



**VALIDEZ Y FIABILIDAD DE PROTOCOLOS DE  
VALORACIÓN DEL EQUILIBRIO Y  
ESTABILIDAD MEDIDOS CON  
ACELEROMETRÍA EN SMARTPHONE.**

**MÁSTER EN ALTO RENDIMIENTO DEPORTIVO Y SALUD**

**TRABAJO FIN DE MÁSTER**

**2015/2016**

*José Javier Hernández Micó.*

**Tutor académico**

Francisco David Barbado Murillo.

**Tutor profesional**

Francisco José Vera García.

**Cotutor**

Belén Irlés Vidal

## RESUMEN

La importancia de una buena estabilidad del tronco o core stability ha ganado fuerza en los últimos años con recientes investigaciones. Sin embargo, actualmente no disponemos de métodos fiables y válidos para el control y la evaluación directa del nivel o condición física del core stability, sobre todo si hacemos referencia a test de campo. Hoy en día en el ámbito profesional de la actividad física la evaluación del control del tronco se realiza bien de forma subjetiva o utilizando test que nos proporcionan valores cualitativos. Estos valores obtenidos en los test se ven influenciados por diferentes factores de la condición física ajenos al propio core stability. Además, la mayoría de test que podemos encontrar a día de hoy son dirigidos a personas mayores o que presentan algún tipo de problema físico determinante para el equilibrio. Por otro lado, los test de laboratorio, válidos y fiables que podemos encontrar presentan la problemática de suponer un coste muy elevado puesto que se trata de material muy específico. Debido a esto, nos surge la necesidad de desarrollar herramientas de campo más sencillas, accesibles y que supongan una inversión baja para poder evaluar de forma objetiva el equilibrio o control del tronco. Por este motivo se propone la utilización de acelerometría mediante smartphones como herramienta de medición para evaluar y controlar el control del tronco de forma económica y accesible a profesionales del ámbito de la actividad física. El objetivo de este estudio se centra en analizar la fiabilidad y validez de la acelerometría en Smartphone, además de elaborar un nuevo test de campo válido, fiable, sencillo y económico utilizando abdogain® como material de inestabilidad. En este estudio participaron 16 sujetos asintomáticos y físicamente activos de los cuales 11 eran hombres y 5 mujeres. Para determinar la validez de la acelerometría en Smartphone como herramienta de medición de la estabilidad del core se analizó la correlación entre los resultados de esta y los resultados obtenidos de la plataforma de fuerzas durante la ejecución de cada ejercicio.

**PALABRAS CLAVE:** Core stability, acelerometría, Smartphone, Test de campo, nuevas tecnologías.

## INTRODUCCIÓN

El equilibrio y la estabilidad postural dependen directamente de las capacidades funcionales, tales como la fuerza, la resistencia, la coordinación y la propiocepción del sistema musculoesquelético (Molinuevo, Ortega, & Solano 2010). Esta última, la propiocepción, cuya definición es atribuida a Sherrington (1906), es la información sensorial que contribuye al sentido de la posición propia y al movimiento. El sistema de control postural regula la oscilación postural del cuerpo en posición vertical a través de la compleja interacción del sistema somatosensorial, redes de realimentación sensoriales visuales y vestibulares, numerosas regiones del cerebro, y el sistema musculoesquelético (Manor et al., 2010; Palmieri et al., 2003; Winter, Patla, y Frank, 1990). La importancia de esta capacidad, la encontramos en diversos ámbitos, que van desde el envejecimiento, la discapacidad, ciertos estados patológicos hasta el rendimiento deportivo. Respecto al equilibrio y estabilidad cabe subrayar que su importancia no radica únicamente al ser evaluada de forma global (ej.- equilibrio monopodal) sino también de forma local. La estabilidad articular es fundamental a la hora de prevenir lesiones por ejemplo. De entre estos factores recientemente ha cobrado especial relevancia la estabilidad de la zona central del cuerpo o *core stability* pues parece ser fundamental a la hora de prevenir lesiones de la zona lumbar o del tren inferior así como para mejorar el rendimiento deportivo (Borghuis et al., 2008; Kibler et al., 2006; Juan-Recio, López-Valenciano, Barbado, López-Plaza, Montero, y Vera-García 2013; Kort y Hendriks, 1992; Zazulak et al., 2008).

