

TRABAJO FINAL DE MASTER
MASTER EN RENDIMIENTO DEPORTIVO Y SALUD



**Efecto de dos entrenamientos de estabilidad del tronco sobre el
equilibrio cuantificado mediante acelerómetro integrado en
smartphone**

Alumno: Jorge Alcaraz Montenegro

Curso: 2017-2018

Tutor académico: David Barbado Murillo y Francisco J. Vera García

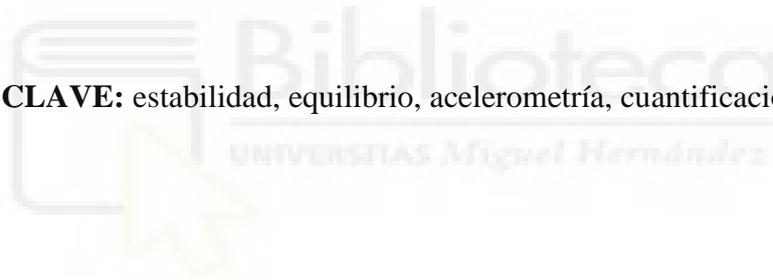
Co-tutor: Casto Juan Recio

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

RESUMEN

En los últimos años, los ejercicios para el acondicionamiento de la musculatura del tronco han cobrado una gran importancia en los programas de entrenamiento, ya que se cree que la mejora de la estabilidad del tronco puede prevenir la aparición de lesiones y/o aumentar el rendimiento deportivo. A pesar de ello, la literatura muestra resultados controvertidos en cuanto la efectividad de los programas de estabilidad del tronco, lo que podría deberse principalmente a diversas limitaciones metodológicas. Dos de estas limitaciones son la pobre cuantificación de la carga en tareas de estabilidad y la ausencia de test fiables, válidos y aplicables a estudios de campo. Como solución al problema de la cuantificación y de la valoración de la estabilidad del tronco, en el presente estudio se utilizó acelerometría integrada en un smartphone para comprobar el efecto de diferentes niveles de oscilación de la pelvis durante ejercicios de estabilización del tronco sobre variables relacionadas con la prevención y/o tratamiento de lesiones y el rendimiento deportivo.

PALABRAS CLAVE: estabilidad, equilibrio, acelerometría, cuantificación, oscilación.



1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años, los ejercicios para el acondicionamiento de la musculatura del tronco son elementos frecuentes en los programas de entrenamiento desarrollados en diversos ámbitos: fitness, rehabilitación, alto rendimiento deportivo, etc. Dentro de los ejercicios de tronco más utilizados en este tipo de programas de entrenamiento se encuentran los ejercicios que buscan la mejora de la estabilidad y/o la resistencia de la musculatura del tronco. Las metas que se persiguen con la realización de estos ejercicios están relacionadas principalmente con la prevención y tratamiento de lesiones y/o el aumento del rendimiento deportivo (Kibler, Press & Sciascia, 2006).

En general, la popularidad de estos programas es debida a que existe el convencimiento de que una mejora de la estabilidad del tronco durante la ejecución de diversas acciones motrices, es fundamental para mantener un equilibrio adecuado, facilitando a su vez la transmisión de fuerzas generadas por los miembros inferiores hacia los miembros superiores y viceversa (Kibler et al., 2006; Putnam, 1993; Zattara & Bouisset, 1988). Además, se cree que la consecución de estas mejoras no solo incrementa el rendimiento motor en dichas acciones, sino que, a su vez, ayuda a reducir el estrés mecánico que sufren las articulaciones implicadas (Jamison et al., 2012). Sin embargo, la literatura no muestra resultados concluyentes en relación a la efectividad de los programas de estabilidad del tronco y su utilidad para la mejora del equilibrio, el rendimiento motor y la prevención de lesiones.

En relación con la prevención y tratamiento de las lesiones, existen diversos autores que han relacionado los déficits en el control neuromuscular del tronco con la aparición de patologías en la zona lumbar y/o en los miembros inferiores. En este sentido, algunos estudios (Cholewicki et al., 2002) mostraron que deportistas que habían padecido dolor lumbar mostraban una activación tardía de la musculatura estabilizadora tras la aplicación de fuerzas externas (perturbaciones controladas y repentinas). Por otro lado, diversos autores encontraron que los pacientes con dolor lumbar presentaban un mayor retraso en la respuesta muscular que las personas asintomáticas cuando ambos eran sometidos a fuerzas externas (Radebold, Cholewicki, Panjabi & Patel, 2000; Radebold, Cholewicki, Polzhofer & Greene, 2001; Reeves, Cholewicki & Milner, 2005) o internas (Hodges & Richardson, 1996; Hides, Richardson & Jull, 1996). Cholewicki et al. (2005) afirmaron que la respuesta muscular tardía aumenta significativamente las probabilidades de sufrir dolor lumbar. Dicha respuesta, concluye, parece ser un factor de riesgo

