

Valoración de la estabilidad del tronco mediante un dispositivo inercial

Trunk stability assesment using an inercial device

*Alejandro Bastida Castillo, *Carlos David Gómez-Carmona, *Pedro Reche, **Paulino Granero Gil, *José Pino Ortega

*Universidad de Murcia, **Preparador físico del PFC CSK Moscú (Rusia)

Resumen. El propósito de esta investigación fué realizar una valoración de la fuerza del tronco utilizando protocolos descritos en la literatura mediante acelerometría, utilizando los cálculos de CV y entropía ApEn. Además como objetivo secundario comprobar las diferencias en las variables CV y ApEn en función del tipo de ejercicio. Veinticuatro sujetos varones los cuales formaban parte de un equipo de fútbol que militaba en Tercera División (edad: $23,4 \pm 2,73$ años; altura: $1,75 \pm 0,09$ cm.; peso: $74,3 \pm 6,19$ kg.; IMC (índice de masa corporal): $21,51 \pm 3,47$ kg/m²) fueron registrados mediante un dispositivo inercial ubicado en el centro de masa (L3) y se analizaron sus señales acelerométricas mediante dos estadísticos: el coeficiente de variación (CV) y la entropía aproximada (ApEn). Se encontraron diferencias significativas en el valor de CV y ApEn en todos los ejercicios excepto entre PP y PL en ApEn ($p < 0,05$). Se distribuyeron los datos en valores bajos, medios y altos de CV y ApEn de los participantes. Se propone una valoración de la estabilidad-fuerza del tronco mediante un dispositivo inercial o multisensores como un método práctico para el entrenador/preparador físico. Y la aplicación de los estadísticos CV y ApEn para el análisis de señales en ejercicios de estabilidad.

Palabras clave. Estabilidad del tronco, acelerometría, protocolo de valoración, fuerza.

Abstract. The purpose of this research was to perform a trunk strength assessment of protocols described in the literature using accelerometry, by means of CV and ApEn entropy calculations. In addition, to check differences in CV and ApEn variables depending on the type of exercise, as a secondary objective. Twenty-four male subjects who were part of a football team participating in the Third Division (age: $23,4 \pm 2,73$ years; height: $1,75 \pm 0,09$ cm.; weight: $74,3 \pm 6,19$ kg.; BMI (Body mass index): $21,51 \pm 3,47$ kg/m²) were recorded by means of an inertial device located in the center of mass (L3) and their accelerometric signals were analyzed by two statistics: coefficient of variation (CV) and approximate entropy (ApEn). Significant differences were found in the value of CV and ApEn in all exercises except between PP and PL in ApEn ($p < 0,05$). The data were distributed in low, medium and high values of CV and ApEn of the participants. A trunk strength-stability assessment using an inertial device or multisensors is proposed as a practical method for trainers. Also, the application of the statistics CV and ApEn for the analysis of signals in stability exercises is recommended.

Keywords. Core stability, accelerometry, protocol assesment, strength.

Introducción

Los músculos que componen todo el cinturón lumbo-pélvico que se encargan de estabilizar la pelvis y la columna vertebral son principalmente la musculatura abdominal anterior, incluyendo transverso del abdomen, oblicuo externo e interno y recto abdominal y los músculos de la espalda, incluido el erector de la columna, cuadrado lumbar y multifidos (Zazulak, Cholewicki y Reeves, 2008). La valoración de la estabilidad central es una tarea compleja, ya que no sería lógico valorarla con un único test si consideramos que la musculatura que lo integra está compuesta de distintas partes complejas e integradas que trabajan en sinergia para otorgar estabilidad al raquis (Nesser, Huxel, Tincher, y Okada, 2008; Nesser, Thomas y Lee, 2009).

En la literatura, existen diversas terminologías para explicar la estabilidad, fuerza y resistencia de la musculatura del tronco. La fuerza del tronco es considerada como capacidad de un músculo o grupo de músculos para estabilizar el raquis a través de la fuerza contráctil y la presión intra-abdominal (Faries y Greenwood, 2007). La estabilidad del tronco es la capacidad de mantener la posición del tronco incluso bajo influencias externas o perturbaciones (Mendiguchia, Ford, Quatman, Alentom-Geli y Hewett, 2011; Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg y Cholewicki, 2006). La resistencia del tronco es confundida con la estabilidad ya que algunos autores utilizan protocolos por un periodo de tiempo máximo, que, si bien puede ser un factor limitante/determinante, no es una medida de estabilidad en sí misma (McGuill, 2007). Nosotros percibimos la valoración de la estabilidad del tronco como la capacidad de este de resistirse a perturbaciones en los 3 planos de movimiento, en el cual va a influir en mayor o menor medida la fuerza y la resistencia muscular.