De forma más específica en cuanto al equilibrio se refiere, una falta del mismo en el adulto mayor, una falta de equilibrio puede conllevar sufrir caídas y estas se presentan como desencadenantes del aumento de las tasas de morbilidad y mortalidad, llegando incluso a concurrir en la primera causa de muerte en las personas mayores de 65 años (Rose, 2003; Garatechea, 2006). Por lo tanto para el envejecimiento, el equilibrio se vuelve más que imprescindible. Con la edad, las personas perdemos en gran medida masa muscular (sarcopenia) y la fuerza (dinapenia) (Clark & Manini 2008). Lo cual conlleva un mayor riesgo de presentar resultados adversos como discapacidad física, calidad de vida deficiente y mortalidad (Padilla, 2014). La disminución de fuerza y masa muscular unidas al deterioro del sistema nervioso con la edad conllevan a una pérdida de equilibrio “capacidad que depende de la acción coordinada del sistema nervioso central para generar respuestas musculares capaces para regular la correlación entre el centro de masas y la base de apoyo (Sabchuk, Bento & Rodacki (2012). Estas son principalmente las causas de que seamos más propensos a

sufrir caídas y perder capacidades básicas que nos permitan tener una buena funcionalidad, pero si las trabajamos, mantendremos el cuerpo más activo, saludable y evitaremos posibles lesiones y caídas que puedan agravar más el estado de salud. Tal y cómo observó (Callisaya et al., 2010), los marcadores de equilibrio tales como la longitud de la zancada de cada paso y la velocidad de cada uno de estos, que a su vez están directamente relacionados con la fuerza, la resistencia, coordinación y propiocepción estaban relacionados con un aumento del riesgo de sufrir caídas en personas mayores entre 60 y 85 años.

En el ámbito de la actividad física, un buen equilibrio y control permitirá mejoras en el rendimiento (Borghuis et al., 2008) y, además, nos ayuda a evitar lesiones no deseadas tanto en deporte de alto rendimiento (McGill, 2002; Zazulak et al., 2008), como en deporte dirigido a la mejora de la salud, ocio, etc. De entre los factores que están relacionados con el equilibrio corporal destaca la estabilidad de la zona central del cuerpo o “core stability”. La zona central del cuerpo es considerada como la “región comprendida entre la pelvis y el diafragma e incluye musculatura de la región abdominal y zona lumbar” (Jamison et al., 2012). Por tanto, se refiere al conjunto de estructuras musculares y osteoarticulares de la parte central del cuerpo que se encargan entre otras funciones de dar estabilidad al tronco y a generar y transferir las fuerzas desde la parte central del cuerpo hacia las extremidades en acciones tan diversas como correr, lanzar, golpear, etc. Siendo el centro de las cadenas cinéticas que participan en estas acciones (Vera-García, 2015). En base a este, la estabilidad de la zona central, ha sido definida como la capacidad del sistema neuromuscular para mantener o recuperar la posición o trayectoria del tronco en presencia de perturbaciones tanto externas como internas (Zazulak et al., 2008), siendo este un proceso dinámico y constante en el mantenimiento del equilibrio (Borghuis, J., Hof, A. L. y Lemmink, K, A., 2008). Este es un concepto que está muy de moda sobre todo en el fitness, en el entrenamiento y en la medicina del deporte, ya que ha sido señalado como uno de los factores clave para la prevención y tratamiento del síndrome de dolor lumbar, (McGill, 2002; Zazulak et al., 2008), así como un factor destacado en la prevención de lesiones en los miembros inferiores, (Kibler, 2006; Borghuis et al. 2008; Zazulak, 2008). Sin embargo, a pesar de que entrenadores, preparadores físicos y monitores de fitness reconocen la utilidad e importancia del core stability para la mejora funcional y el desarrollo de los deportistas, son pocos los estudios que han analizado la relación entre el desarrollo de la estabilidad del tronco y la mejora del rendimiento deportivo, (Reed, 2012).

Por lo tanto, dada la relevancia que tienen estos motivos anteriormente mencionados, es imprescindible disponer de métodos de medición válidos y fiables para determinar y evaluar tanto el equilibrio corporal como la estabilidad de la zona central del cuerpo. Para el profesional de las ciencias de la actividad física, pueden serle muy útiles tanto los test de laboratorio como los test de campo, pero el uso de unas y otras metodologías de evaluación dependerá en gran medida de cada situación, de la disponibilidad económica, de los medios materiales y humanos, del tiempo, etc.