preexistente y no un efecto producido por el dolor lumbar. Además, estos pacientes también han mostrado un menor control postural tanto en tareas de bipedestación o apoyo monopodal (Ham, Kim, Baek, Lee & Sung, 2010; Ruhe, René & Walker, 2011) como en tareas en sedestación (Radelbold et al., 2001; van Dieën, Koppes & Twisk, 2010). En este sentido autores como McGill, Grenier, Kavcic y Cholewicki (2003) manifestaron la utilidad del entrenamiento de estabilidad del tronco para la prevención y la rehabilitación de lesiones lumbares. Esta afirmación ha sido verificada en un estudio experimental (Aggarwal, Kumar & Kumar, 2011) donde un programa de estabilidad del tronco redujo el riesgo de padecer patologías en la zona lumbar. A pesar de esto, otros autores como Lederman (2009) cuestionan la utilidad de estos programas, manifestando tras una revisión sistemática, que los programas de estabilidad del tronco realizados con el objetivo de mejorar el dolor lumbar no son mejores que otro tipo de programas de ejercicio físico.

Similar controversia parece encontrarse en relación con la utilidad de estos programas para prevenir lesiones del tren inferior. Autores como Zazulak et al. (2007) han mostrado correlaciones entre diversos factores relacionados con el control neuromuscular del tronco (desplazamiento del tronco ante una fuerza externa, control propioceptivo de la posición del tronco, historia de dolor lumbar, etc.) y diversas lesiones de la rodilla ocurridas durante un periodo de 3 años, principalmente en mujeres deportistas. Por tanto, este mayor riesgo de sufrir lesiones del tren inferior estaría relacionado con una baja estabilidad del tronco especialmente en mujeres (Hewett, Zazulak, Myer & Ford, 2005). Concretamente, un aumento del desplazamiento del tronco en acciones dinámicas de apoyo unipodal aumentaría potencialmente el riesgo de lesión, en especial del ligamento cruzado anterior, al tener como consecuencia una reducción del equilibrio y un incremento de la posición de valgo de rodilla. Finalmente, autores como Jamison et al. (2012) parecen confirmar la relevancia de la mejora de la estabilidad del tronco para reducir el riesgo de lesión, al observar que complementar entrenamientos de fuerza con trabajo de estabilidad/resistencia del tronco ayuda controlar el estrés que sufre la rodilla en acciones de cambio de dirección en apoyo unipodal. Sin embargo, los resultados en este estudio no son concluyentes porque dicho programa, en realidad, no produjo mejoras en la estabilidad del tronco.

Finalmente, en cuanto al rendimiento motor, algunos estudios (Prieske et al., 2015; Imai, Kaneoka, Okubo & Shiraki., 2014; Granacher et al., 2014) han encontrado

mejoras significativas tras la aplicación de programas de intervención del tronco en test de rendimiento deportivo donde la estabilidad dinámica del tren inferior y el equilibrio general parecen jugar un papel importante (tales como el sprint, T-test, salto vertical, etc.). Sin embargo, nuevamente la literatura no es consistente ya que otros trabajos (Tse, McManus y Masters, 2005; Jamison et al., 2012; Ozmen & Aydogmus, 2015; Schilling, Murphy, Bonney & Thich, 2013) no encontraron mejoras en el rendimiento en test similares tras la aplicación de programas de estabilidad del tronco.

La controversia en los resultados puede estar relacionada con limitaciones y diferencias de dichos estudios y de sus programas de entrenamiento. Varios autores (Nesser, Huxel, Tincher & Okada, 2008; Lederman, 2009; Kümmel, Kramer, Giboin & Gruber, 2016) han sugerido que la mayoría de los programas de estabilidad del tronco no aplican el principio de especificidad, lo cual limita la efectividad de los mismos. Otro factor relevante es la falta de homogeneidad de los programas de entrenamiento, que dificulta la obtención de conclusiones claras (Akuthota & Nadler, 2004). Sin embargo, uno de los puntos más controvertidos, es la metodología utilizada para valorar la estabilidad del tronco. En general la mayoría de test de campo usados son de dudosa validez y/o fiabilidad lo que limita conocer la eficacia de los programas (Vera-Garcia et al. 2015b). Asimismo, si bien existen metodologías de laboratorio que parecen válidas para valorar la estabilidad del tronco, como el *unstable sitting test* (Radebold et al., 2001) y el *sudden loading test* (Barbado, Barbado, Elvira, Dieën & Vera-Garcia, 2016), éstas presentan dos problemas principales: a) son sumamente caras tanto en términos materiales como humanos, haciéndolas inaccesibles para muchas de las personas interesadas en este tipo de entrenamiento (Vera-Garcia et al., 2015b); b) no permiten valorar la estabilidad del tronco en los mismos ejercicios que son usados posteriormente para entrenar, lo cual dificulta la aplicación de los resultados de los test a la cuantificación de la intensidad de la carga de entrenamiento. Este segundo problema, supone una limitación a la hora de aplicar principios del entrenamiento tales como el de sobrecarga progresiva, la individualización y el estímulo eficaz, lo que reduce la posibilidad de lograr la adaptaciones deseadas, sobre todo en los deportistas de alto nivel (Lederman, 2009; Jamison et al., 2012). Por todo ello, es necesario encontrar métodos económicos y de fácil utilización que permitan cuantificar la intensidad de los ejercicios de estabilidad durante las sesiones de entrenamiento. En este sentido, partiendo de las aportaciones de Borghuis, Hof & Lemmink (2008), la acelerometría se presenta como herramienta útil para