Toda esta preocupación de medir tanto el estado actual del tronco a nivel fisiológico como la mejora del mismo se debe a que los deportistas están buscando constantemente la aplicación de nuevos métodos de entrenamiento que les den un salto cualitativo y cuantitativo importante en su rendimiento (Reed, Ford, Myer y Hewett, 2012). El interés por la estabilidad del tronco es debido por un lado a que antes de la ejecución de cualquier gesto deportivo el transverso abdominal se activa previa-

mente entre 30 y 100 milisegundos (Hodges y Richardson, 1997). La estabilidad del tronco parece tener una relación negativa con las lesiones deportivas y con la mejora de varios componentes del rendimiento deportivo (Hides et al., 2014). Del mismo modo parece evidente que los ejercicios inestables que trabajan la musculatura lumbo-pélvica implican mayor actividad muscular que los mismos ejercicios que se realizan en condiciones estables (Anderson y Behm, 2004; Marshall y Murphy, 2006; Santana, Vera-García y McGill, 2007; Vera-García, Elvira, Brown, y McGill, 2007). Por lo cual, el trabajo de esta parte del cuerpo, antes olvidada y con pequeña importancia en la planificación del entrenamiento, ahora se está introduciendo con gran éxito en programas de entrenamiento y de acondicionamiento físico, ya que con un aumento de la estabilización del tronco, se puede mejorar la transferencia de la energía generada a las extremidades (Willardson, 2007).

A menudo médicos y fisioterapeutas valoran manualmente la estabilidad del tronco (Ebenbichler, Oddsson, Kollmitzer y Erim, 2001), y prescriben ejercicios sin rigor científico (Akuthota y Nadler, 2004; Heiderscheit y Sherry, 2007; Hibbs, Thompson, French, Wrigley y Spears, 2008). Por otro lado, el instrumento utilizado como estándar de oro para la medición de la estabilidad es la plataforma de fuerzas, ampliamente utilizada en contextos de laboratorio (Mon et al., 2016; Zhu, 2017). Por lo que la evidencia cuantitativa de estabilidad en contextos de campo, como por ejemplo, durante un entrenamiento de fútbol puede crear un impacto en el entrenamiento de la musculatura lumbo-pélvica. Recientes avances tecnológicos en la electrónica y las telecomunicaciones han proporcionado métodos cuantitativos más accesibles para evaluar el equilibrio estático y dinámico a través de acelerómetros (Rohleder, 2012). Los acelerómetros se propusieron en la década de 1950 (Culhane et al, 2005), y han evolucionado tecnológicamente para ofrecer una calidad y fiabilidad suficiente con características tándem de alta capacidad y bajo coste de producción que permiten evaluar cuantitativamente de forma portátil el movimiento humano (Lemoine, Coroian, Mastroianni y Grundfest, 2008). En el contexto deportivo, cada vez más se utiliza la concepción multifuncional de los dispositivos inerciales (Inertial measurement units, IMU) que incluyen diferentes sensores como acelerómetro, giroscopio, magneto, GPS, etc (Akenhead & Nassis, 2016; Boyd, Ball, & Aughey, 2013; Gabbett, 2015). Estos dispositivos, como el utilizado en este estudio descriptivo incluyen hasta 3 acelerómetros. Cada uno está incluido para medir a diferentes intensidades del espectro de movimientos deportivos, desde lo más liviano,

como estar parado ($\pm 0-2G$) hasta los movimientos más intensos, como los saltos ($\pm 100G$). Así permite que el uso del acelerómetro haya sido utilizado con diversos objetivos, desde la monitorización de la actividad física en personas mayores (Leiros et al., 2017) hasta su utilización para la evaluación de la estabilidad, siendo un método válido y fiable en comparación con la plataforma de fuerzas (Kosse et al., 2015; Heebner et al., 2015). El acelerómetro es capaz de detectar movimiento u oscilaciones en los 3 ejes de movimiento (anterior-posterior, lateral y vertical) y ha sido utilizado para estudiar la influencia de la estabilidad del tronco con diversas patologías (Chini et al., 2017; Fino, 2016). La detección del movimiento u oscilaciones del cuerpo humano a través del acelerómetro es tan sensible que incluso estando parado puede detectar pequeños movimientos, por lo que, debido a su alta sensibilidad, este dispositivo puede utilizarse para medir la estabilidad en este caso del tronco.