De entre los test de laboratorio para la evaluación del equilibrio y la estabilidad destacan las técnicas de análisis posturográfico mediante plataforma de fuerzas. (Barbado et al., 2016; López-Elvira et al., 2013; Reeves et al., 2006). Con estos métodos se puede registrar y analizar la dispersión del desplazamiento del centro de presiones (CoP) de tal forma que una mayor oscilación del mismo en tareas de equilibrio o estabilidad estática es interpretado como un peor equilibrio y/o control del tronco. Ejemplos de esta metodología pueden ser encontradas en estudios previos en los cuales se ha observado que el incrementar la dificultad de las tareas de equilibrio conlleva un aumento de las oscilaciones posturales que se manifiesten en un aumento de la dispersión del desplazamiento del CoP (Barbado, D., Sabido, R., Vera-García, F., Gusi, Narcis., Moreno, F., 2012). A día de hoy, es el instrumental más utilizado para medir equilibrio y, además, es uno de los más recomendados, junto al paradigma de las perturbaciones súbitas para evaluar el *core stability*. Específicamente, basado en los análisis posturográficos, el test del asiento inestable, el cual es un test de laboratorio válido y fiable para medir core stability (Barbado et al., 2016; Cholewicki et al., 2000). Con ella se puede diferenciar entre niveles, obtener datos, valorar, evaluar y comparar con datos normativos que podemos encontrar en la literatura. No obstante, el uso de plataforma de fuerzas presenta algunos contras entre los que destaca el elevado coste que posee siendo por tanto un material muy accesible para entrenadores y fisioterapeutas.

Por otro lado, hasta la fecha no podemos encontrar ningún test de campo reconocido científicamente y que se presente como válido y fiable para medir estabilidad del tronco, (Peña, 2012). No obstante, hay muchos test y baterías de test que miden diferentes capacidades físicas que pueden modular el *core stability* y que en la actualidad se utilizan por parte de investigadores, entrenadores y atletas (McGill 2002). Así, por un lado, encontramos los test de campo que si bien se han usado para medir el *core stability* propiamente miden el equilibrio corporal global, tales como es el caso del star excursion balance test (Gray, 1995) o

del Y-balance (Plisky, 2006). En ellos, si bien el *core stability* resulta imprescindible para su correcta realización, sus resultados no pueden atribuirse en su totalidad al mismo. La inmensa mayoría de test de campo que podemos encontrar para medir equilibrio corporal general están dirigidos a personas mayores o personas que presentan cierta pérdida de las capacidades funcionales básicas como son el time up and go (Podsiadlo, 1991), Berg balance test (Berg, 1992) o el Bestest (Horak, 2009) siendo este último un conjunto de pruebas que mide la biomecánica, límites de estabilidad, las respuestas posturales, ajustes posturales anticipatorios, niveles sensoriales, niveles de orientación, el equilibrio dinámico durante la marcha respuestas cognitivas. Por otro lado, encontramos otro tipo de test de campo que se basan en la utilización de puentes para determinar la estabilidad del tronco. Estos han analizado el tiempo hasta el fallo, de tal forma que un alto resultado en el test (más segundos) parece más relacionado con la fuerza y resistencia muscular, que si bien pueden mediar, no son medidas de estabilidad en sí mismas (van Dieën et al., 2012). Algunos ejemplos de estos test son: Test sorensen (Biering-Sorensen, 1984), utilizado para medir la resistencia de la musculatura extensora del tronco, ITO test (Ito et al., 1996), utilizado para medir la fuerza resistencia de los músculos flexores del tronco y Side bridge test (SBT) (McGill et al. 1999), utilizado para medir la fuerza resistencia de los músculos inclinadores del tronco. Por lo tanto, a día de hoy existe una clara falta de test de campo dirigidos en especial a personas jóvenes, que nos permitan a entrenadores y personal sanitario medir de forma válida, fiable, rápida y económica tanto el equilibrio corporal general como la estabilidad de la zona central del cuerpo.

En la actualidad, nos encontramos en una sociedad rodeados de nuevas tecnologías, pero que pueden resultar no estar a nuestro alcance debido a que presentan un coste muy elevado. Sin embargo, existen otras mucho más accesibles que se podrían aprovechar como sustitutos de materiales más caros y que hace unos años tan solo podíamos encontrar en los laboratorios. Muchos de estos los tenemos presentes en nuestra sociedad y tan solo tenemos que aprender a sacarles su total aplicación. Desafortunadamente a menudo no sabemos cómo usar estos dispositivos que nos rodean, pero poder aplicarlos en nuestro ámbito nos ayudará a dar un servicio más profesional y sin necesidad de una gran inversión. De entre estas tecnologías utilizadas para el análisis del equilibrio y la estabilidad destaca la acelerometría en Smartphone, la cual puede permitir a cualquier entrenador utilizarla en el lugar de entrenamiento que desee y sin necesidad de una gran inversión.

