

TRABAJO DE FIN DE MASTER

Master en Rendimiento Deportivo y Salud



Efectos de dos entrenamientos de estabilidad del tronco modulados en volumen e intensidad mediante acelerometría integrada en smartphone.

Javier de los Ríos Calonge

Curso 2017-2018

Tutor académico: Francisco José Vera García

Tutor profesional: David Barbado Murillo

Co-tutor: Pedro Moreno Navarro

Grupo de Investigación en Biomecánica para la Salud y el Rendimiento Deportivo

BIOMECA

Resumen

Durante las últimas décadas el entrenamiento de la estabilidad del tronco o “core stability” ha despertado el interés de muchos sectores del ámbito de las Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. A pesar de existir un sólido conocimiento teórico sobre los posibles beneficios que puede ofrecer este tipo de entrenamiento, no siempre se han podido corroborar las hipótesis planteadas para dotar de suficiente evidencia científica a su utilidad. El origen de esta situación puede venir determinado por la falta de control y cuantificación de parámetros de la carga, especialmente la intensidad de los ejercicios isométricos de estabilización del tronco, entre los que destacan por su popularidad el puente frontal, el puente dorsal, el puente lateral y el bird-dog. Este trabajo presenta la acelerometría integrada en los smartphones como una herramienta de campo, al alcance de todos, con potencial para: i) la cuantificación de la intensidad de los ejercicios de estabilización en función de la dificultad de los participantes para mantener una determinada posición del tronco (valorada mediante la oscilación/aceleración de la pelvis); y ii) desarrollar test de campo para la valoración de la estabilidad del tronco.

Por tanto, en base a las limitaciones expuestas, el objetivo de este estudio fue analizar los efectos sobre la estabilidad de la zona central de personas jóvenes y físicamente activas de dos programas de entrenamiento individualizados de diferente intensidad basados en la realización de ejercicios isométricos de estabilización del tronco, monitorizado a través de la acelerometría triaxial integrada en smartphones. Finalmente, se comparó si existen diferencias entre ambos entrenamientos sobre parámetros asociados con la estabilidad del tronco y la resistencia muscular valorados mediante el paradigma del asiento inestable, el test de perturbaciones aplicadas de forma súbita y test de resistencia muscular de carácter isométrico respectivamente.

Palabras clave: core stability, acelerometría, entrenamiento, valoración, ejercicio, isométrico.

1. Introducción

La estabilidad del tronco o “core stability” ha sido definida como la capacidad de las estructuras osteoarticulares y musculares, coordinadas por el sistema nervioso central, de mantener o retomar una posición o trayectoria ante fuerzas internas y/o externas (1). El entrenamiento de esta capacidad ha despertado el interés de muchos entrenadores durante las últimas décadas, destacándose este fenómeno en la encuesta mundial de tendencias del acondicionamiento físico del ACSM (2). El principal objetivo de este tipo de entrenamiento es retar la estabilidad del tronco provocando la adquisición de patrones de co-activación de la musculatura que permitan asegurar la estabilidad del raquis en diferentes situaciones. Esta cualidad se ve comprometida al realizar cualquier tipo de tarea deportiva o de la vida diaria, variando el grado de control del tronco en función de la actividad específica que se realice (3). Así, cualidades como el nivel de control sensorio-motriz, la fuerza y la resistencia muscular pueden influenciar de diferente manera en el mantenimiento de una adecuada estabilidad, tomando un mayor o menor protagonismo en función de las demandas de las tareas a realizar (4).

La posibilidad de que el entrenamiento de la estabilidad del tronco afecte de manera positiva a la consecución de diferentes objetivos, ha provocado que este tipo de ejercicios sean utilizados en diferentes contextos. Concretamente, este tipo de entrenamiento ha sido aplicado con objeto de incrementar el rendimiento deportivo, buscando la optimización de transmisión de fuerzas entre cadenas cinéticas (5–7). Asimismo, dado que el tren superior supone 2/3 del peso corporal, el entrenamiento de la estabilidad del tronco se considera un medio adecuado para mejorar el equilibrio corporal, lo que a su vez parece fundamental para prevenir lesiones del miembro inferior (8–10). Finalmente, el entrenamiento de esta cualidad también parece jugar un papel relevante para prevenir el dolor lumbar, el cual sufre más del 80% de la población a lo largo de su vida (11,12), siendo un foco de importantes gastos socio-económicos (13). Dado que una gran cantidad de profesionales de las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte invierten parte de su tiempo en realizar este tipo de entrenamiento es de interés general conocer y controlar de manera precisa las variables que lo componen.