Uno de los inconvenientes que esta recibiendo la utilización del acelerómetro en el uso deportivo, es la interpretación de las señales en sus distintos usos, que a su vez se descompone en dos tareas complejas: (i) la utilización de cálculos para interpretar esa señal y (ii) los valores de referencia necesarios para interpretar el resultado del cálculo. Para ello, en el campo del análisis de sistemas dinámicos no lineales existen numerosas herramientas que pueden proporcionar información valiosa con respecto al análisis de señales acelerométricas (Parshad, McGregor, Busa, Skufca y Bollt, 2012). En particular, herramientas estadísticas de regularidad como la entropía aproximada (ApEn) han sido aplicadas al análisis de la marcha (McGregor et al, 2012) o el control postural (Busa, Jones, Hamill y Van Emmerik, 2016; Busa y Van Emmerik, 2016; McGregor et al, 2011; Zhu, 2017). Con el mismo propósito el coeficiente de variación (CV) es una medida de la dispersión relativa de un conjunto de datos ampliamente utilizada en la estadística de manuscritos científicos (Atkinson & Nevill, 1998; Hopkins, Marshall, Batterham, & Hanin, 2009). En cuanto a la interpretación de los registros derivados de un acelerómetro, no hemos encontrado ningún estudio que haya reportado valores de una población en términos de estabilidad. La acelerometría es un método actualmente práctico, sencillo y económico que puede resultar muy útil tanto en el contexto en el que se enmarca este estudio como en muchos otros (e.g. Player Load™, estimar el gasto calórico, estimar la velocidad media propulsiva, medir los pasos, medir el tiempo de vuelo en saltos, etc). El objetivo de este estudio ha sido describir la estabilidad del tronco de una población de futbolistas mediante un dispositivo inercial utilizando los cálculos de CV (coeficiente de variación) y entropía ApEn (Entropía aproximada). Por otro lado, se pretendió comparar los ejercicios propuestos, así como realizar una distribución en función del nivel de estabilidad de estos.

Método

Participantes

La muestra estuvo formada por 24 sujetos varones los cuales formaban parte de un equipo de fútbol que militaba en la categoría de Tercera División, organizada por la Real Federación Española de Fútbol (RFEF). Los sujetos analizados presentaban los siguientes datos antropométricos (edad: $23,4 \pm 2,73$ años; altura: $1,75 \pm 0,09$ cm.; peso: $74,3 \pm 6,19$ kg.; IMC (índice de masa corporal): $21,51 \pm 3,47$ kg/m²). Todos los participantes tenían al menos dos años de experiencia en la práctica deportiva en fútbol a nivel nacional y no presentaban ningún problema de salud ni alteraciones en la columna vertebral. Los sujetos se mantuvieron las 24 horas previas a la intervención sin consumir alcohol ni cafeína y sin realizar una actividad física de alta intensidad. Los participantes fueron informados de la naturaleza del estudio y se les pasó un consentimiento informado tanto a los sujetos como a sus tutores. Este estudio fue aprobado por el comité de ética de la Universidad de Murcia.

Procedimiento

El proceso de valoración se realizó en campo de fútbol. Previamente a la colocación de los dispositivos en los participantes, se realizó el proceso de autoarranque y posteriormente su sincronización. El

proceso de autoarranque se realizó mediante un protocolo que incorpora en la configuración interna en el encendido cada dispositivo. Para el autoarranque se tuvo en cuenta tres aspectos: (i) dejar el dispositivo inmóvil durante 30 segundos, (ii) situarlo en una zona plana y (iii) sin dispositivos magnéticos alrededor. Gracias a este proceso los acelerómetros eliminan las cuatro fuentes de error que sufren: error de desplazamiento, error de escalamiento, errores ortogonales y error aleatorio (Wang, Liu, & Fan, 2006). El participante se colocó en bipedestación y se le acopló el dispositivo IMU en la zona media lumbar (L3 o centro de masas) mediante una banda ajustable. Los evaluadores visualizaban todos los datos en tiempo real mediante el software S PRO™ el cual recibía los datos del dispositivo inercial WIMU PRO™ mediante tecnología Wi-Fi. Los datos fueron almacenados en la memoria interna del dispositivo y después de la recogida, fueron exportados para su posterior análisis estadístico.

