



## TRABAJO FIN DE MÁSTER

Utilización de smartphones para la evaluación del nivel de control en ejercicios de estabilización

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

Ángel Mompean Merino

CURSO 2015/2016

TUTOR ACADÉMICO: Francisco José Vera García

TUTOR PROFESIONAL: David Barbado Murillo

CO-TUTOR: Casto Juan Recio

## RESUMEN

El entrenamiento de la estabilidad del tronco es cada vez más solicitado. Sin embargo, se carece de métodos útiles para el control de la carga de entrenamiento en los programas de ejercicios de estabilización del tronco, y aunque la electromiografía ha servido para relacionar el grado de activación muscular con la intensidad de los ejercicios, su uso no permite conocer el control de los participantes sobre la tarea. Actualmente, en el ámbito práctico, la valoración del control en la ejecución se realiza de forma subjetiva y cualitativa mediante el análisis visual de la ejecución de los ejercicios, y las pruebas que se han desarrollado para la evaluación de la estabilidad del tronco requieren de un equipamiento específico y costoso, un procesamiento y análisis de datos complejos además de un entorno controlado, lo que impide su uso en centros deportivos, clases de educación física o clínicas de rehabilitación. Por lo tanto, se desprende la necesidad de desarrollar herramientas de campo sencillas de utilizar, accesibles y de bajo coste que permitan evaluar de forma objetiva el control de la ejecución en ejercicios de estabilización del tronco. Por ello se plantea la aplicación de la acelerometría a través del uso los smartphones como instrumento para analizar el control postural del tronco y establecer progresiones de dificultad de estos ejercicios de forma sencilla y económica. El objetivo del presente estudio fue analizar la fiabilidad y validez del uso de la acelerometría en dispositivos móviles para realizar un análisis posturográfico del tronco y establecer progresiones de dificultad en algunos de los ejercicios de estabilización más utilizados (puente frontal, puente dorsal, puente lateral y *bird dog*). La información obtenida en este estudio permitirá desarrollar protocolos de fácil aplicación tanto para evaluar la estabilidad del tronco, como para cuantificar e individualizar la carga de entrenamiento. En el estudio participaron 23 sujetos asintomáticos, de los cuales 14 fueron hombres (edad:  $23.5 \pm 3.63$  años; altura:  $173.87 \pm 4.66$  cm; masa:  $73.86 \pm 6.30$  kg) y 12 mujeres (edad:  $24.08 \pm 1.51$  años; altura:  $164.96 \pm 11.55$  cm; masa:  $63.09 \pm 8.78$  kg). Para determinar la validez del smartphone como instrumento de evaluación del control de la estabilidad del tronco se analizó la correlación entre los resultados de la acelerometría del smartphone y el desplazamiento del centro de presiones (medido sobre dos plataformas de fuerza) durante la realización de cada ejercicio.

**PALABRAS CLAVE:** Estabilidad del tronco, posturografía, acelerometría, test de campo, nuevas tecnologías.

## INTRODUCCIÓN

La estabilidad del tronco o “*core stability*” ha sido un tema de interés durante los últimos años, especialmente en el ámbito de la salud, donde estudios biomecánicos y epidemiológicos han relacionado alteraciones en el control neuromuscular de la estabilidad del tronco con la aparición de lesiones en la región lumbar (McGill SM, 2002; McGill, Grenier, Kavcic, Cholewicki, 2003; Zazulak, Cholewicki, Reeves, 2008) y en los miembros inferiores (Borghuis, Hof, Lemmink, 2008; Kibler, Press, & Sciascia 2006; Zazulak, Cholewicki, Reeves, 2008). Además, algunos autores han relacionado la estabilidad del tronco con la mejora del rendimiento deportivo (Kibler, Press, & Sciascia 2006), pues se piensa que su desarrollo facilita la transmisión de las fuerzas generadas por los miembros inferiores, hacia los miembros superiores y viceversa (Mills, Taunton, Mills, 2005; Nesser, Huxel, Tincher, Okada, 2008; Sharrock, Cropper, Mostad, Johnson, Malone, 2011). No obstante, los escasos estudios que han analizado su contribución al rendimiento deportivo no presentan resultados concluyentes (Mills et al., 2005; Nesser et al., 2008; Sharrock et al., 2011).