Al realizar una búsqueda para conocer la eficacia de los distintos programas de estabilización del tronco, es fácil encontrar que no siempre se confirma su teórica utilidad. Entre la multitud de razones detrás de la falta de uniformidad de resultados,

Akuthota y Nadler (14) ya denunciaron la falta de consenso sobre qué constituye un programa entrenamiento de la estabilidad del tronco. La heterogeneidad de protocolos es clara, desde la forma en la cual se solicita co-activar la musculatura central (“Hollowing” vs “Bracing”) (15), la complejidad de los ejercicios (ejercicios complejos vs analíticos) (16–21), el carácter de los mismos (estáticos vs. dinámicos) (22,23) e incluso el uso de muy diversos materiales con objeto de retar la estabilidad, como superficies inestables (Bosu®, Fitball®, etc.) (24,25), barras oscilantes (Flexibar®, Bodyblade®, etc.) (26), correas de suspensión (TRX®, Sling®, etc.) (27), etc. Esta amplia variedad de protocolos y formas de entrenamiento dificulta enormemente la comparabilidad de los programas de intervención, pues se desconocen en qué medida los ejercicios utilizados suponen un reto suficiente a cada población para provocar mejoras/adaptaciones en la estabilidad del tronco. Es decir, se desconoce en qué medida los ejercicios retan la estabilidad de un individuo.

Una de las razones por la cual no se ha cuantificado el reto que dichos ejercicios suponen a la estabilidad es debido a la falta de herramientas válidas y fiables para valorar dicha cualidad. Si bien existe cierta cantidad de test que han sido propuestos para medir la estabilidad del tronco, como son los test isométricos hasta la extenuación (Ej: *side bridge endurance test*, *Sorensen test* y *prone bridge test*) (20) o los de control lumbo-pélvico (Ej: *modified double straight leg lowering*) (19), pero existe una falta de estudios rigurosos que evalúen su validez, fiabilidad y sensibilidad. Para poder analizar adecuadamente la estabilidad del tronco es necesario utilizar una batería de test que permita conocer la respuesta de las estructuras ante una gran variedad de fuerzas de diferentes características (magnitud, dirección, duración, etc) (1). Actualmente, a la hora de medir la estabilidad del tronco, se han establecido como “gold standards” el test de perturbaciones aplicadas de forma súbita (28) y el test de control postural en sedestación llevado a cabo mediante el paradigma del asiento inestable (29). Las principales limitaciones de estos test son su elevado coste y que no permiten cuantificar la estabilidad del tronco durante la ejecución de los ejercicios utilizados durante el entrenamiento, lo que dificulta conocer en qué medida estos ejercicios retan la estabilidad de las estructuras centrales y suponen un estímulo suficiente para el entrenamiento.

Este claro desconocimiento a la hora de cuantificar parámetros de la carga nos aleja del modelo dosis-respuesta que nos permita conocer la efectividad de los programas en conjunto. Toigo y Boutellier (30) ponen de manifiesto la necesidad de describir de