cuantificar la dificultad o intensidad de los ejercicios isométricos de estabilización en función de la oscilación del tronco durante su ejecución. Las posibilidades de esta técnica se han visto incrementadas principalmente por su precio actual y su portabilidad, ya que se encuentra integrada en numerosos dispositivos de uso diario (tablet, smartphone, etc.). De hecho, existen varias intervenciones donde se utiliza esta tecnología de fácil acceso para monitorizar diferentes medidas de estabilidad de la pelvis y la cabeza durante la marcha (Brodie et al., 2014; Hubble, Naughton, Silburn & Cole, 2014) y monitorizar la estabilidad de la zona lumbar en tareas posturales (Mancini et al., 2011).

Por tanto, el objetivo del estudio fue comprobar si la modificación de la intensidad a través de la oscilación dada por el acelerómetro de un smartphone en un programa de estabilidad del tronco provocaba un efecto diferencial en el rendimiento en tests de equilibrio que han sido relacionados con la prevención y tratamiento de lesiones y el rendimiento deportivo.

2. MÉTODO

2.1. Diseño

Se llevó a cabo un ensayo con doble ciego controlado, aleatorizado y apareado respecto al nivel inicial de control del tronco, con dos grupos de entrenamiento y un grupo control. El estudio fue realizado por el grupo de investigación BIOMECH del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

En la figura 1 que se muestra a continuación se puede observar el cronograma final del presente estudio de intervención.

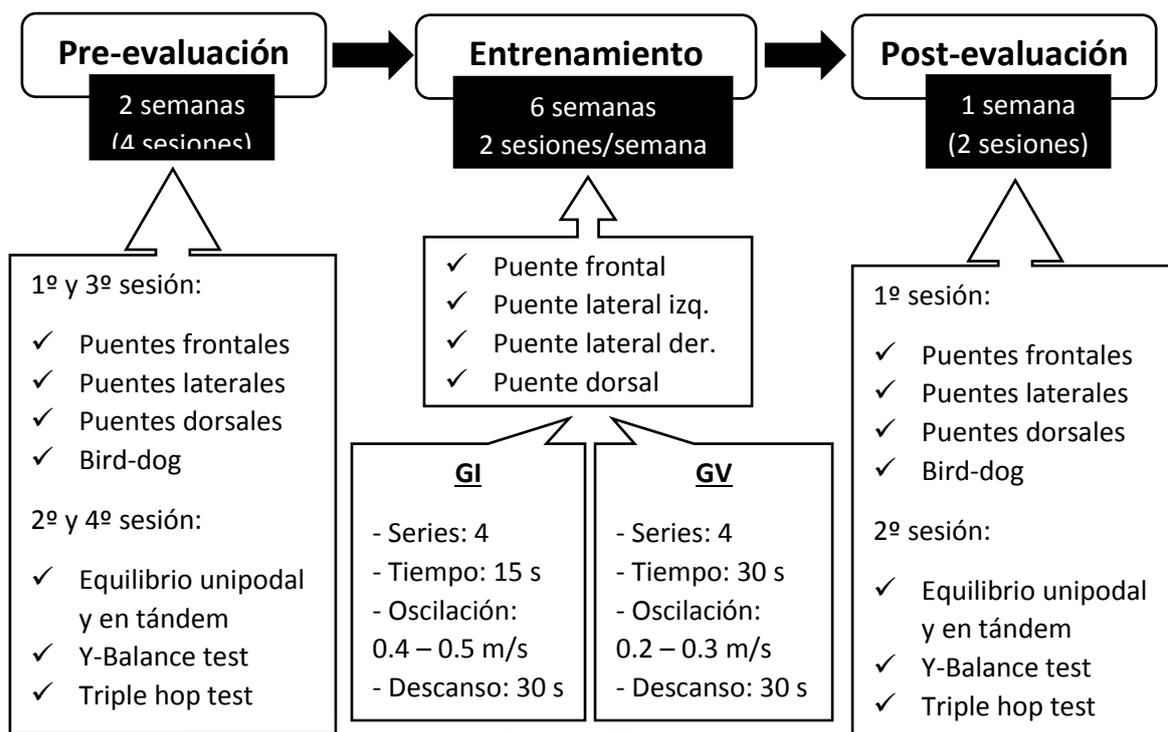


Figura 1. Cronograma de la intervención del GI (grupo de intensidad) y GV (grupo de volumen).