En los últimos años, se han desarrollado numerosos ejercicios de estabilización en los que se solicita al sujeto que mantenga la columna en posición neutra, mientras el tronco es sometido a fuerzas internas o externas que ponen a prueba su estabilidad (Vera-García, Barbado, Flores-Parodi, Alonso-Roque, y Elvira, 2013). La selección de estos ejercicios para el diseño y prescripción de programas de entrenamiento se basan fundamentalmente en criterios de eficacia y seguridad (Vera-García et al., 2015b). La eficacia de estos ejercicios se ha valorado generalmente mediante el análisis electromiográfico de la intensidad de la activación muscular y la coordinación de los músculos del tronco (García-Vaquero et al., 2012; Vera-García et al., 2015b; Vera-García, Barbado & Moya, 2014). En cuanto a la seguridad, se han utilizado modelos matemáticos para el cálculo del estrés mecánico en la región lumbar durante la realización de los ejercicios (Moreside, Vera-García & McGill, 2007; Vera-García et al., 2015b).

Partiendo de estos criterios, algunos de los ejercicios de estabilización más utilizados en la actualidad son los puentes o planchas, el perro de muestra o *bird dog* y el bicho muerto o *dead bug* (Vera-García et al., 2015b). Atendiendo al principio de progresión de la carga de entrenamiento, conforme aumenta el nivel de ejecución de los participantes se deben utilizar diferentes estrategias para aumentar la dificultad de los ejercicios, como por ejemplo: modificar la base de sustentación para aumentar el brazo

de resistencia (Vera-Garcia et al., 2014), movilizar las extremidades superiores y/o inferiores para disminuir el número de apoyos (García-Vaquero et al., 2012; Vera-Garcia et al., 2014), utilizar superficies inestables (Imai, Kaneoka, Okubo, Shiina, Tatsumura, Izumi, & Shiraki, 2010; Lehman, Hoda, & Oliver, 2005; Vera-Garcia et al., 2014; Willardson, 2007) o combinar algunas de las estrategias anteriormente mencionadas (Vera-Garcia et al., 2014). Otra posibilidad es el uso de barras oscilantes (Moreside et al., 2007), correas de suspensión (McGill, Cannon y Andersen, 2013), etc.

A pesar de los diversos estudios que han examinado la eficacia y seguridad de este tipo de ejercicios, se carece de métodos útiles para el control de la carga de entrenamiento en los programas de ejercicios de estabilización del tronco. En este sentido, aunque la electromiografía ha servido para relacionar el grado de activación muscular con la intensidad de los ejercicios, su uso no permite conocer el control de los participantes sobre la tarea. Actualmente, en el ámbito práctico, la valoración del control en la ejecución se realiza de forma subjetiva y cualitativa mediante el análisis visual de la ejecución de los ejercicios, donde, dependiendo de la dificultad que manifiesten los deportistas o pacientes para mantener la posición, se establece el grado de dificultad, y por tanto, la carga que le supone a cada sujeto.