Instrumentos

Para el registro de los datos se ha utilizado un dispositivo inercial WIMU PRO™ (RealTrack Systems, Almería, España). Este dispositivo, consta de diferentes sensores (3 acelerómetros, giroscopios, magnetoscopio, GNSS, etc.). Para el cálculo de los estadísticos ApEn y CV sobre la señal del acelerómetro se utilizó el software S PRO™ (RealTrack Systems, Almería, España). El sensor utilizado en esta investigación ha sido la combinación de la señal de los 3 acelerómetros tri-axiales de los que está compuesto el dispositivo (acelerómetro $\pm 2G$, 1 acelerómetro $\pm 16G$ y 1 acelerómetro $\pm 100G$). Los datos han sido registrados a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.

Protocolos utilizados en el estudio para la valoración del tronco

Para la valoración cinemática se utilizaron cuatro protocolos descritos en la literatura. Mediante estas pruebas se realiza una valoración global de toda la musculatura implicada en el tronco tanto a nivel anterior donde encontramos la siguiente musculatura abdominal (recto abdominal y transversos), a nivel posterior formada por la musculatura de la espalda (erector espinal y multifidos) y por último a nivel lateral (cuadrado lumbar y oblicuos internos y externos). En todos los test se realizaron dos repeticiones de 30 segundos (ICC=0.965) donde debían mantener la posición en cada uno de los ejercicios propuestos (Ham, Kim, Baek, Lee, & Sung, 2010). Se decidió que el tiempo de la repetición debía de ser 30 segundos para que no influyera la fatiga en la resistencia muscular de los deportistas.

• *Test de puente lateral derecho e izquierdo (PL)*: Es un test isométrico utilizado para la valoración de la musculatura lateral del tronco, básicamente el cuadrado lumbar y la musculatura oblicua interna y externa, con una baja compresión discal (Axler & McGill, 1997; Lehman, Hoda, & Oliver, 2005; McGill, 1998). En este test el sujeto se coloca en decúbito lateral apoyando el peso corporal sobre uno de los codos y sobre la extremidad inferior del mismo lado. La extremidad inferior que no está en contacto con el suelo queda apoyada sobre la otra extremidad inferior, y ambas totalmente extendidas. El brazo contrario al que se apoya en el suelo queda flexionado por delante del tronco y contactando con la mano el hombro opuesto. El sujeto debe mantener la posición suspendida con cero grados de flexión de cadera (Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis, 2004) y el raquis en perfecta alineación lumbo-pélvica (figura 1).

• *Puente o plancha prono (PP)*: Es un test isométrico para valorar la resistencia de la musculatura anterior (recto anterior y transversos) y posterior del tronco (erector espinal y multifidos) (Bliss & Teeple, 2005). Este test consiste en mantener el peso corporal del sujeto exclusivamente sobre los antebrazos/codos y los dedos de los pies en una posición de decúbito prono, manteniendo en todo momento una alineación lumbo-pélvica neutra. Los brazos deben estar perpendiculares al suelo y formando un ángulo de 90° con los antebrazos. Los codos y antebrazos separados a la anchura de los hombros (Figura 2).

• *Elevación de la pelvis o puente supino (PS)*: Es un test isométrico para valorar la resistencia de la musculatura posterior del tronco (erector



Figura 1.
Test puente lateral derecho e izquierdo.



Figura 2.
Puente o plancha prono



Figura 3.
Elevación de la pelvis o puente supino



Figura 4.
Modificación del Sagittal Plane Testing (apoyo monopodal)

espinal y multifidos), con una activación de la musculatura glútea. Es un ejercicio seguro debido a que impide la adopción de posturas hiperlordóticas y ejecutado estáticamente tiene una baja compresión raquídea (López-Miñarro, 2009). Este test consiste en mantener el peso corporal del sujeto exclusivamente sobre las escápulas y los dedos de los pies en una posición de decúbito supino, manteniendo en todo momento una alineación lumbo-pélvica neutra y una horizontalidad entre el tronco, la pelvis y los muslos (López-Miñarro, 2009). Los brazos deben estar paralelos al cuerpo y apoyados en el suelo. Para colocarnos en la posición válida para el inicio del test desde decúbito supino debemos realizar una extensión lenta de caderas y tronco hasta formar una línea entre el tronco y los muslos (Rodríguez, 2000).