manera precisa los parámetros de la carga, ya que una descripción inexacta de dos entrenamientos aparentemente iguales, pueden desencadenar adaptaciones musculares distintas. Como se ha anotado anteriormente, la principal dificultad que nos encontramos en los programas de estabilidad del tronco es cuantificar en qué medida cada ejercicio reta o desafía la estabilidad del tronco. Es decir, se desconoce la intensidad (magnitud) de la carga. Esta situación nos impide conocer si la misma es adecuada para las características de cada individuo, añadiendo con ello mayor controversia a los resultados de las intervenciones. Existen estudios electromiográficos que nos permiten establecer progresiones de manera objetiva teniendo en cuenta el nivel de activación muscular (31,32), pero este tipo de investigaciones no permiten conocer el grado de demanda de estabilidad del tronco que nos supone cada ejercicio, sino el grado de activación muscular. Además, autores como García-Vaquero y colaboradores (33) sugieren que estas dos variables no tienen por qué guardar una estrecha relación entre sí. Es decir, que distintos grados de co-activación muscular pueden conseguir estabilizar el tronco en la misma medida. Debido a la falta de herramientas que permitan la cuantificación del nivel de inestabilidad que generan los ejercicios, actualmente la manipulación de la misma ha sido llevada cabo mediante la modulación de parámetros externos, principalmente modificando las características mecánicas de los ejercicios (brazo de resistencia, base de sustentación, número de apoyos, superficie inestable) (34). A diferencia del volumen de la carga, el cual es cuantificado en base a parámetros como series y repeticiones, a día de hoy no hay un método objetivo de control de la intensidad de la carga para este tipo de ejercicios y que además pueda ser aplicado como test de campo. De entre los potenciales métodos destaca la propuesta de Borghuis y colaboradores (4), los cuales indicaron que sería interesante cuantificar la estabilidad mediante el uso de acelerometría. Este planteamiento ha sido operativizado utilizando acelerometría de laboratorio (35) y acelerometría integrada en los smartphones (36–38) para medir tareas de equilibrio en diferentes poblaciones. Esta última tecnología, en planteamientos como el de Shin y Song (39), permite incluso ofrecer a la población general test similares al “*unstable sitting*”. La tecnología wearable (smartphone, tablet, etc.) tiene como ventaja adicional su facilidad de uso y bajo coste, presentándose como una herramienta de valoración al alcance de todos siendo cada vez más utilizada en el ámbito del entrenamiento (2) además de presentar una buena validez y fiabilidad como test de campo (40).

Por tanto, en base a las limitaciones expuestas, el objetivo de este estudio fue analizar los efectos sobre la estabilidad de la zona central de personas jóvenes y físicamente activas de dos programas de entrenamiento individualizados de diferente intensidad basados en la realización de ejercicios isométricos de estabilización del tronco, monitorizado a través de la acelerometría triaxial integrada en smartphones. Finalmente, se comparó si existen diferencias entre ambos entrenamientos sobre parámetros asociados con la estabilidad del tronco y la resistencia muscular valorados mediante el paradigma del asiento inestable, el test de perturbaciones aplicadas de forma súbita y test de resistencia muscular de carácter isométrico respectivamente.



2. Método

Se llevó a cabo un ensayo con doble ciego controlado, aleatorizado y apareado respecto al nivel de control del tronco inicial con dos grupos de entrenamiento y un grupo control siendo dirigido por el grupo de investigación BIOMECH del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche (Figura 1). Esta intervención ha sido aprobada por el comité ético de la Universidad.

1 semana	1 semana	2 semanas	Revaluación	2 semanas	Revaluación	2 semanas	1 semana
PRETEST 1	PRETEST 2	6 SEMANAS DE ENTRENAMIENTO (n=21)					POSTEST
		G1 (n=13) 2 sesiones/semana, 4x30 s (30 s), 0.2 - 0.3 m/s ²					
		G2 (n=13) 2 sesiones/semana, 4x15 s (30 s), 0.4 - 0.5 m/s ²					
		GC (n=11)					

Figura 1. Diseño experimental del proyecto controlado y aleatorizado. En las sesiones pretest y posttest se realizaron registros de control postural con acelerometría integrada en smartphones, un de test control postural en sedestación, un test de aplicación de perturbaciones súbitas y tres test de resistencia muscular del tronco. G1: Grupo de intensidad moderada; G2: Grupo de intensidad alta; GC: Grupo control.

2.1. Participantes

37 estudiantes de Ciencias del Deporte fueron reclutados para este estudio. Como criterios de inclusión fueron seleccionados varones de entre 18 y 35 años que realizaran actividad físico-deportiva con una frecuencia de 1-4 días/semana. Se consideraron los siguientes criterios de exclusión: haber participado previamente en un programa estructurado de fortalecimiento de los músculos del tronco, ser deportista de élite en una modalidad deportiva que requiera de altas demandas de estabilidad (judokas, gimnastas, etc.), padecer alteraciones cardiorrespiratorias, musculo-esqueléticas o de cualquier tipo que contraindiquen la práctica de ejercicio físico, especialmente personas que hayan sufrido durante este último año hernia inguinal, cirugía abdominal o dolor de espalda agudo o crónico (lumbar, dorsal o cervical). Además, tampoco participaron personas con antecedentes de mareos, lipotimias o vértigos durante la práctica de ejercicio físico, ni personas con alteraciones que podrían verse agravadas por el incremento de la presión intra-abdominal (hipertensión, EPOC, incontinencia urinaria, etc.). Antes de comenzar el estudio se pidió a todos los participantes su conformidad para la participación en el estudio a través de la firma de un consentimiento informado. El presente estudio estuvo en concordancia con la Declaración de Helsinki y fue aprobado por la Oficina de Ética en la Investigación de la Universidad Miguel Hernández de Elche (DPS.FVG.02.14).