Hasta el momento, hay bastantes estudios que utilizan acelerometría en Smartphone para medir la marcha y cuantificar la distancia recorrida (Troiano et al., 2008; Ward et al., 2005; Hendelman et al., 2000; Bouten et al., 1997). Por otro lado, también se ha utilizado acelerometría para otros tipos de mediciones, como es el caso de (Cerrito, Bichsel, Radlinger, & Schmid, 2015) en el que se utilizó con la finalidad de cuantificar el movimiento en bipedestación de ancianos sanos y en el que se pudo observar que utilizando un Smartphone con una aplicación de acelerometría, resultaba ser válido y fiable como herramienta de cuantificación del movimiento producido en bipedestación en ancianos sanos si se seguía el protocolo propuesto por los investigadores.

La falta de test de campo válidos y fiables, conjuntamente con la gran cantidad de nuevas tecnologías a nuestro alcance nos han llevado a plantearnos la elección de uno de ellos y crear un test de campo que puedan proporcionarnos resultados cuantitativos para integrarlos profesionalmente en nuestro ámbito de trabajo. La acelerometría, es una herramienta que presenta un coste muy pequeño en cuanto a inversión se refiere y que además, podemos encontrar incorporados en la inmensa mayoría de Smartphone que hay en el mercado actualmente. Este material puede llegar a ser una herramienta muy útil para entrenadores y profesionales de la actividad física con una correcta aplicación, pudiendo conseguir datos muy relevantes en cuanto a rendimiento físico, ya sea orientado al ámbito de la salud o al deporte de alto rendimiento. De hecho, en el mundo del fitness y del ejercicio físico para la salud, tal y como se ha planteado anteriormente encontramos gran necesidad de obtener una herramienta válida, conveniente y rentable para medir objetivamente el equilibrio.

Por tanto, la falta de test de campo de core stability, la falta de validación de esta herramienta de medición, lo accesible que resulta la acelerometría para todo el mundo, lo importante que puede llegar a ser tener un buen control de la musculatura del tronco para evitar lesiones en miembros inferiores (Kibler, 2006; Borghuis et al. 2008; Zazulak, 2008) y que la mayoría de test actuales en el ámbito de la actividad física son dirigidos a personas mayores y con patologías son los principales motivos que nos llevan a realizar este estudio en el que buscamos validez y fiabilidad comparando acelerometría y plataforma de fuerzas. Además de ello, tal y como indicaron (Sampedro, Melendez & Ruiz, 2010) actualmente tenemos la necesidad de disponer de test de campo sencillos con los que valorar y detectar problemas que causan las caídas. Por ello, buscamos un material que pudiera suponer un reto

en la estabilización del core (abdogain®) y realizamos un nuevo ejercicio con la finalidad de darle validez, fiabilidad e introducirlo a modo de test de campo para entrenadores.

Tras validar e introducir estos acelerómetros como herramientas de trabajo para entrenadores, podríamos tener la oportunidad de obtener datos cuantitativos que resultarían muy útiles y su forma de obtención sería rápida y cómoda. Posteriormente podríamos utilizar estos para determinar aspectos del rendimiento y de la salud tales como la evolución producida tras la intervención de un periodo de entrenamiento o de readaptación, el riesgo que una persona puede tener de sufrir caídas, riesgo de sufrir lesiones en miembros inferiores (Kibler, 2006; Borghuis et al. 2008; Zazulak, 2008), riesgo de padecer problemas o dolores lumbares (McGill, 2002; Zazulak et al., 2008), etc.

Por tanto el objetivo del presente estudio fue validar y analizar la fiabilidad Smartphone como herramienta para medir el equilibrio corporal y la estabilidad del tronco en personas jóvenes sin déficits de equilibrio. Para ello se aplicó esta tecnología junto al uso de plataforma de fuerzas en un test de equilibrio monopodal y dos test de estabilidad de tronco utilizando el paradigma del asiento inestable: uno de estos usando el asiento inestable diseñado para numerosas investigaciones (Barbado et al., 2016; Cholewicki et al., 2000) y otro utilizando material barato que se puede adquirir fácilmente por entrenadores como es el abdogain®