· **Modificación del Sagittal Plane Testing (apoyo monopodal, AM):** Este test es utilizado para medir la estabilidad del tronco. En este test interviene toda la musculatura del tronco de forma conjunta para mantener al sujeto en equilibrio, pero además también interviene el control postural y la estabilidad de todo el cuerpo (Vera-García et al., 2015). La posición de partida del sujeto sería con una pierna elevada teniendo el pie sin tocar el suelo y la pierna de apoyo totalmente extendida. Los brazos se colocarán teniendo las manos apoyadas en sus respectivas crestas ilíacas. La cabeza y la pelvis deberán mantenerse en posición neutral. El test finaliza cuando el sujeto no mantenga la alineación neutral de la cabeza y la pelvis, suelte alguna de las manos de sus crestas ilíacas o se toque el suelo con el pie de la pierna elevada (modificado de Weir et al., 2010).

Variables

La variable utilizada en esta investigación fue la magnitud de aceleración o vector resultante (AcelT) (Waldron, Twist, Highton, Worsfold, y Daniels, 2011) identificada como la combinación de la aceleración total registrada por el acelerómetro producto de la gravedad (eje y), cambios en el movimiento horizontal (eje x) y fuerzas relacionadas con los movimientos de rotación (eje z) de un segmento corporal u objeto al que el acelerómetro este fijado (Kunze, Bahle, Lukowicz, y Partridge, 2010; O'Donovan, Kamnik, O'Keeffe, y Lyons, 2007) (figura 5).

A partir de la variable AcelT, dos cálculos estadísticos fueron realizados sobre dicha señal: el coeficiente de variación (CV) y la entropía aproximada (ApEn).

· **Coefficiente de variación (CV):** El Coeficiente de variación es una medida de la dispersión relativa de un conjunto de datos. Para obtener dicho coeficiente se relacionan dos conceptos matemáticos: desviación estándar y media de una muestra de datos. La fórmula para el cálculo del coeficiente de variación (CV) se expone en la figura 6, donde S es la desviación estándar y x es la media de la muestra a analizar. Se puede expresar tanto de forma directa como en valor porcentual.

· **Entropía ApEn (ApEn):** La entropía es un concepto abstracto,

difícil de comprender a la hora de aplicarlo como cálculo estadístico, ya que su origen se plantea desde el área de la termodinámica y fue un puente descubridor para conceptos como la reversibilidad e irreversibilidad de los procesos que suceden en un sistema (Dincer & Cengel, 2001). Así, la entropía cuantifica la regularidad de una serie temporal (Pincus, 1991) que, en el caso de este estudio, es la señal que reporta el acelerómetro del dispositivo inercial cuando el sujeto ejecuta las repeticiones. Por lo que el valor de la entropía reportada será inversamente proporcional a la estabilidad (figura 7).

$$\text{Vector resultante} = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

Figura 5.

Vector resultante de la aceleración en los 3 ejes (AcelT). Donde: z, aceleración antero-posterior; x, aceleración medio-lateral; y, aceleración vertical.

$$CV = \frac{S}{|\bar{x}|}$$

Figura 6.

Fórmula para calcular el coeficiente de variación (CV)

$$ApEn(m, r, N) = ApEn(m, r) = \phi^m(r) - \phi^{m+1}(r)$$

$$\phi^m(r) = (1/N - m + 1) \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_r^m(i)$$

$$C_r^m(i) = N^m(i)/(N - m + 1)$$

Figura 7. Fórmula para calcular la entropía aproximada (ApEn) y las variables para el cálculo de la ApEn.

Análisis estadístico de los datos

En primer lugar, se realizó una análisis descriptivo de la muestra a través de la media y la desviación típica. La distribución de normalidad de los datos fue realizada mediante la prueba Shapiro-Wilk. Tras esta prueba, se utilizó un análisis de la varianza (ANOVA) de un factor para identificar las diferencias entre medias de las series realizadas. El ajuste post-hoc de Bonferroni se utilizó para las comprobaciones dos a dos (Field, 2013). Los datos fueron tratados mediante SPSS v23.0 (IBM corporation, Somers, USA). El nivel de significación se estableció en $p < 0.05$.

Resultados

En la tabla 1 se muestran, mediante los estadísticos media y desviación estándar, el coeficiente de variación y la entropía ApEn de los ejercicios propuestos para la valoración de la fuerza abdominal.

En la tabla 1 se puede comprobar como el ejercicio PL obtuvo el mayor CV (3.18 ± 0.87) coincidiendo con el menor valor de ApEn (0.97 ± 0.1). Al contrario, el que menores valores reportó en CV fue el AM (1.08 ± 0.38), donde se examinó el segundo mayor valor de ApEn (1.25 ± 0.17).

Se realizó una clasificación por niveles en CV y ApEn obteniendo distribución del nivel de las variables en los diferentes ejercicios (tabla 2).