La dificultad para controlar la carga en este tipo de ejercicios parece estar relacionada con la complejidad de la valoración de la estabilidad del tronco (Borghuis et al., 2008; Sharrock et al., 2011), lo que dificulta tanto el conocimiento del nivel inicial de los participantes, como el efecto que produce la realización de este tipo de programas sobre el rendimiento. Actualmente, las pruebas que se han desarrollado para la evaluación de la estabilidad del tronco (respuesta del tronco ante la aplicación de cargas súbitas, control de la estabilidad del tronco sobre un asiento inestable, etc.) (Juan-Recio, Barbado, López-Valenciano, López-Plaza, Montero-Carretero, & Vera-Garcia, 2013; López Elvira et al., 2013) requieren de un equipamiento específico y costoso, un procesamiento y análisis de datos complejos además de un entorno controlado, generalmente un laboratorio, lo que impide su uso en centros deportivos, clases de educación física o clínicas de rehabilitación. Por otro lado, a pesar de los esfuerzos por parte de los investigadores por encontrar tests de campo, de fácil aplicación y que no precisen de materiales costosos para la valoración de la estabilidad del tronco (Nesser et al., 2008; Okada et al., 2011), lo cierto es que estas pruebas presentan limitaciones importantes, relacionadas principalmente con la validez de la medida (Vera-Garcia et al., 2015b).

Por lo tanto, de lo expuesto anteriormente se desprende la necesidad de desarrollar herramientas de campo sencillas de utilizar, accesibles y de bajo coste que permitan evaluar de forma objetiva el control de la ejecución en ejercicios de estabilización del tronco. En este sentido, aunque todavía no se han encontrado estudios en la literatura que utilicen la acelerometría para evaluar la estabilidad del tronco durante la realización de estos ejercicios, si se han encontrado resultados favorables para su utilización. En una investigación realizada en pacientes de Parkinson se demostró que el uso de la acelerometría en la parte inferior de la espalda puede ser eficaz para medir las oscilaciones corporales y valorar el control postural (Mancini, Horak, Zampieri, Carlson-Kuhta, Nutt, & Chiari, 2011). La aplicación de la acelerometría durante la realización de ejercicios de estabilización es especialmente interesante debido a la creciente popularidad de los smartphones en los últimos años, ya que, estos dispositivos disponen de acelerómetros triaxiales que permitirían analizar el control postural del tronco y establecer progresiones de dificultad de estos ejercicios de forma sencilla y económica.

El objetivo del presente estudio fue analizar la fiabilidad y validez del uso de la acelerometría en dispositivos móviles para realizar un análisis posturográfico del tronco y establecer progresiones de dificultad en algunos de los ejercicios de estabilización más utilizados (puente frontal, puente dorsal, puente lateral y *bird dog*). La información obtenida en este estudio permitirá desarrollar protocolos de fácil aplicación tanto para evaluar la estabilidad del tronco, como para cuantificar e individualizar la carga de entrenamiento.

## **2. MÉTODO**

### **2.1. PARTICIPANTES**

En el estudio participaron de forma voluntaria 23 sujetos asintomáticos, de los cuales 14 fueron hombres (edad:  $23.5 \pm 3.63$  años; altura:  $173.87 \pm 4.66$  cm; masa:  $73.86 \pm 6.30$  kg) y 12 mujeres (edad:  $24.08$  años  $\pm 1.51$ ; altura:  $164.96 \pm 11.55$  cm; masa:  $63.09 \pm 8.78$  kg). Los criterios de inclusión aplicados para la selección de la muestra fueron: 1) no tener una altura superior a 1.85 m, es decir, mayor que la longitud de las plataformas de fuerza donde se realizó el registro; 2) no tener más de 30 años; 3) no presentar hernia inguinal o incontinencia urinaria; 4) no estar embarazada; 5) no presentar ninguna enfermedad que contraindique la práctica de ejercicio como enfermedades respiratorias severas, hipertensión, cardiopatías, etc.

Todos los participantes firmaron previamente un consentimiento informado aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Miguel Hernández (UMH) y cumplieron un cuestionario sobre su estado de salud y la práctica habitual de actividad físico-deportiva.