2.2. Sesiones de valoración

Las sesiones de valoración iniciales se desarrollaron en dos sesiones durante dos semanas previas a la intervención. Cada sesión de registro se desarrolló durante dos días y se llevaron a cabo en el Laboratorio de Biomecánica y Salud y en la Sala de Registro de Datos de la Universidad Miguel Hernández de Elche. La primera sesión consistió en registrar el nivel de oscilación de la pelvis de los participantes al realizar ejercicios de estabilidad del tronco, en progresión de dificultad basada en el trabajo de Miralles (41) (Figura 2). Los ejercicios fueron los siguientes: puente frontal, puente lateral, puente dorsal y pero de muestra o *bird-dog*.

Nivel	Puente frontal	Puente lateral	Puente dorsal	Bird-dog
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				

Figura 2. Ejercicios de estabilidad del tronco en progresión de dificultad

El instrumento utilizado para cuantificar el grado de oscilación de la zona central fue un acelerómetro triaxial integrado en smartphones (Huawei, P10 Lite) con la aplicación “Accelerometer Analyzer” (Mobile Tools, Polonia). Éste se colocó debajo de la espina iliaca antero-superior del lado dominante del participante (lado de apoyo en las variantes monopodales), con la ayuda de un cinturón elástico. Se utilizó la aplicación “TeamViewer” (TeamViewer, Germany) para controlar la aplicación del móvil desde el ordenador. Cada registro duró 15 s, siendo invalidado cuando el participante no mantenía la columna en posición neutra y/o la cabeza, el tronco y las extremidades

inferiores no estaban bien alineadas. El orden de los ejercicios fue contrabalanceado para evitar el efecto de la fatiga, aunque los niveles de dificultad siempre se realizaron de menor a mayor dificultad. Antes de comenzar la medición siempre se llevó a cabo una calibración del acelerómetro, posicionando el móvil en una superficie horizontal estable mediante la aplicación “Accelerometer Calibration” (RedPi Apps Inc, India).

Durante la segunda sesión de registro se llevó a cabo la valoración de diferentes parámetros asociados con la estabilidad del tronco. La respuesta del tronco ante cargas o perturbaciones unidireccionales aplicadas de forma súbita fue valorada mediante la adaptación del protocolo de Cholewicki y colaboradores (28), desarrollada en el por el grupo de investigación BIOMECH (42). Los participantes se posicionaron en una silla de madera que permite fijar el tren inferior y coloca la columna en posición neutra. Desde esta posición, a los participantes se les aplicó cinco cargas súbitas consecutivas en dirección frontal, lateral y posterior. Cada una de ellas se aplicó sin previo aviso en un espacio de tiempo de 40 a 45 s. Por otro lado, se valoró el control postural en sedestación mediante el test del asiento inestable (29). El asiento inestable está formado por una estructura de madera, con un soporte ajustable para el apoyo de los pies y una hemiesfera de poliéster unida a la parte inferior (radio de la hemiesfera: 35 cm; altura del asiento en relación con el punto más bajo de la hemiesfera: 12 cm). Las piernas del participante fueron fijadas para evitar movimientos del miembro inferior, con las rodillas en flexión de 90°. El asiento fue posicionado en una plataforma de fuerzas (Kistler, Switzerland, Model 9286AA) ubicada a 0.9 m de altura sobre una superficie rígida, estable y plana. La plataforma de fuerzas registró a 1000 Hz. Se proyectó a tiempo real un feedback que mostraba el desplazamiento del centro de presiones, correspondiendo a un ángulo de inclinación de 4° del centro de masas ($0.626 \times$ altura del tronco). Además, se mostró un punto objetivo que realizaba una trayectoria circular (radio 60cm). Con objeto de valorar el control sensorio motriz del tronco, el participante debía hacer coincidir su centro de presiones con dicho punto en movimiento (con los brazos cruzados sobre el pecho) durante 70 s. Esta tarea se realizó 5 veces con intervalos de descanso de 60 s.