Tabla 1.

Media y desviación estándar de CV y ApEn en los ejercicios de valoración de la fuerza del tronco.

	PP (M±SD)	PS (M±SD)	PL (M±SD)	AM (M±SD)	Dif. Sig.
CV	2.45 ± 0.85	1.26 ± 0.44	3.18 ± 0.87	1.08 ± 0.38	*, #, Ø, ?, ?
ApEn	1.02 ± 0.13	1.26 ± 0.27	0.97 ± 0.1	1.25 ± 0.17	*, Ø, ?, ?

PP = Puente prono, PS= Puente supino, PL = Puente lateral, AM = Apoyo monopodal; *, Diferencias significativas entre PP y PS ($p < 0.05$); #, Diferencias significativas entre PP y PL ($p < 0.05$); Ø, Diferencias significativas entre PP y AM ($p < 0.05$); ?, Diferencias significativas entre PS y PL ($p < 0.05$); ?, Diferencias significativas entre PL y AM ($p < 0.05$).

Tabla 2.

Distribución del nivel de CV y ApEn en bajo, medio y alto en función del ejercicio

Medida	PP		PS		PL		AM	
	CV	ApEn	CV	ApEn	CV	ApEn	CV	ApEn
Bajo	> 2.073	> 0.945	> 1.044	> 1.113	> 2.578	> 0.929	> 0.857	> 1.149
Medio	2.073-	0.945-	1.044 -	1.113-	2.578 -	0.929 -	0.857 -	1.149-
	3.025	1.011	1.521	1.357	3.616	1.002	1.188	1.356
Alto	< 3.025	< 1.011	< 1.521	< 1.357	< 3.616	< 1.001	< 1.188	< 1.356

PP = Puente prono, PS= Puente supino, PL = Puente lateral, AM = Apoyo monopodal

Discusión

Desde nuestro conocimiento, este es el primer estudio que describe la estabilidad del tronco de una población de futbolistas bien entrenados mediante los estadísticos CV y ApEn sobre la señal del acelerómetro, para lo que se propusieron cuatro ejercicios típicos para esta valoración. Además, también se planteó el análisis de las diferencias entre ejercicios y se propuso una agrupación por niveles de las dos variables en los ejercicios propuestos. Los resultados muestran la media y la desviación estándar de los ejercicios en las dos variables analizadas. Se muestra como ambas variables clasifican los ejercicios AM, PS, PP y PL (en este orden) en función del nivel de estabilidad alcanzado. Entre los ejercicios se reportaron diferencias significativas en todos los casos excepto entre AM y PS, y PP y PL. Esta información, puede ser útil para la prescripción de ejercicios de estabilidad del CORE en progresión o, por otra parte, utilizar los ejercicios que se adecuan al objetivo del entrenamiento. Así mismo, se muestra en la tabla 2 una agrupación visual de las variables en tres niveles. Estos niveles nos muestran valores de referencia en una población de futbolistas para interpretar los resultados de una prueba de estabilidad mediante un acelerómetro.

De entre los test de laboratorio para la evaluación del equilibrio y la estabilidad destacan las técnicas de análisis posturográfico mediante plataforma de fuerzas (Barbado et al., 2016; Reeves, Everding, Cholewicki, & Morrisette, 2006; Vera-García et al., 2015). Con estos métodos se puede registrar y analizar la dispersión del desplazamiento del centro de presiones (CoP) de tal forma que una mayor oscilación del mismo en tareas de equilibrio o estabilidad estática es interpretada como un peor equilibrio y/o control del tronco. Por tanto, actualmente fuera del ámbito de laboratorio, existe una falta de test de campo para la medición de la estabilidad del tronco de forma objetiva, fiable y válida (Peña et al., 2012).

Actualmente, existen estudios que correlacionan la valoración del desplazamiento del centro de masas mediante acelerometría con la activación neuromuscular mediante electromiografía (EMG) para la evaluación del equilibrio (Ghasemzadeh, Jafari, & Prabhakaran, 2010) y con la mecanomiografía (MMG) con índices de correlación intraclass que demuestran una fiabilidad moderadamente fuerte (Armstrong et al., 2010). La problemática que se encuentra en el uso de este sistema de medición es que un índice extraído a través de la acelerometría sea fiable y válido para el análisis del equilibrio y la estabilidad del tronco. Giroux, Rabita, Chollet, & Guilhem, (2014) encontró una buena validez y fiabilidad de la acelerometría para la evaluación del perfil fuerza-velocidad en el tren inferior. Por este motivo, en la tabla 2 se proponen unos valores de referencia a partir de la investigación realizada mediante dos índices calculados a través de la acelerometría como son el coeficiente de variación (CV) y la entropía aproximada (ApEn).