2.2. Participantes

En este estudio participaron voluntariamente 37 varones físicamente activos, miembros de la comunidad universitaria. Los participantes rellenaron un cuestionario para conocer su historial médico, su estado actual de salud y su práctica habitual de actividad físico-deportiva. Los criterios de inclusión para la selección de la muestra fueron: 1) No haber sufrido patologías o intervención quirúrgica relacionada con el tronco en los seis meses previos a la intervención; 2) No presentar patologías relacionadas con el equilibrio o que contraindicaran la práctica de ejercicio físico; 3) No estar participando o haber participado en un programa estructurado de ejercicios de tronco; 4) No ser deportista de élite en modalidades que requieran de altas demandas de estabilidad (judokas, gimnastas, etc.). Se les informó que debían seguir con su práctica habitual de actividad física durante el periodo que durara la intervención. Todos los participantes recibieron información sobre el objetivo y el protocolo experimental del estudio y firmaron un consentimiento informado aprobado por el comité de ética de la universidad Miguel Hernández de Elche (Ref.: DPS.FVG.02.14) de acuerdo con la Declaración de Helsinki (2013).

2.3. Sesiones de valoración

Se realizaron un total de 2 sesiones de valoración inicial separadas por dos semanas, para establecer una línea basal en los distintos parámetros, y una sesión post-intervención para conocer los efectos de la misma. Se utilizaron dos sesiones (basal y pre-evaluación) con el propósito de minimizar el posible efecto de aprendizaje, así como para analizar la fiabilidad de las medidas. Cada sesión de registro se desarrolló durante dos días. Los evaluadores responsables de las sesiones de valoración desconocían el grupo experimental al que pertenecían los participantes en el estudio.

La primera sesión consistió en valorar la intensidad de diversos ejercicios de estabilidad del tronco a través del nivel de oscilación de la pelvis de los participantes durante la ejecución, utilizando para ello una app gratuita “Accelerometer Analyzer” (Mobile Tools, Polonia) que registraba los datos provenientes de un acelerómetro integrado en un smartphone (Huawei, P10 Lite). La segunda sesión estuvo dedicada a la ejecución de test de campo y laboratorio para la valoración del equilibrio corporal (Y-Balance test y test de equilibrio en apoyo unipodal y en tándem) y la potencia del tren inferior en apoyo monopodal (triple hop test). Los participantes tuvieron un descanso de 5 min entre cada uno de los test.

Cada sesión tuvo una duración aproximada de 120 min y estuvieron separadas por al menos 24 h. Al comienzo de cada sesión de evaluación, los participantes realizaron el siguiente calentamiento:

- Circunducciones de pelvis: 10 repeticiones (5 por lado).
- Ante- y retro-versión de pelvis: 10 repeticiones (5 por lado).
- Ejercicio *cat and camel*: 10 repeticiones.
- Flexo-rotación del tronco en decúbito supino: 20 repeticiones (10 por lado).
- Inclinación lateral del tronco en decúbito lateral: 2 series de 10 repeticiones (1 serie a cada lado).
- Extensión del tronco en camilla: 10 repeticiones.
- Media sentadilla: 10 repeticiones.
- Abducción-aducción de cadera: 1 serie de 10 repeticiones por pierna.

La explicación detallada de cada uno de los test se expone a continuación:

2.3.1. Valoración de la estabilidad del tronco mediante acelerometría integrada en smartphone

Se utilizó la acelerometría integrada en smartphone para evaluar la oscilación de la pelvis durante la ejecución de 7 variantes (de diferente dificultad) de cuatro de los ejercicios isométricos de estabilización de tronco más populares: puente frontal, puente lateral, puente dorsal y *bird-dog* (Figura 2). Se realizaron dos series de cada una de las variantes. La selección de los cuatro ejercicios se basó en los resultados de estudios electromiográficos y mecánicos que mostraron que los ejercicios de puentes y el *bird-dog* pueden suponer un estímulo adecuado para mejorar la estabilidad del tronco sin aplicar grandes fuerzas de compresión a la columna lumbar (Axler & McGill, 1997; Kavcic et al., 2004). Además, cada ejercicio activa principalmente uno de los diferentes grupos musculares del tronco, es decir, flexores (puente frontal), extensores (puente dorsal), inclinadores (puente lateral) y rotadores-extensores (*bird-dog*). Como se observa en la Figura 2, se estableció una progresión de 7 variantes de cada ejercicio en función de los siguientes criterios (y sus combinaciones): aumento del brazo palanca, reducción del número de apoyos, apoyo sobre superficies inestables (bosu o fitball) y movimiento de las extremidades (García-Vaquero, Moreside, Brotons-Gil, Peco-Gonzalez & Vera-Garcia, 2012; Lehman, Hoda & Oliver, 2005; McGill & Karpowicz, 2009).