## **MÉTODO**

### **PARTICIPANTES**

En el estudio, participaron de forma voluntaria un total de 16 sujetos. Para elaborar esta muestra, se anunció por la Universidad Miguel Hernández de Elche la oferta, más concretamente, en los espacios habilitados para la práctica deportiva como son el Palacio de deportes, el clot y el Centro de Investigación del Deporte (CID). Finalmente, en esta muestra encontramos 3 mujeres (edad:  $23.3 \pm 3.21$  años; altura:  $163 \pm 5.56$  cm; masa:  $56 \pm 8.54$  kg) y 11 hombres (edad:  $24.18 \pm 4.58$  años; altura:  $174.6 \pm 4.50$  cm; masa:  $69.81 \pm 6.82$  kg) físicamente activos y todos ellos estudiantes y profesorado de la UMH. Inicialmente, contábamos con 16 sujetos, pero debido a causas ajenas a la intervención, dos de ellos abandonaron el estudio no pudiendo realizar las mediciones necesarias para poder seguir formando parte de la muestra.



Los criterios de exclusión/inclusión para la selección de la muestra fueron: 1) Ser capaces de realizar cada uno de los ejercicios de estabilización seleccionados en el protocolo sin ayuda externa, 2) no presentar ninguna lesión musculoesquelética que imposibilitara la correcta realización de cada una de las pruebas de la medición.

## INSTRUMENTOS

Para la toma de datos de esta intervención, tanto en el asiento inestable, como en el apoyo monopodal y el equilibrio sobre abdogain®, se utilizó una plataforma de fuerza para el registro de las fuerzas ejercidas contra el suelo y la oscilación del centro de presiones (CoP) en un sistema global de coordenadas de acuerdo con las especificaciones del fabricante (plataforma dinamométrica triaxial, modelo KISTLER 9286AA-BA, 600x400 mm.). Al mismo tiempo, todos los sujetos llevaban colocado en su cadera, más concretamente en el lado de la pierna dominante un Smartphone (Motorola Moto G, 2013, USA), justo debajo de la cresta iliaca antero-superior. Para tomar los datos de acelerometría en los ejercicios de estabilización del tronco y del cuerpo se utilizó (Accelerometer Analyzer, Mobile Tools, Polonia). Por último, se utilizó el material inestable (abdogain®, DOMYOS, 2014 Decathlon).

## PROCEDIMIENTO

Al inicio de la primera sesión de cada uno de los participantes, se les pidió a todos ellos que firmaran previamente un consentimiento informado aprobado por el Comité de Ética de la Universidad y cumplimentaron un historial médico-deportivo sobre su actividad física practicada hasta el momento, antecedentes médicos, nivel de entrenamiento y competición y volumen de actividad física realizada actualmente. Con estos últimos datos obtenidos en el historial, pudimos valorar desde un inicio de forma subjetiva el estado físico medio de cada uno de los participantes.

El registro se realizó en la sala seminario del Centro de Investigación del Deporte (CID) de la Universidad Miguel Hernández. Cada sujeto acudió a dos sesiones de registro con la finalidad de analizar la fiabilidad y en ellas realizaron: 1) tarea de estabilización del tronco sobre asiento inestable, 2) estabilidad global en apoyo monopodal y 3) estabilización del tronco utilizando abdogain®. Estas sesiones tuvieron una duración de 40 minutos aproximadamente y fueron separadas por un tiempo de 14 días entre una y otra. Se optó por 14 días entre mediciones con la finalidad de reducir lo máximo posible el efecto aprendizaje.

A cada uno de ellos se les pidió que fueran con ropa deportiva cómoda y fina, que realizaran la prueba descalzos y, además, se les proporcionó un pantalón especial para poder sujetar el Smartphone en la zona de la cadera indicada anteriormente. Las tres pruebas fueron realizadas en todas las mediciones en el mismo orden puesto que la última de ellas (estabilización del tronco sobre base inestable abdogain®) originaba fatiga en los sujetos, pudiendo afectar al resto de registro.

El primer día de medición se les explicó de forma detallada la forma de realizar cada una de las pruebas. Concretamente los participantes debían de permanecer lo más quietos posible en cada una de las mediciones y buscando que su centro de presiones cayera lo más vertical posible sobre la plataforma de fuerzas.

Las tareas a realizar en ambas sesiones de medición fueron:

1. Estabilidad sobre asiento inestable: Sentado sobre un asiento, con brazos cruzados tocando ambos hombros con las manos, rodillas flexionadas a 90° aproximadamente, columna lo más alineada posible y con ambos pies atados con correas elásticas, el sujeto debía de permanecer durante 70" lo más estable posible y buscando que su peso cayera de forma vertical sobre la plataforma de fuerzas. Este ejercicio se repitió cuatro veces por cada uno de los participantes y el descanso entre los mismos fue de aproximadamente 45".

