, Humphries B. (2004). The effect of short-term Swiss ball training on core stability and running economy. *J Strength Cond Res.* 2004;18(3): 522-528. *pmid:15320664*

27. Lin D, Seol H, Nussbaum MA, Madigan ML. (2008). Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait Posture*. 2008;28(2): 337-342. *pmid:18316191*
28. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1996;43(9): 956-966. *pmid:9214811*
29. Oba N, Sasagawa S, Yamamoto A, Nakazawa K. (2015). Difference in Postural Control during Quiet Standing between Young Children and Adults: Assessment with Center of Mass Acceleration. *PLoS One*. 2015;10(10): e0140235. *pmid:26447883*
30. Duarte F, Lourenço A, Abrantes A. (2014). Classification of physical activities using a smartphone: evaluation study using multiple users. *Procedia Technology*. 2014;17: 239-247.
31. Zhao Y, Zhou S. (2017). Wearable Device-Based Gait Recognition Using Angle Embedded Gait Dynamic Images and a Convolutional Neural Network. *Sensors (Basel)*. 2017;17(3). *pmid:28264503*
32. Weir JP. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res*. 2005;19(1): 231-240. *pmid:15705040*
33. Fleiss JL. (1986). The design and analysis of clinical experiments. *New York: Wiley; 1986. xiv, 432 p. p.*
34. Hopkins WG. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med*. 2000;30(1): 1-15. *pmid:10907753*
35. Santos BR, Delisle A, Lariviere C, Plamondon A, Imbeau D. (2008). Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. *Gait Posture*. 2008;27(3): 408-415. *pmid:17601736*
36. Ruhe A, Fejer R, Walker B. (2010). The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions--a systematic review of the literature. *Gait Posture*. 2010;32(4): 436-445. *pmid:20947353*
37. Hopkins WG. (2015). Spreadsheets for analysis of validity and reliability. *Sports Science*. 2015;19: 36-42.
38. Hedges LV, Olkin I. (1985). Statistical methods for meta-analysis. *Orlando: Academic Press; 1985. xxii, 369 p. p.*
39. Cohen J. (1988). Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd ed. *Hillsdale N.J.: L. Erlbaum Associates; 1988. xxi, 567 p. p.*
40. Walter SD, Eliasziw M, Donner A. (1998). Sample size and optimal designs for reliability studies. *Stat Med*. 1998;17(1): 101-110. *pmid:9463853*
41. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. (2007). G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*. 2007;39(2): 175-191. *pmid:17695343*
42. Alberts JL, Hirsch JR, Koop MM, Schindler DD, Kana DE, Linder SM, et al. (2015). Using Accelerometer and Gyroscopic Measures to Quantify Postural Stability. *J Athl Train*. 2015;50(6): 578-588. *pmid:25844853*
43. Kamen G, Patten C, Du CD, Sison S. (1998). An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. *Gerontology*. 1998;44(1): 40-45. *pmid:9436014*
44. Heebner NR, Akins JS, Lephart SM, Sell TC. (2015). Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. *Gait Posture*. 2015;41(2): 535-539. *pmid:25544692*
45. Lee H, Granata KP. (2008). Process stationarity and reliability of trunk postural stability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23(6): 735-742. *pmid:18304711*
46. Caballero C, Barbado D, Moreno FJ. (2015). What COP and Kinematic Parameters Better Characterize Postural Control in Standing Balance Tasks? *J Mot Behav*. 2015;47(6): 550-562. *pmid:26016403*
47. Winter DA. (1990). Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. *New York: Wiley; 1990. 277 p.*
48. Prieske O, Muehlbauer T, Borde R, Gube M, Bruhn S, Behm DG, et al. (2016). Neuromuscular and athletic performance following core strength training in elite youth soccer: Role of instability. *Scand J Med Sci Sports*. 2016;26(1): 48-56. *pmid:25559249*
49. Clark AW, Goedeke MK, Cunningham SR, Rockwell DE, Lehecka BJ, Manske RC, et al. (2017). Effects of Pelvic and Core Strength Training on High School Cross-Country Race Times. *J Strength Cond Res*. 2017;31(8): 2289-2295. *pmid:27893484*

Versión Digital