El uso de la tecnología de microsensores se destaca por su aplicabilidad inalámbrica, no invasiva y multifuncional, ya que pueden servir tanto para la medición de distancias de desplazamiento como para valoraciones del rango de movimiento o valoración de la estabilidad, siendo así un sistema de monitorización y de valoración del rendimiento de forma integradora (Buchheit & Simpson, 2016). En el análisis propuesto se incluyen dos cálculos matemáticos que han sido comúnmente utilizados para el análisis del comportamiento de señales y que básicamente nos muestra la complejidad y la variación de la señal acelerométrica. El CV ha sido utilizado para determinar la variación en datos cinemáticos en tres ejes de movimiento (Milligan, Scurr, Mills, & Wood, 2011). En otros estudios, el cálculo de la entropía ha sido utilizado para la cuantificación de la complejidad de señales (McGregor et al., 2011) y más específicamente para el control postural (Busa, Jones, Hamill, & van Emmerik, 2016; Busa & van Emmerik, 2016; McGregor et al., 2011) aunque nunca han sido utilizados bajo contextos específicos de valoración de la estabilidad del CORE como se presenta en este estudio.

El presente estudio presenta también una serie de limitaciones, que se presentan como posibles líneas de investigación futuras: (i) el aumento del tamaño muestral para poder utilizar la información obtenida con

consistencia, (ii) La variabilidad inter-sujeto hace que los estadísticos media y desviación estándar no represente con exactitud la realidad de los datos, se debería plantear otras alternativas de análisis o calcular y tener en cuenta este sesgo, (iii) aun conociendo la validez aparente y ecológica de este método, evaluar la precisión para la evaluación de la estabilidad con otros patrones de referencia, y (iv) utilizar poblaciones diferentes para aumentar las posibilidades de utilizar este método de valoración.

Conclusiones y aplicaciones prácticas

En el presente estudio de carácter eminentemente práctico se establecen las siguientes conclusiones y aplicaciones prácticas:

- Los ejercicios propuestos para el desarrollo de la estabilidad del CORE fueron diferentes en nivel de estabilidad, siendo clasificados (AM, PS, PP y PL) de menor a mayor.
- La agrupación visual por niveles de los ejercicios propuestos podría resultar una información muy útil para entrenadores y profesionales del deporte para usarlos como valores de referencia e interpretar los resultados de un acelerómetro.
- Un dispositivo inercial que convencionalmente conlleva tareas de monitorización, también puede ser utilizado para la valoración de la estabilidad de forma sencilla, portable, válida y fiable.

Referencias

- Akenhead, R., & Nassis, G. P. (2016). Training Load and Player Monitoring in High-Level Football: Current Practice and Perceptions. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *11*(5), 587-593. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0331>
- Armstrong, W. J., McGregor, S. J., Yaggie, J. A., Bailey, J. J., Johnson, S. M., Goin, A. M., & Kelly, S. R. (2010). Reliability of mechanomyography and triaxial accelerometry in the assessment of balance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(4), 726-731. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.02.002>
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sports Medicine*, *26*(4), 217-238. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>
- Axler, C. T., & McGill, S. M. (1997). Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *29*(6), 804-811.
- Barbado, D., Lopez-Valenciano, A., Juan-Recio, C., Montero-Carretero, C., Dieën, J. H. van, & Vera-García, F. J. (2016). Trunk Stability, Trunk Strength and Sport Performance Level in Judo. *PLOS ONE*, *11*(5), e0156267. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0156267>
- Bliss, L. S., & Teeple, P. (2005). Core stability: the centerpiece of any training program. *Current sports medicine reports*, *4*(3), 179-183.
- Boyd, L. J., Ball, K., & Aughey, R. J. (2013). Quantifying External Load in Australian Football Matches and Training Using Accelerometers. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *8*(1), 44-51.
- Buchheit, M., & Simpson, B. M. (2016). Player Tracking Technology: Half-Full or Half-Empty Glass? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-23. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0499>
- Busa, M. A., Jones, S. L., Hamill, J., & van Emmerik, R. E. A. (2016). Multiscale entropy identifies differences in complexity in postural control in women with multiple sclerosis. *Gait & Posture*, *45*, 7-11. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.007>
- Busa, M. A., & van Emmerik, R. E. A. (2016). Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control. *Journal of Sport and Health Science*, *5*(1), 44-51. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.01.018>
- Chini, G., Ranavolo, A., Draicchio, F., Casali, C., Conte, C., Martino, G., ... Serrao, M. (2017). Local Stability of the Trunk in Patients with Degenerative Cerebellar Ataxia During Walking. *The*