Este asiento inestable, está compuesto por una estructura metálica en la que se coloca la plataforma de fuerzas (KISTLER 9286AA-BA, 600x400 mm.) con un muestreo de 1000 d/s y el propio asiento, con base de madera y con una semiesfera de resina de poliéster (radio: 35cm; altura: 12cm). Los participantes del estudio llevaron durante el tiempo de medición el smartphone con la aplicación del acelerómetro conectada.



**Figura 1.** Asiento Inestable.

2. Estabilidad sobre apoyo monopodal: Para este ejercicio, cada participante debía de permanecer lo más estable posible con su pierna no dominante durante 35" con los brazos cruzados sobre el pecho y la rodilla de la pierna dominante flexionada a 90° aproximadamente. Este ejercicio también se repitió cuatro veces y los participantes descansaron 45" entre cada repetición.

En este ejercicio se utilizó la misma plataforma que en el ejercicio anterior y para mayor seguridad, se colocó alrededor de la misma una base de madera, de forma que los sujetos realizaran la prueba en todo momento desde una altura uniforme y sin riesgo de tropezar o tocar los cables de la misma, lo que podría interferir en los resultados de registro.



**Figura 2.** Estabilidad sobre apoyo monopodal.

3. Estabilidad sobre base inestable “abdogain®” de decathlon: En este último ejercicio, la muestra tenía que permanecer lo más estable posible durante 35” sin apoyar manos ni pies, con brazos cruzados sobre el pecho y piernas cruzadas una sobre otra. Este registro con base inestable (abdogain®) y sobre la misma plataforma de fuerzas que los ejercicios anteriores a 1000Hz se realizó cuatro veces con un descanso de 45” entre repeticiones.



**Figura 3.** Estabilidad sobre base inestable “abdogain®”.

Cada uno de estos ejercicios, tenía su dificultad específica, por lo que pensamos que era una buena opción explicar detalladamente cada uno de los factores y detalles que podían encontrar los participantes en cada prueba. De esta forma, evitamos que los datos registrados pudieran presentar variaciones provocadas por diferencias en la ejecución del test o por un efecto aprendizaje más o menos marcado en los diferentes participantes.

## TRATAMIENTO DE DATOS

Para las tres pruebas realizadas en este estudio se capturó la señal del CoP utilizando el software BioWare 5.2.1.3. Tras obtener estos datos y los resultantes de la aplicación de acelerometría del Smartphone, se cogieron ambos y fueron filtrados utilizando un filtro de paso bajo butterworth de segundo orden con una frecuencia de 5Hz. (Lin, Seol, Nussbaum, & Madigan, 2008). En ambas señales, tanto de la plataforma como del acelerómetro se eliminaron los cinco primeros segundos y los cinco últimos puesto que tanto en el comienzo como en el final, la señal registrada no suele ser regular (van Dieën, Koppes, & Twisk, 2010). Finalmente se seleccionó una ventana de 60 segundos de la señal del CoP y de la aceleración para la prueba del asiento inestable y otra de 25 segundos para las pruebas de equilibrio monopodal y equilibrio sobre plataforma inestable de ambas señales.

Para evaluar el control postural utilizando dinamometría, se utilizó la variable “distancia resultante” (DR) del desplazamiento del CoP (Prieto et al., 1996) calculada como el vector magnitud promedio del desplazamiento del CoP en el eje anteroposterior y mediolateral respecto a su punto medio. Por otro lado, para valorar el control postural utilizando el acelerometría mediante smartphone se utilizó la variable “dispersión de la aceleración” (DA), calculada como el vector magnitud promedio de la aceleración en los tres ejes (anteroposterior, mediolateral, vertical) respecto a su aceleración media. El cálculo de ambas variables se realizó mediante un software creado “ad hoc” por nuestro grupo de investigación en entorno LabView 9.0. (National Instruments, Austin, TX).

## ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se calcularon los estadísticos descriptivos (media y desviación estándar) para cada una de las variables. Posteriormente, se verificó la distribución normal de todas las series de datos mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov ( $p > .05$ ).