En la última parte de la segunda sesión de registro se evaluó la resistencia estática de los músculos inclinadores, extensores y flexores del tronco mediante tres test isométricos: *side bridge endurance test* (43), *Sorensen test* (44) y *prone bridge test* (45), respectivamente. El orden de la administración de los test fue contrabalanceado para

reducir un posible efecto de la fatiga. Estos test consistieron en mantener diferentes posiciones hasta el agotamiento. Cuando aparecieron signos de fatiga se animó a los participantes para que continuaran manteniendo la posición. En los casos en los que los participantes perdían la alineación corporal se les solicitaba que corrigiesen la posición en la mayor brevedad posible. Los test finalizaban cuando el participante no podía mantener o recuperar la posición requerida.

Las dos primeras sesiones de evaluación (Figura 1) fueron realizadas con intención de explorar la fiabilidad de los test en la muestra objeto de estudio y establecer una línea basal en el rendimiento de los participantes para los diferentes test. Las sesiones de valoración final se desarrollaron una semana después de las 6 semanas de entrenamiento por investigadores que no conocían la distribución de los participantes en los grupos.

2.3. Aleatorización

Los participantes fueron asignados al azar en los grupos de intervención o grupo control por un investigador ajeno a la intervención, utilizando un método de aleatorización con sobres opacos. La aleatorización fue estratificada en función del valor medio de oscilación de los cuatro ejercicios de nivel 4 y 5 de dificultad que se presentan en el siguiente apartado (Figura 2) y que fueron obtenidos durante la primera evaluación. Para ello, se tomó como referencia la mediana de la distribución de datos del nivel de oscilación registrado con la acelerometría en los ejercicios.

2.4. Intervención

El estudio contó con dos grupos de entrenamiento [grupo de intensidad moderada (G1) y grupo de intensidad alta (G2)] y un grupo control (GC). El G1 (13 participantes) y el G2 (13 participantes) realizaron un programa supervisado de entrenamiento de la estabilidad del tronco durante 6 semanas, realizando 2 sesiones de 30 min por semana (Figura 1). En cada sesión realizaron 4 repeticiones de una de las variaciones del puente frontal, del puente lateral, del puente dorsal y del bird dog (Figura 2), con una recuperación de 30 s entre repetición. Los programas de entrenamiento de G1 y G2 fueron diferentes en cuanto a la intensidad y el volumen de entrenamiento, ya que los

participantes del G1 realizaron 4 repeticiones de 30 s de aquellas variaciones de los ejercicios de estabilización donde los participantes mostraron una oscilación de la pelvis entre 0.2 - 0.3 m/s² (intensidad moderada); mientras que los participantes del G2 realizaron 4 repeticiones de 15 s de aquellas variaciones de los ejercicios de estabilización donde los participantes mostraron una oscilación de la pelvis entre 0.4 - 0.5 m/s² (intensidad alta). Por tanto, los ejercicios fueron individualizados para cada participante en función del grado de oscilación de la pelvis, lo que refleja la intensidad o dificultad del ejercicio. Por otro lado, los miembros del GC (11 participantes) participaron únicamente en las sesiones de valoraciones previas y posteriores a la intervención. Se informó a todos los grupos que no debían cambiar sus niveles de actividad física fuera de los programas prescritos.

Para realizar reajustes en la carga y con ello prescribir las sesiones de manera individualizada, cada 2 semanas, se llevaron a cabo sesiones de reevaluación en G1 y G2 (Figura 1). Para ello se registró el nivel de oscilación a través de acelerometría del nivel seleccionado para el entrenamiento y un nivel superior para cada puente y bird dog (Figura 2). Estos registros permitieron conocer si los ejercicios continuaban retando la estabilidad de la manera deseada en función del grupo de los participantes.

Las sesiones de entrenamiento se realizaron en la Sala de Registro de Datos del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche, bajo la supervisión y control de Graduados en Ciencias de la actividad Física y del Deporte. Estos Graduados no estuvieron implicados ni en el reclutamiento, ni en la valoración de los participantes a lo largo de todo el proceso. Se registró la asistencia a las sesiones de entrenamiento, pues se estableció un 85% de asistencia para permanecer en el estudio.