- Cerebellum*, 16(1), 26-33. <https://doi.org/10.1007/s12311-016-0760-6>
- Dincer, I., & Cengel, Y. A. (2001). Energy, entropy and exergy concepts and their roles in thermal engineering. *Entropy*, 3(3), 116-149.
- Field, A. (2013). *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics*. SAGE.
- Fino, P. C. (2016). A preliminary study of longitudinal differences in local dynamic stability between recently concussed and healthy athletes during single and dual-task gait. *Journal of Biomechanics*, 49(9), 1983-1988. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.05.004>
- Gabbett, T. J. (2015). Relationship between accelerometer load, collisions, and repeated high-intensity effort activity in rugby league players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(12), 3424-3431.
- Ghasemzadeh, H., Jafari, R., & Prabhakaran, B. (2010). A Body Sensor Network With Electromyogram and Inertial Sensors: Multimodal Interpretation of Muscular Activities. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(2), 198-206. <https://doi.org/10.1109/ITTB.2009.2035050>
- Giroux, C., Rabita, G., Chollet, D., & Guilhem, G. (2014). What is the Best Method for Assessing Lower Limb Force-Velocity Relationship? *International Journal of Sports Medicine*, 36(2), 143-149. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1385886>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.05.011>
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive Statistics for Studies in Sports Medicine and Exercise Science: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(1), 3-13. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>
- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2004). Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 926-934. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3>
- Lehman, G. J., Hoda, W., & Oliver, S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swissball. *Chiropractic & osteopathy*, 13(1), 1.
- López-Miñarro, P. Á. L. (2009). Análisis de ejercicios de musculación para el tronco. Trabajo lumbo-abdominal. Ejercicios desaconsejados y criterios de corrección. Recuperado a partir de <https://digitum.um.es/jspui/bitstream/10201/5245/1/fortalecimiento%20de%20la%20musculatura%20del%20tronco.pdf>
- McGill, S. M. (1998). Low back exercises: evidence for improving exercise regimens. *Physical therapy*, 78(7), 754-765.
- McGregor, S. J., Armstrong, W. J., Yaggie, J. A., Boltt, E. M., Parshad, R., Bailey, J. J., ... Kelly, S. R. (2011). Lower extremity fatigue increases complexity of postural control during a single-legged stance. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8(1), 43. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-43>
- Milligan, A., Scurr, J., Mills, C., & Wood, L. (2011). An investigation into the within and between participant variance in three-dimensional breast kinematic data during a 5 km run. En *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1). Recuperado a partir de <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/4890>
- Peña, G., Elvar, H., Ramón, J., Moral, S., Isidro Donate, F., & Mata Ordoñez, F. (2012). Revisión de los Métodos de Valoración de la Estabilidad Central (Core). *PubliCE Standard*. Recuperado a partir de <https://g-se.com/es/evaluacion-deportiva/articulos/revison-de-los-metodos-de-valoracion-de-la-estabilidad-central-core-1426>
- Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 88(6), 2297-2301.
- Reeves, N. P., Everding, V. Q., Cholewicki, J., & Morrisette, D. C. (2006). The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research*, 174(4), 694-700. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0516-5>
- Rodríguez, P. L. (2000). La higiene postural en Educación Física. Propuesta de aplicación de un programa escolar. Educación Física y salud (pp. 255-286). Presentado en Actas del II Congreso Internacional de Educación Física.
- Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015). Core stability: evaluación y criterios para su entrenamiento. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(3), 130-137. <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2014.02.005>
- Wang, J., Liu, Y., & Fan, W. (2006). Design and Calibration for a Smart Inertial Measurement Unit for Autonomous Helicopters Using MEMS Sensors (pp. 956-961). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICMA.2006.257754>
- Weir, A., Darby, J., Inklaar, H., Koes, B., Bakker, E., & Tol, J. L. (2010). Core Stability: Inter- and Intraobserver Reliability of 6 Clinical Tests: *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20(1), 34-38. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181cae924>
- Zhu, Y. (2017). Design and Validation of a Low-Cost Portable Device to Quantify Postural Stability. *Sensors*, 17(3), 619. <https://doi.org/10.3390/s17030619>