## 2.2. EJERCICIOS DE ESTABILIZACIÓN DEL TRONCO

Los ejercicios de estabilización que se llevaron a cabo durante las mediciones fueron el puente frontal, el puente lateral, el puente dorsal y el *bird dog* (Figura 1). La selección de los diferentes ejercicios y sus respectivas variaciones se realizaron en base de los resultados de diferentes estudios electromiográficos sobre la participación de la musculatura en ejercicios de estabilización del tronco (García-Vaquero et al., 2012; Lehman et al., 2005; McGill, 2002; Vera-Garcia, 2014). Estas variaciones se establecieron en función de los siguientes criterios mecánicos (Figura 1): a) el brazo de resistencia; b) la masa del sujeto en suspensión; c) la base de sustentación; d) el número de apoyos; e) el uso de superficies inestables.

A partir de estos criterios se establecieron 5 niveles de dificultad para el puente frontal, el puente lateral y el puente dorsal (Figura 1):

- Nivel 1. Puentes cortos.
- Nivel 2. Aumento del brazo de resistencia y de la masa del sujeto en suspensión, y cambio en la base de sustentación.
- Nivel 3. Reducción del número de apoyos.
- Nivel 4. Ejercicio sobre superficie inestable.
- Nivel 5. Reducción del número de apoyos sobre superficie inestable.

Para el perro de muestra (*bird dog*) también se establecieron 5 niveles de dificultad en función de los criterios referidos (Figura 1):

- Nivel 1. Perro de muestra corto con ambas manos apoyadas.
- Nivel 2. Ejercicio clásico, donde se reduce la base de sustentación y el número de apoyos y aumenta la masa en suspensión.
- Nivel 3. Apoyo de miembro superior sobre superficie inestable.
- Nivel 4. Apoyo de miembro inferior sobre superficie inestable con ambas manos apoyadas.

- Nivel 5. Apoyo miembro inferior sobre superficie inestable y reducción del número de apoyos.

NIVEL	BIRD DOG	PUENTE FRONTAL	PUENTE LATERAL	PUENTE DORSAL
1				
2				
3				
4				
5				

**Figura 1.** Progresión de los ejercicios de estabilidad del tronco.



**Figura 2.** Colocación del smartphone.

### 2.3. INSTRUMENTOS

Las diferentes variaciones de los ejercicios de estabilización se realizaron sobre dos plataformas de fuerza Kistler modelo 9253B11 (Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland), lo que permitió registrar las fuerzas de reacción contra el suelo y la oscilación del centro de presiones (CoP) en un sistema global de coordenadas de acuerdo con las especificaciones del fabricante. De forma simultánea, se les colocó a los participantes un smartphone (Motorola Moto G, 2013, USA) a la altura de las caderas, en su lado dominante, justo por debajo de la cresta iliaca antero-superior (Figura 2). Mediante una aplicación gratuita (Accelerometer Analyzer, Mobile Tools, Polonia) se registraron las oscilaciones de la cadera durante la realización de los ejercicios de estabilización del tronco.

En determinados ejercicios se utilizó un BOSU (modelo Togu; 54x24 cm de diámetro), que se colocaba en una de las plataformas de fuerza. Además, se empleó un cajón de 40x50x30 cm para la ejecución del nivel 2 del puente dorsal (Figura 1).

### 2.4. PROCEDIMIENTO

El registro se realizó en el laboratorio de Biomecánica del Centro de Investigación del Deporte de la UMH. Cada sujeto completó 2 sesiones, con una separación de una semana entre ambas y una duración aproximada de 60 min cada una. En cada sesión los participantes realizaron dos series de cada una de las variaciones de los ejercicios analizados (Figura 1) con ropa deportiva y descalzos, contrabalanceando el orden de los ejercicios según el nivel de dificultad, de forma ascendente o descendente. El periodo de recuperación entre series fue de 1 min y 20 s entre cada repetición aproximadamente. Las sesiones comenzaron con un calentamiento en el cual se realizaban los siguientes ejercicios:

- Circunducción de la pelvis: 10 repeticiones
- Anteversión y retroversión de la pelvis: 10 repeticiones.
- Ejercicio *cat-camel*: 10 repeticiones.
- Encorvamiento del tronco con rotación: 10 repeticiones (5 a cada lado).
- Encorvamiento lateral del tronco: 10 repeticiones (5 a cada lado).
- Extensión de cadera (apoyando el tronco sobre la camilla decúbito prono, elevación de piernas): 10 repeticiones.
- Sentadillas sin sobrepeso: 10 repeticiones.