2.5. Tratamiento de datos

La serie temporal de datos de aceleración de cada ejercicio fue almacenada por la aplicación del móvil en archivos de texto (.txt). Utilizando una aplicación en entorno “LabView” (v9.0. National Instruments, Austin, TX, USA), se aplicó un filtro de paso bajo “Butterworth” de segundo orden, con una frecuencia de corte de 10 Hz. Fueron desechados el primer y último segundo de cada registro, pues el inicio y el final de la señal de este tipo de pruebas no son constantes en sus parámetros estadísticos sobre el

tiempo, seleccionándose una ventana de 4 s de la señal para el cálculo de las variables. Para valorar el nivel de intensidad (oscilación) de cada ejercicio se empleó la variable *aceleración media*, la cual fue obtenida conociendo la magnitud del vector resultante promedio de la aceleración en los tres ejes del espacio (vertical, anteroposterior y mediolateral). Para ello se utilizó un software diseñado específicamente por el grupo de investigación en entorno “LabView 9.0”.

La respuesta del tronco ante cargas súbitas se describió calculando el valor promedio de los tres ensayos que mostraron menor *desplazamiento angular del tronco* tras el inicio de la perturbación. Este parámetro fue calculado conociendo el *momento de fuerza* ejercido por el pistón [*fuerza registrada por la célula de carga x distancia conocida entre marcadores*, registrados mediante un equipo de fotogrametría Vicon®, ubicados a la altura de la apófisis espinosa de L5 y centro de masas del tronco, (0.626 x altura del tronco)]. Conociendo estos dos parámetros también se calculó la *rigidez* y el *amortiguamiento* del tronco. Las variables estudiadas representan principalmente la combinación de la respuesta pasiva de las estructuras del tronco y la respuesta muscular refleja ante las fuerzas aplicadas de forma súbita y controlada (28,46).

Para evaluar el control del tronco en sedestación, la señal del centro de presiones fue filtrada mediante un filtro de paso bajo “Butterworth” de segundo orden con una frecuencia de corte de 5 Hz y posteriormente interpolada a 20 Hz. Los primeros 10 s de cada ensayo fueron eliminados, ya que durante el comienzo de este tipo de pruebas la señal no suele ser estacionaria. Al ser una tarea con feedback visual, para cuantificar el rendimiento en el test se utilizó como medida global el valor del módulo del *error radial medio* obtenido mediante un software en entorno “LabView” (29,46).

Por último, en los test de resistencia isométrica de la musculatura del tronco la variable descriptora del rendimiento fue el tiempo máximo registrado (mediante un cronómetro *Olimpic CHRO24*® (Tremblay, China)) durante el correcto manteniendo de las posiciones referidas anteriormente.

2.6. Análisis estadístico

Se calculó la media y desviación típica de los parámetros mencionados en el apartado anterior, siendo éstas las variables dependientes de la intervención. Posteriormente se comprobó si los datos seguían una distribución normal mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov con la corrección de Lilliefors. También se realizó una prueba de homocedasticidad para conocer la igualdad de varianzas en los datos basales. Con el objetivo de conocer las diferencias que existen tras un periodo temporal en parámetros asociados con la estabilidad del tronco al aplicar dos entrenamientos con diferentes intensidades de carga, se realizó ANOVA mixto para todas las variables, siendo factor inter-participante el “grupo” (tres niveles: GC, G1 y G2) y el factor intra-participante el *instante temporal* (tres niveles: pretest 1, pretest 2 y postest). Para poder afirmar que el cambio del pretest 2 al postest ha sido diferente en los tres tipos de práctica será necesario que exista una interacción significativa entre los dos factores: tipo de entrenamiento y medida temporal. En el caso de que se rechace la hipótesis nula y existiera una interacción significativamente positiva sería necesario hacer un “*Post hoc*” para conocer entre qué grupos existe una diferencia. Asimismo, con objeto de cuantificar la magnitud de las diferencias entre grupos se calculó el índice g de Hedges (47) el cual proporciona un índice de tamaño del efecto basado en la diferencia de medias estandarizadas de Cohen (48), pero que reduce el sesgo provocado por muestras pequeñas ($n < 20$) al introducir un factor corrector. Los valores del tamaño del efecto fueron interpretados como trivial ($g < 0.2$), pequeño ($0.2 \leq g < 0.5$), moderado ($0.5 \leq g < 0.8$) y grande ($g \geq 0.8$).

Todos los análisis estadísticos se efectuaron utilizando el paquete “Statistical Package for Social Sciences” (SPSS, versión 22.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA), fijando un nivel de significación de $p < 0.05$.