Las instrucciones que se le dieron a los participantes fueron las de mantener la alineación del cuerpo (cabeza, tronco y extremidades inferiores), evitando la rotación de la pelvis y manteniendo la columna en posición neutra. Los participantes tenían que mantener la posición requerida durante 15 s, con un descanso de 30 s entre tareas y de 3 min entre series, teniendo 2 intentos para realizarlo exitosamente. El orden de los 4 ejercicios fue aleatorizado mientras que sus respectivas variantes se realizaron consecutivamente siguiendo el orden de dificultad establecido. Durante los 15 s de actividad se registró la aceleración en los 3 ejes del movimiento, con una frecuencia de muestreo de 200 Hz. El smartphone se colocó al costado del participante, a la altura de la cresta ilíaca de su pierna dominante. Para ello, se utilizó un cinturón ajustable y elástico para asegurar la máxima comodidad del participante.



Figura 2. Variantes utilizadas en los 4 ejercicios de estabilización del tronco (puente frontal, puente lateral, puente dorsal y bird-dog).

2.3.2. Tests de equilibrio corporal general

- a) Tests de equilibrio en apoyo unipodal y en tándem sobre plataforma de fuerzas.

Estos tests tratan de evaluar el equilibrio dinámico global del participante tanto en apoyo unipodal como en posición tándem (ambos pies en línea y en contacto, con el pie dominante delante). Se realizaron 3 intentos para cada una de las siguientes posiciones: unipodal con pierna dominante (PD), unipodal con pierna no dominante (PND) y bipodal en apoyo tándem. El participante se colocó en la posición requerida encima de una plataforma de fuerzas (Kistlet, Switzerland, Model 9286AA), con los brazos cruzados sobre el pecho. La prueba consistió en seguir, mediante el desplazamiento de su centro de gravedad, el recorrido de un punto criterio que realizaba una trayectoria circular. Durante su ejecución los participantes recibieron feedback visual tanto del desplazamiento de su centro de gravedad como del punto criterio (Barbado et al., 2016). La amplitud de movimiento realizado por el punto criterio durante la trayectoria circular fue de 1° de inclinación desde el centro de gravedad del participante. Dicho punto criterio tardaba 20 s en realizar una vuelta completa. La duración de la prueba para el apoyo unipodal fue de 35 s, mientras que en posición de tándem fue de 70 s.

b) Y-Balance Test (Plisky et al., 2009).

Este test valora la estabilidad dinámica en apoyo unipodal mediante el desplazamiento máximo de un marcador, tanto con el pie dominante (PD) como con el pie no dominante (PND), en 3 direcciones (antero-posterior, postero-medial y postero-lateral). Antes del registro del rendimiento en el test se les explicó a los participantes su ejecución y las mejoras estrategias para alcanzar un mayor rendimiento. Se realizó un periodo de familiarización de 4 repeticiones en cada dirección. Después del periodo de familiarización se realizaron 3 intentos válidos alternando cada pierna en cada una de las direcciones. Se consideró intento nulo cuando el participante: 1) Separaba las manos colocadas en la pelvis; 2) Tocaba el suelo o se apoyaba el pie en el marcador mientras realizaban el intento; 3) Despegaba el talón de la plataforma de apoyo; 4) Era incapaz de volver a la posición inicial tras la ejecución (Shaffer, 2013). La mejor puntuación de los tres intentos en cada dirección (valor alcanzado) fue dividida por la longitud de la pierna para estandarizar la distancia máxima alcanzada [(valor alcanzado/ longitud de la pierna) \times 100 = % de la distancia máxima alcanzada] (Gribble, Hertel & Plisky, 2012). La longitud de la pierna se midió en centímetros desde la espina ilíaca anterosuperior a la porción más distal del maléolo interno. La evaluación global del rendimiento del equilibrio general en esta prueba se obtuvo a partir del promedio de los valores de cada dirección (Gribble et al., 2012).

2.3.2. *Tests de potencia del tren inferior. Triple Hop Test* (Noyes, Barber & Mangine 1991).