Antes de la ejecución de cada ejercicio se explicó a los participantes como adoptar y mantener la postura correcta, (columna en posición neutra, cabeza, tronco y extremidades inferiores alineadas) y se les advirtió que debían permanecer lo más quietos posible sobre la plataforma de fuerzas durante la ejecución de los distintos ejercicios. Una vez los participantes alcanzaban la posición correcta, debían mantenerla durante 6 segundos.

## 2.5. TRATAMIENTO DE DATOS

La señal del CoP de ambas plataformas fue capturada gracias al software BioWare 5.2.1.3. El CoP obtenido de ambas plataformas fue unificado en uno solo de acuerdo al algoritmo propuesto por el proveedor del producto. Tanto el CoP obtenido de la plataforma de fuerza, como la serie temporal de aceleración obtenida del smartphone fueron filtradas utilizando un filtro de paso bajo *Butterworth* de segundo orden con una frecuencia de corte de 5 Hz. (Lin, Seol, Nussbaum, & Madigan, 2008). En ambas señales se eliminó el primer y el último segundo de registro de cada ensayo ya que durante el comienzo y el final de este tipo de pruebas la señal no suele ser estacionaria (van Dieën, Koppes, & Twisk, 2010). Finalmente se seleccionó una ventana de 4 s de la señal del CoP y de la aceleración para el cálculo de las variables.

Para evaluar el control postural utilizando la plataforma de fuerza, 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 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).

## 2.6. 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 las diferentes variables (DR y DA), se utilizó el coeficiente de correlación intraclase ( $ICC_{2,1}$ ) y el error estándar de medida (SEM) respectivamente. Tanto para el  $ICC_{2,1}$  como para el SEM se calcularon los límites de confianza al 90% de acuerdo con Hopkins (2000, 2009). Los valores del  $ICC_{2,1}$  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 SEM fue establecido como desviación estándar de la diferencia entre la sesión 1 y la sesión 2 dividido entre  $\sqrt{2}$ . El SEM fue expresado en porcentaje respecto a la media para facilitar su interpretación (Atkinson & Nevill, 1998). Aunque algunos autores consideran que para que un SEM 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 SEM menor del 20% fue considerado aceptable (Santos, Delisle, Lariviere, Plamondon, & Imbeau, 2008).

La validez concurrente 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). Posteriormente, se realizó un análisis de regresión lineal. Para minimizar el error de Tipo 1 asociado con el análisis de correlación múltiple que implica a los mismos sujetos, el nivel de significación estadística para todos los coeficientes de regresión se fijó en  $p < 0.01$ .

Finalmente, para comparar la capacidad de las variables obtenidas mediante la plataforma (DR) y el Smartphone (DA) de discriminar entre los diferentes niveles de dificultad de cada ejercicio de estabilización (validez discriminante), se realizó un ANOVA de medidas repetidas entre los diferentes niveles de dificultad (factor intrasujeto, 5 niveles). En las comparaciones múltiples “post-hoc” se utilizó el ajuste de Bonferroni con la corrección de Lilliefors.