3. Referencias

1. Vera-Gacía F, Barbado D, Moreno-Pérez V, Hernández-Sánchez S, Juan-Recio C, Elvira J. Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Rev Andal Med Deport.* 2015;8(2):79–85.
2. Thompson WR. Worldwide survey of fitness trends for 2018. *ACSM's Heal Fit J.* 2017;21(6).
3. Lederman E. The myth of core stability. *J Bodyw Mov Ther.* 2010;14:84–98.
4. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KAPM. The importance of sensory motor control in providing Core Stability. *Sport Med.* 2008;38(11):893–916.
5. Willardson JM. Core stability training: applications to sport conditioning programs. *J Strength Cond Res.* 2007;21(3):979–85.
6. Saeterbakken A, Tillaar R, Seiler S. Effect of core stability training on throwing velocity in female handball players. *J Strength Cond Res.* 2011;25(3):712–8.
7. Reed C, Ford K, Myer G, Hewett T. The Effects of Isolated and Integrated “Core Stability” Training on Athletic Performance Measures: A systematic Review. *Sport Med.* 2012;42(8):697–706.
8. Willson JD, Dougherty CP, Ireland MLI, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *J Am Acad Orthop Surgeons.* 2005;13(5):316–25.
9. Imai A, Imai T, Iizuka S, Kaneoka K. A Trunk Stabilization Exercise Warm-up May Reduce Ankle Injuries in Junior Soccer Players. *Int J Sports Med.* 2018;2–6.
10. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: A prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med.* 2007;35(7):1123–30.
11. Cassidy JD, Carroll LJ, Coté P. The Saskatchewan health and back pain survey. The prevalence of low back pain and related disability in Saskatchewan adults. 1998. p. 1860–7.
12. Walker BF. The prevalence of low back pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998. *J Spinal Disord.* 2000;13(3):205–17.
13. Heneweer H, Staes F, Aufdemkampe G. Physical activity and low back pain : a systematic review of recent literature. *Eur Spine J.* 2011;20:826–45.
14. Akuthota V, Nadler SF. Core Strengthening. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(1):21–33.

15. Koumantakis G, Watson P, Oldham J. Trunk Muscle Stabilization Training Plus General Exercise Versus General Exercise Only: Randomized Controlled Trial of Patients With Recurrent Low Back Pain. *Phys Ther.* 2005;85(3):209–25.
16. Tse MA, McManus AM, Masters RSW. Development and validation of a core endurance intervention program: Implications for performance in college-age rowers. *J Strength Cond Res.* 2005;19(3):547–52.
17. Aggarwal A, Kumar S, Kumar D. Effect of Core Stabilization Training on the Lower Back Endurance in Recreationally Active Individuals. *J Musculoskeletal Res.* 2011;13(4):167–76.
18. Aggarwal A, Zutshi K, Munjal J, Kumar S, Sharma V. Comparing stabilization training with balance training in recreationally active individuals. *Int J Ther Rehabil.* 2010;17(5):244–53.
19. Sharma A, Geovinson SG, Singh Sandhu J. Effects of nine-week core strengthening exercise program on vertical jump performances and static balance in volleyball players with trunk instability. *J Sport Med Phys Fit.* 2012;52:606–15.
20. Jamison ST, McNeilan RJ, Young GS, Givens DL, Best TM, Chaudhari AMW. Randomized controlled trial of the effects of a trunk stabilization program on trunk control and knee loading. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(10):1924–34.
21. Sandrey MA, Mitzel JG. Improvement in Dynamic Balance and Core Endurance after a 6-Week Core-Stability-Training Program in High School Track and Field Athletes. *J Sport Rehabil.* 2013;22(4):264–71.
22. Childs JD, Teyhen DS, Benedict TM, Morris JB, Fortenberry AD, McQueen RM, et al. Effects of sit-up training versus core stabilization exercises on sit-up performance. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(11):2072–83.
23. Parkhouse KL, Ball N. Influence of dynamic versus static core exercises on performance in field based fitness tests. *J Bodyw Mov Ther.* 2011;15(4):517–24.
24. Stanton R, Reaburn P, Humphries B. The Effect of Short-Term Swiss Ball Training on Core Stability And Running Economy. *J Strength Cond Res.* 2004;18(3):522–8.
25. Sato K, Mokha M. Does core strength training influence running kinetic, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? *J Strength Cond Res.* 2009;23(1):133–40.
26. Moreside JM, Vera-garcia FJ, McGill SM. Trunk Muscle Activation Patterns,