Para analizar la fiabilidad relativa y absoluta de la variable RD en las distintas tareas se utilizó el coeficiente de correlación intraclass (ICC<sub>2,1</sub>) y el error típico (TE) respectivamente. Tanto para el ICC<sub>2,1</sub> como para el SEM se calcularon los límites de confianza al 90% de acuerdo con Hopkins (2000, 2009). Los valores del ICC fueron categorizados como se detalla a continuación: excelente (0.90 – 1.00), alto (0.70 – 0.89), moderado (0.50 – 0.69) y bajo ( $< 0.50$ ) (Fleiss, 1986). El TE fue establecido como desviación estándar de la diferencia entre la sesión 1 y la sesión 2 dividido entre  $\sqrt{2}$ . El TE fue

expresado en porcentaje respecto a la media para facilitar su interpretación (Atkinson & Nevill, 1998). Aunque algunos autores consideran que para que un TE sea adecuado debe mostrar valores menores del 10% (Atkinson & Nevill, 1998), otros sugieren que no existe un rango genérico sino que es dependiente de la tarea. (Hopkins, 2000). Así, para los análisis posturográficos un TE menor del 20% es considerado aceptable (Santos, Delisle, Lariviere, Plamondon, & Imbeau, 2008).

La validez concurrente entre los resultados obtenidos en la plataforma y el Smartphone fue determinada utilizando el coeficiente de correlación de Pearson. Los valores de correlación fueron categorizados como se detalla a continuación: muy alto (0.90 – 1.00), alto (0.70 – 0.89), moderado (0.50 – 0.69), bajo (0.30 – 0.49) y sin correlación (< 0.30) (Hinkle, Wiersma, & Jurs (2003).

Los análisis estadísticos se realizaron con el programa SPSS package (versión 22, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) y la hipótesis nula fue rechazada al nivel de significación del 95% ( $p \leq 0.05$ ).



## REFERENCIAS

- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med*, 26(4), 217-238.
- Barbado, D., Lopez-Valenciano, A., Juan-Recio, C., Montero-Carretero, C., van Dieën, J. H., & Vera-Garcia, F. J. (2016). Trunk Stability, Trunk Strength and Sport Performance Level in Judo. *PloS one*, 11(5), e0156267.
- Berg, K. O., Wood-Dauphinee, S. L., Williams, J. I., & Maki, B. (1991). Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian journal of public health= Revue canadienne de sante publique*, 83, S7-11.
- Borghuis, J., Hof, A. L., & Lemmink, K. A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability. *Sports medicine*, 38(11), 893-916.
- Bouten, C. V., Koekkoek, K. T., Verduin, M., Kodde, R., & Janssen, J. D. (1997). A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(3), 136-147.
- Callisaya, M. L., Blizzard, L., Schmidt, M. D., McGinley, J. L., & Srikanth, V. K. (2010). Ageing and gait variability—a population-based study of older people. *Age and ageing*, afp250.
- Cerrito, A., Bichsel, L., Radlinger, L., & Schmid, S. (2015). Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors. *Gait & posture*, 41(2), 409-413.
- Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Radebold, A. (2000). Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of Biomechanics*, 33(12), 1733-1737.
- Cholewicki, J., Simons, A. P., & Radebold, A. (2000). Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1377-1385.
- Garatachea, N. (2006). *Actividad física y envejecimiento*. Sevilla: Wanceulen.
- Gray, G. W. (1995). *Lower extremity functional profile*. Wynn Marketing, Incorporated.



- Hendelman, D., Miller, K., Baggett, C., Debold, E., & Freedson, P. (2000). Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(9 Suppl), S442-9.
- Hinkle, D. E., Wiersma, W., & Jurs, S. G. (2003). *Applied statistics for the behavioral sciences*.
- Horak, F. B., Wrisley, D. M., & Frank, J. (2009). The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical therapy*, 89(5), 484-498.
- Izquierdo, M., Martínez-Ramírez, A., Larrión, J. L., Irujo-Espinosa, M., & Gómez, M. (2008, August). Valoración de la capacidad funcional en el ámbito domiciliario y en la clínica: Nuevas posibilidades de aplicación de la acelerometría para la valoración de la marcha, equilibrio y potencia muscular en personas mayores. In *Anales del sistema sanitario de Navarra* (Vol. 31, No. 2, pp. 159-170). Gobierno de Navarra. Departamento de Salud.
- Jamison, S. T., Mcneilan R. J., Young, G. S., Givens, D. L., Best, T. M., & Chaudhari, A. M. W. (2012). Randomized Controlled Trial of the Effects of a Trunk Stabilization Program on Trunk Control and Knee Loading. *Medicine Science of Sports Exercise*. Vol. 44, No. 10, pp. 1924–1934.
- Juan-Recio, C., Lopez-Valenciano, A., Barbado, D., Lopez-Plaza, D., Montero, C., & Vera-Garcia, F.J. (2013). Efecto de la condición muscular en la estabilidad del tronco en judocas de élite. Trabajo presentado en el I Congreso Internacional de Judo De Frutos-UMH, Alicante.
- Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports medicine*, 36(3), 189-198.
- Kort, H.D., & Hendriks, E.R. (1992). A comparison of selected isokinetic trunk strength parameters of elite male judo competitors and cyclists. *J. Orthop Sports Phys Ther*, 16(2), 92-96.
- Lopez-Elvira, J. L., Barbado, D., Juan-Recio, C., Garcia-Vaquero, M. P., López-Valenciano, A., López-Plaza, D., Vera-Garcia, F. J., & Montero Carretero, C., (2013). Diferencias en la estabilización del tronco sobre un asiento inestable entre piragüistas, judocas y