Este test valora las deficiencias entre ambas piernas en fuerza muscular, control neuromuscular (Reid et al., 2007) y estabilidad dinámica de la rodilla (Hegedus et al., 2015). El test consiste en realizar 3 saltos en apoyo unipodal con el objetivo de alcanzar la máxima distancia posible sobre una cinta métrica colocada en el suelo. Antes del registro del rendimiento en el test se les explicó a los participantes su ejecución. Posteriormente, los participantes realizaron un periodo de familiarización de 2 intentos por cada pierna. Se consideró intento nulo cuando: 1) Las manos no estaban colocadas en la cintura durante su ejecución; 2) Se iniciaba el impulso desde un apoyo bipodal; 3) Se perdía el equilibrio tras el aterrizaje. La puntuación de la prueba era la distancia lograda desde el inicio de la cinta métrica hasta el talón del participante. Se realizaron 3 intentos válidos tanto para la pierna dominante como para la pierna no dominante. Se escogió el

mejor valor para cada pierna y se calculó el índice de simetría [(mejor valor PD/ mejor valor PND) x 100], siendo los valores cercanos a 100 indicadores de simetría entre ambas extremidades inferiores.

2.4. Intervención

Después del registro pre-evaluación, los participantes fueron divididos aleatoriamente en 3 grupos apareados por el nivel de rendimiento obtenido durante la valoración de la oscilación en la variante 4 y 5. Dicho nivel de rendimiento se obtuvo mediante el promedio de los valores de oscilación obtenidos en la variante 4 y 5 de los 4 ejercicios de estabilización del tronco durante la segunda sesión de registro. Los 3 grupos que se establecieron fueron: grupo de intensidad (GI); grupo de volumen (GV) y grupo control (GC). Las sesiones tanto del GI como del GV consistieron en realizar 4 series de cada ejercicio (puente frontal, puente lateral, puente dorsal y bird-dog) con un descanso de 30 s entre ejercicios. El GI realizó la variante de cada ejercicio que le supuso en la segunda sesión de la pre-evaluación una oscilación entre 0.4 y 0.5 m/s² durante 15 s. Por otro lado, las sesiones del GV consistieron en realizar aquellas variantes que les supuso una oscilación de 0.2 – 0.3 m/s² durante 30 s. El GC no realizó ningún tipo de entrenamiento.

El periodo de entrenamiento tuvo una duración de 6 semanas en las que los participantes de ambos grupos de entrenamiento (grupo de estabilidad y grupo de resistencia) realizaron 2 sesiones semanales separadas al menos por 24 h de diferencia. Para garantizar una correcta individualización y progresión de la carga de entrenamiento para cada participante, al final de las semanas 2 y 4 del periodo entrenamiento (concretamente en las sesiones 4 y 8 de entrenamiento), los participantes realizaron una sesión de reevaluación que sustituyó a la sesión de entrenamiento normal. Las sesiones de reevaluación tenían las mismas características que las sesiones de entrenamiento, con la peculiaridad de que los participantes las realizaban con el smartphone en la pelvis para registrar las aceleraciones de esta estructura. Además, en las 2 últimas series de cada ejercicio se realizaba la variante de intensidad superior a la que estaba realizando en los entrenamientos. De esta forma se completaban las 4 series que se realizaban en una sesión de entrenamiento normal y además se obtenía los datos de cada participante para ver si tenían que cambiar o no de variante durante las semanas posteriores.

2.5. Tratamiento de datos

El tratamiento de los datos para todas las mediciones de la oscilación de la pelvis en los diferentes ejercicios se realizó con un programa desarrollado “ad hoc” con el software LabView 9.0. (National Instruments, Austin, TX, USA) en nuestro laboratorio. Tras descartar los primeros 2 s y el último segundo de cada prueba, para evitar la no estacionalidad de la señal, ésta fue filtrada en todos los tests mediante un filtro de paso bajo *Butterworth* de segundo orden, con una frecuencia de corte de 10 Hz (Lin, Seol, Nussbaum, & Madigan, 2008). Se seleccionó una ventana de 12 s de la señal para el cálculo de las variables. Para analizar la oscilación de la pelvis durante cada una de las distintas variantes de cada ejercicio de estabilización se tuvo en cuenta la variable “dispersión de la aceleración” medida en mm/s^2 , la cual fue obtenida mediante el cálculo del vector magnitud promedio de la aceleración en los tres ejes (vertical, anteroposterior y mediolateral) respecto a su aceleración media. El mejor ensayo (menor aceleración) fue usado para los análisis estadísticos.

Respecto al análisis de los datos obtenidos de los test de control postural en equilibrio unipodal, tándem y sobre asiento inestable, 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. En las tareas con feedback visual se utilizó el valor del módulo del error radial medio como medida global para cuantificar el rendimiento en el test. En las tareas sin feedback visual se utilizó el error bivariado variable. El mejor ensayo (menor error) fue usado para los análisis estadísticos (Cholewicki, Polzhofer & Radebold (2000).