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.
- Bliven, K. C. H., & Anderson, B. E. (2013). Core stability training for injury prevention. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 5(6), 514-522.
- Borg, G.A.V. (1961). Interindividual scaling and perception of muscular force. *Kungliga Fysiologiska Sällskapet Lund Forhandlingar*, 32(2), 117-125.
- Borghuis, J., Hof, A. L., & Lemmink, K. A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: Implications for measurement and training. *Sports medicine*, 38(11), 893-916.
- Fleiss, J. L. (1986). *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc.
- García-Vaquero, M. P., Moreside, J. M., Brontons-Gil, E., Peco-González, N., & Vera-Garcia, F. J. (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), 398-406.
- Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A., & Spears, I. (2008). Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports medicine*, 38(12), 995-1008.
- Hinkle, Wiersma, & Jurs (2003). *Applied Statistics for the Behavioral Sciences* (5th ed.).
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30(1), 1-15.
- Hopkins, W. G., Marshall, S., Batterham, A., y Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine Science in Sports Exercise*, 41(1), 3.
- Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S., & Shiraki, H. (2010). Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a

stable and unstable surface. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 40(6), 369-375.

Juan-Recio, C., Barbado, D., López-Valenciano, A., López-Plaza, D., Montero-Carretero, C., & Vera-García, F.J. (2013). Condición muscular y estabilidad del tronco en judocas de nivel nacional e internacional. *Revista de Artes Marciales Asiáticas*, 8(2), 451-465.

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports medicine*, 36(3), 189-198.

Lehman, GJ., Hoda, W., & Oliver, S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swiss ball. *Chiropract Osteopath*; 13:14.

Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M. A., y Madigan, M. L. (2008). Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait & Posture*, 28(2), 337-342.

López-Elvira, J. L., Barbado, D., Juan-Recio, C., García-Vaquero, M. P., López-Valenciano, A., López-Plaza, D., Montero-Carretero, C., & Vera-García, F. J. (2013). Diferencias en la estabilización del tronco sobre un asiento inestable entre piragüistas, judocas y sujetos físicamente activos. *Revista Kronos*, 12(2), 63-72.

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. *Parkinsonism & related disorders*, 17(7), 557-562.

Mancini, M., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., King, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2012). ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9(1), 1.

McGill SM. (2002). Low back disorders. Evidence-based prevention and rehabilitation. Champaign, Illinois: Human Kinetic.

McGill, S. M., 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.

- Mills, J. D., Taunton, J. E., & Mills, W. A. (2005). The effect of a 10-week training regimen on lumbo-pelvic stability and athletic performance in female athletes: a randomized-controlled trial. *Physical Therapy in Sport*, 6(2), 60-66.
- Moreside, J. M., Vera-Garcia, F. J., & McGill, S. M. (2007). Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the bodyblade. *Physical Therapy*, 87(2), 153-163.
- Nesser, T. W., Huxel, K. C., Tincher, J. L., & Okada, T. (2008). The relationship between core stability and performance in division I football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(6), 1750-1754.
- Okada, T., Huxel, K. C., & Nesser, T. W. (2011). Relationship between core stability, functional movement, and performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(1), 252-261.
- 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.
- Santos, B. R., Delisle, A., Larivière, 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.
- Sharrock, C., Cropper, J., Mostad, J., Johnson, M., & Malone, T. (2011). A pilot study of core stability and athletic performance: is there a relationship?. *International journal of sports physical therapy*, 6(2).
- Silva-Grigoletto, D., Viana-Montaner, B. H., Heredia, J. R., Mata, F., Peña, G., Brito, C. J., Vaamonde, D., & García-Manso, J. M. (2013). Validación de la escala de valoración subjetiva del esfuerzo OMNI-GSE para el control de la intensidad global en sesiones de objetivos múltiples en personas mayores. *Revista Kronos*, 12(1).
- van Dieën, J. H., Koppes, L. L., & Twisk, J. W. (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., Flores-Parodi, B., Alonso-Roque, J.I. & Elvira, J.L.L (2013). Activación de los músculos del tronco en ejercicios de estabilización raquídea. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, (52), 3-13.
- Vera-Garcia, F. J., Barbado, D., & Moya, M. (2014). Trunk stabilization exercises for healthy individuals. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 16(2), 200-211.
- 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.
- Willardson, J. M. (2007). Core stability training: applications to sports conditioning programs. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 979-985.
- Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L., & Davis, I. M. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13(5), 316-325.
- 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.