- sujetos físicamente activos. *Kronos: la revista científica de actividad física y deporte*, 12(2), 9.
- Manor, B., Costa, M. D., Hu, K., Newton, E., Starobinets, O., Kang, H. G., et al. (2010). Physiological complexity and system adaptability: Evidence from postural control dynamics of older adults. *Journal of Applied Physiology*, 109, 1786–1791.
- McGill, S. M. (2002). *Low Back Disorders, Evidence-based prevention and rehabilitation*. Champaign, Illinois. Human Kinetic
- Mercado, P. S., Zarco, R. C., Arias, D. C., García, M. D. P. D., Hernández, S. R. L., Rentería, R. G., ... & Perdomo, M. E. (2003). Relación entre fuerza muscular y propiocepción de rodilla en sujetos asintomáticos. *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*, 15, 17-23.
- Molinuevo, J. S., Ortega, A. M., & Solano, P. R. (2010). Análisis comparativo de la relación entre el número de caídas anual y baterías de pruebas de equilibrio y agilidad en personas mayores. *Retos. Nuevas tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación*, (17), 115-117.
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., Cordova, M. L., Kinzey, S. J., Stone, M. B., & Krause, B. A. (2003). The effect of a simulated knee joint effusion on postural control in healthy subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84, 1076–1079.
- Padilla, C. C., Sanchez, C. P., & Cuevas, M. J. (2013). [Benefits of strength training for the prevention and treatment of sarcopenia]. *Nutricion hospitalaria*, 29(5), 979-988.
- Peña, G., Elvar, H., Ramón, J., Moral, S., Isidro Donate, F., & Mata Ordoñez, F. (2012). Revisión de los Métodos de Valoración de la Estabilidad Central (Core). *PubliCE Standard*.
- Plisky, P. J., Rauh, M. J., Kaminski, T. W., & Underwood, F. B. (2006). Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(12), 911-919.
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American geriatrics Society*, 39(2), 142-148.

- Reeves, N. P., Everding, V. Q., Cholewicki, J., & Morrisette, D. C. (2006). The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research*, 174(4), 694-700.
- Reed, C. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2012). The effects of isolated and integrated 'core stability' training on athletic performance measures. *Sports medicine*, 42(8), 697-706.
- Rose, DJ (2002). Promoting functional independence among at risk and physically frail older adults through community-based fall-risk reduction programs. *Journal of Aging and Physical Activity*, 10(4), 207-225.
- Sabchuk, R. A. C., Bento, P. C. B., & Rodacki, A. L. F. (2012). Comparison between field balance tests and force platform. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 18(6), 404-408.
- Santos, B. R., 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*, 27(3), 408-415.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med*, 30(1), 1-15.
- Siu, P. M., Wang, Y., & Alway, S. E. (2009). Apoptotic signaling induced by H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>-mediated oxidative stress in differentiated C2C12 myotubes. *Life sciences*, 84(13), 468-481.
- Troiano, R. P., Berrigan, D., Dodd, K. W., Masse, L. C., Tilert, T., & McDowell, M. (2008). Physical activity in the United States measured by accelerometer. *Medicine and science in sports and exercise*, 40(1), 181.
- VanDieën, J. H., Luger, T., & van der Eb, J. (2012). Effects of fatigue on trunk stability in elite gymnasts. *European journal of applied physiology*, 112(4), 1307-1313.
- Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015). Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(2), 79-85.

- Ward, D. S., Evenson, K. R., Vaughn, A., Rodgers, A. B., & Troiano, R. P. (2005). Accelerometer use in physical activity: best practices and research recommendations. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(11 Suppl), S582-8.
- Winter, D. A., Patla, A. E., & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress through Technology*, 16, 31–51.
- Zazulak, B., Cholewicki, J., & Reeves, P. N. (2008). Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 16(8), 497-505.