2.6. Análisis estadístico

Se calculó la media y desviación típica de los parámetros mencionados en el apartado anterior, correspondientes a 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. Para conocer las diferencias que existían tras el periodo de intervención 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: grupo control; grupo de intensidad; grupo de volumen) y el factor intra-participante el “instante temporal” (tres niveles: basal, pre-evaluación y post-evaluación). Para poder afirmar que el cambio de la pre-evaluación a la post-evaluación ha sido diferente en los tres tipos de práctica será necesario que exista una interacción significativa entre los siguientes dos factores: tipo de entrenamiento y la medida temporal. En el caso de que se rechace la hipótesis nula y existiera una interacción significativamente positiva sería necesario realizar 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 Hedge (Hedges & Olkin, 1985), el cual proporciona un índice de tamaño del efecto basado en la diferencia de medias estandarizadas de Cohen (1988), 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, version 22.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA), fijando un nivel de significación de $p < 0.05$.

3. Referencias Bibliográficas

- Aggarwal, A., Kumar, S., & Kumar, D. (2011). Effect of core stabilization training on the lower back endurance in recreationally active individuals. *Journal of Musculoskeletal Research*, 13(4), p.167-176.
- Akuthota, V., Nadler, S.F. (2004). Core Strengthening. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(1), 86-92.
- Barbado, D., Barbado, L.C., Elvira, J.L.L., Dieën, J.H.V. & Vera-Garcia, F.J. (2016). Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait & Posture*, (49), 90-96.
- Biering-Sørensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2), 106-119.
- Borghuis, J., Hof, A. & Lemmink, K. (2008). The Importance of Sensory-Motor Control in Providing Core Stability. *Sports Medicine*, 38(11), 893-916.
- Brodie, M.A., Lovell, N.H., Canning, C.G., Menz, H.B., Delbaere, K., Redmond, S.J., Latt, M., Sturnieks, D.L., Menant, J., Smith, S.T. & Lord, S.R. (2014). Gait as a biomarker? Accelerometers reveal that reduced movement quality while walking is associated with Parkinson's disease, ageing and fall risk. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 5968-5971.
- Cholewicki, J. Polzhofer, G.K., Radebold, A. (2000). Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of biomechanics*, 33(12), 1733-1737.
- Cholewicki, J., Greene, H., Polzhofer, G., Galloway, M., Shah, R. & Radebold, A. (2002). Neuromuscular Function in Athletes Following Recovery from a Recent Acute Low Back Injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32(11), 568-575.
- Cholewicki, J., Silfies, S., Shah, R., Greene, H., Reeves, N., Alvi, K. and Goldberg, B. (2005). Delayed Trunk Muscle Reflex Responses Increase the Risk of Low Back Injuries. *Spine*, 30(23), 2614-2620.
- Cohen J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. New York, NY: Routledge Academic

- García-Vaquero, M.P., Moreside, J.M., Brontons-Gil, E., Peco-González, N., Vera-García, F.J. (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *Journal of electromyography and kinesiology*, 22(3), 398-406.
- Granacher, U., Schellbach, J., Klein, K., Prieske, O., Baeyens, J. & Muehlbauer, T. (2014). Effects of core strength training using stable versus unstable surfaces on physical fitness in adolescents: a randomized controlled trial. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 6(1), 40.
- Gribble, P.A., Hertel, J., Plisky, P. (2012). Using the star excursion balance test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal Athletic Training*, 47(3) 339–357.
- Ham, Y.W., Kim, D.M., Baek, J.Y., Lee, D.C. & Sung, P.S. (2010). Kinematic analyses of trunk stability in one leg standing for individuals with recurrent low back pain. *Journal of electromyography and kinesiology*, 20(6), 1134-1140.
- Hedges L. V., Olkin I. (1985). Statistical methods for meta-analysis. San Diego, CA: Academic Press.
- Hegedus, E.J., McDonough, S., Bleakley, C., Cook, C.E. & Baxter, G.D. (2015). Clinician-friendly lower extremity physical performance measures in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury, part 1. The tests for knee function including the hop tests. *British Journal of Sports Medicine*, 49(10) 642-8.
- Hewett, T.E., Zazulak, B.T., Myer, G.D. & Ford, K.R. (2005). A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 347-350.
- Hides, J.A., Richardson, C.A. & Jull, G.A. (1996). Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine*, 21(23), 2763-2769.
- Hodges, P.W. & Richardson, C.A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21(22), 2640-2650.