- Lumbar Compressive Forces, and Spine Stability When Using the Bodyblade. *Phys Ther.* 2007;87(2).
27. Calatayud J, Borreani S, Colado JC, Martín F, Rogers ME, Behm DG, et al. Muscle Activation during Push-Muscle Activations during Push-Ups with Different Suspension Training Systems. *J Sport Sci Med.* 2014;13:502–10.
 28. Cholewicki J, Simons APD, Radebold A. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *J Biomech.* 2000;33(11):1377–85.
 29. Cholewicki J, Polzhofer GK, Radebold A. Postural control of trunk during unstable sitting. *J Biomech.* 2000;33(12):1733–7.
 30. Toigo M, Boutellier U. New fundamental resistance exercise determinants of molecular and cellular muscle adaptations. *Eur J Appl Physiol.* 2006;97(6):643–63.
 31. Vera-Garcia FJ, Barbado D, Moya M. Trunk stabilization exercises for healthy individuals. *Rev Bras Cineantropometria e Desempenho Hum.* 2014;16:200–11.
 32. Imai A, Kanwoka K, Okubo Y, Shiina I, Tatsumura M, Izumi S, et al. Trunk Muscle Activity During Lumbar Stabilization Exercises on Both a Stable and Unstable Surface. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2010;40(6):369–75.
 33. García-Vaquero MP, Juan-Recio C, Irlles B, López-Plaza D, López JL, Barbado D, et al. Análisis de ejercicios de estabilización del tronco mediante evaluación electromiográfica y posturográfica. En: comunicación presentada en el Congreso JAM Sport. Valencia;2018.
 34. Vera-García FJ, Barbado D, Moreno-Pérez V, Hernández-Sánchez S, Juan-Recio C, Elvira JLL. Core stability: evaluación y criterios para su entrenamiento. *Rev Andal Med Deport.* 2015;8(3):130–7.
 35. Hubble RP, Naughton GA, Silburn PA, Cole MH. Trunk muscle exercises as a means of improving postural stability in people with Parkinson's disease: a protocol for a randomised controlled trial. 2014;1–9.
 36. Aung A, Wai P, Duc PD, Syin C, Haihong Z. iBEST: intelligent Balance Assessment and Stability Training System using Smartphone. 36th Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. 2014;3683–6.
 37. Yvon C, Najuko-Mafemera A, Kanegaonkar R. The D+R Balance application: A novel method of assessing postural sway. *J Laryngol Otol.* 2015;129(8):773–8.
 38. Han S, Lee D, Lee S. A study on the reliability of measuring dynamic balance ability using a smartphone. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(9):2515–8.

39. Shin DC, Song CH. Smartphone-Based Visual Feedback Trunk Control Training Using a Gyroscope and Mirroring Technology for Stroke Patients: Single-blinded, Randomized Clinical Trial of Efficacy and Feasibility. *Am J Phys Med Rehabil.* 2016;95(5):319–29.
40. Mompean A. Utilización de smartphones para la evaluación del nivel de control en ejercicios de estabilización. Trabajo de fin de Máster. Universidad Miguel Hernández de Elche. 2016.
41. Miralles P. Establecimiento de valores criterio en base a la acelerometría integrada en smartphones para aplicar el nivel óptimo de carga en el entrenamiento del core stability. Trabajo de fin de Máster. Universidad Miguel Hernández de Elche. 2017.
42. Barbado D, Lopez-Valenciano A, Juan-Recio C, Montero-Carretero C, Van Dieën JH, Vera-Garcia FJ. Trunk stability, trunk strength and sport performance level in judo. *PLoS One.* 2016;11(5):1–12.
43. McGill SM. *Low back disorders: evidence based prevention and rehabilitation.* Champaign, IL: Human Kinetics; 2007.
44. Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C, Crielaard JM. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: A critical appraisal of the literature. *Jt Bone Spine.* 2006;73(1):43–50.
45. Schellenberg KL, Lang JM, Chan KM, Burnham RS. A clinical tool for office assessment of lumbar spine stabilization endurance: Prone and supine bridge maneuvers. *Am J Phys Med Rehabil.* 2007;86(5):380–6.
46. Barbado D. Análisis biomecánico de la estabilidad del tronco en función de la especialización y el rendimiento deportivo.[Tesis Doctoral]. Elche: Universidad Miguel Hernández; 2014.
47. Hedges LV, Olkin I. *Statistical methods for meta-analysis.* FL: Academ. Orlando; 1985.
48. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.* 1988.