- Hubble, R.P., Naughton, G.A., Silburn, P.A. & Cole, M.H. (2014). Trunk muscle exercises as a means of improving postural stability in people with Parkinson's disease: a protocol for a randomised controlled trial. *BMJ Journals*, 4(12), 1-9.
- Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y., & Shiraki, H. (2014). Effects of two types of trunk exercises on balance and athletic performance in youth soccer players. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(1), 47–57.
- Jamison, S., Mcneilan, R., Young, G., Givens, D., Best, T. & Chaudhari, A. (2012). Randomized Controlled Trial of the Effects of a Trunk Stabilization Program on Trunk Control and Knee Loading. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(10), 1924-1934.
- Kavcic, N., Grenier, S. & McGill, S.M. (2004). Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine*, 29(20), 2319-2329.
- Kibler, W.B., Press, J. & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Med.*, 36(3), 189–98.
- Kümmel, J., Kramer, A., Giboin, L. S. & Gruber, M. (2016). Specificity of Balance Training in Healthy Individuals: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 46(9), 1261-71.
- Lederman, E. (2009). The myth of core stability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(1), 84-98.
- Lehman, G.J., Hoda, W. & Oliver, S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swiss ball. *Chiropractic & osteopathy*, 13, 14.
- Mancini, M., Horak, F.B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J.G. & Chiari, L. (2011). Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinson & Related Disorders*, 17(7), 557-562.
- McGill, S. M, Childs, A., & Liebenson, C. (1999). Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Achieve Physical Medicine Rehabilitation*, 80(8), 941-4.
- McGill, S., Grenier, S., Kavcic, N. & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 353-359.

- McGill, S. & Karpowicz, A. (2009). Exercises for Spine Stabilization: Motion/Motor Patterns, Stability Progressions, and Clinical Technique. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 90(1), 118-126.
- Nesser, T., Huxel, K., Tincher, J. & Okada, T. (2008). The Relationship Between Core Stability and Performance in Division I Football Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(6), 1750-1754.
- Ozmen, T. & Aydogmus, M. (2016). Effect of core strength training on dynamic balance and agility in adolescent badminton players. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(3), 565-570.
- Plisky, P. J., Gorman, P. P., Butler, R. J., Kiesel, K. B., Underwood, F. B., & Elkins, B. (2009). The Reliability of an Instrumented Device for Measuring Components of the Star Excursion Balance Test. *North American Journal of Sports Physical Therapy: NAJSPT*, 4(2) 92–99.
- Prieske, O., Muehlbauer, T., Borde, R., Gube, M., Bruhn, S., Behm, D. & Granacher, U. (2015). Neuromuscular and athletic performance following core strength training in elite youth soccer: Role of instability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(1), 48-56.
- Putnam, C.A. (1993). Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: descriptions and explanations. *Journal of Biomechanics*, 26(1), 125-135.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. & Patel, T. (2000). Muscle Response Pattern to Sudden Trunk Loading in Healthy Individuals and in Patients with Chronic Low Back Pain. *Spine*, 25(8), 947-954.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K. & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, 26(7), 724-730.
- Reeves, N., Cholewicki, J. & Milner, T. (2005). Muscle reflex classification of low-back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(1), 53-60.
- Reid, A., Birmingham, T.B., Stratford, P.W., Alcock, G.K. & Giffin, J.R. (2007). Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical therapy*, 87(3) 337-49.

- Ruhe, A., René, F. & Walked, B. (2011). Is there a relationship between pain intensity and postural Sway in patients with non-specific low back pain? *BMC Musculoskeletal Disorders*, (12), 162
- Shaffer, S.W., Teyhen, D.S., Lorenson, C.L., Warren, R.L., Koreerat, C.M., Straseske, C.A. & Childs, J.D. (2013). Y-balance test: a reliability study involving multiple raters. *Military Medicine*, 178(11), 1264-1270.
- Schilling, J., Murphy, J., Bonney, J. & Thich, J. (2013). Effect of core strength and endurance training on performance in college students: Randomized pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 17(3), 278-290.
- Tse, M., McManus, A. & Masters, R. (2005). Development and Validation of a Core Endurance Intervention Program: Implications for Performance in College-Age Rowers. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 547-552.
- van Dieën, J., Koppes, L. & Twisk, J. (2010). Postural sway parameters in seated balancing; their reliability and relationship with balancing performance. *Gait & Posture*, 31(1), 42-46.
- Vera-Garcia, F.J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C. & Elvira, J.L.L. (2015a). Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(2), 79-85.
- Vera-Garcia, F.J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C. & Elvira, J.L.L. (2015b). Core stability: evaluación y criterios para su entrenamiento. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(3), 130-137.
- World Medical Association. (2013). World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical reserach involving human subjects. *JAMA*, 310(20), 2191-2194.
- Zattara, M. & Bouisset, S. (1988). Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 51(7), 956-965.
- Zazulak, B., Hewett, T., Reeves, N., Goldberg, B. & Cholewicki, J. (2007). Deficits in Neuromuscular Control of the Trunk Predict Knee Injury Risk. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123-1130.