

Efectos del entrenamiento propioceptivo sobre el sistema de control postural en jugadores de fútbol adolescentes: estudio realizado mediante Detrended Fluctuation Analysis (DFA)

Effects of proprioceptive training on the postural control system in young football players: a study performed with Detrended Fluctuation Analysis (DFA)

Franck Bernard Maze, Maria Teresa Blázquez Tejada y Francisco Javier Rojas Ruiz*

Universidad de Granada. Facultad de Ciencias del Deporte. Departamento de Educación Física y Deportiva. Carretera de Alfacar s/n. 18071 Granada (España).

Resumen: El principal objetivo de este trabajo es estudiar el potencial del método *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA) para objetivar cambios en el sistema de control postural (SCP) asociados a un entrenamiento propioceptivo. Como objetivo secundario se estudia mediante DFA el efecto de una perturbación externa y de la ausencia de información visual sobre el SCP. Para ello, se analizó mediante DFA la oscilación postural de 39 jugadores de fútbol juvenil, registrada durante 102.4 s y una frecuencia de 80 Hz, antes y después de una temporada de fútbol, durante la cual un grupo seleccionado aleatoriamente siguió un entrenamiento propioceptivo y otro no. Los resultados del análisis DFA no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de jugadores que siguió un entrenamiento propioceptivo y el que no. Tampoco se encontraron evidencias mediante DFA del efecto de una perturbación externa, ni de la ausencia de información visual en la oscilación postural.

Palabras clave: Entrenamiento propioceptivo, fútbol, análisis DFA.

Abstract: The main purpose of the present study is to elucidate the potential of *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA) to disclose changes in postural control system (PCS) associated with proprioceptive training. A secondary purpose is to study the effects of external perturbation and visual information deprivation in PCS. For both purposes DFA was applied to the study of nonlinear variability of body sway in 39 young football players. Body sway was registered during 102.4 s at a frequency of 80 Hz, before and after an intervention period, a football season, during which one half of the randomly assigned participants was proprioceptive trained and the other half was not. The results showed no significant differences between the DFA analysis obtained for proprioceptive trained young football players and the not proprioceptive trained ones. No evidence of external perturbation or visual information deprivation effects on PCS was elicited through this study.
Keywords: Proprioceptive training, football, DFA analysis.

El sistema de control postural humano permite el equilibrio en bipedestación tanto en condiciones dinámicas como estáticas. Este sistema otorga al cuerpo humano la capacidad de adaptarse a perturbaciones externas, así como la posibilidad de realizar tareas motoras tales como alcanzar un objeto en deportes como el fútbol (Zhou et al., 2013).

Los movimientos asociados a la práctica del fútbol involucran funciones motoras que intervienen en diferentes niveles con numerosos sistemas fisiológicos (Weigelt et al., 2000). Por ejemplo, los mensajes propioceptivos recibidos desde los diferentes receptores sensoriales llegan al sistema nervioso central donde son procesados para obtener un movimiento corporal coordinado (Riemann & Lephart 2002). El sistema propioceptivo, junto con el visual y el vestibular componen el sistema de control postural humano (SCP).

Un gran número de estudios han centrado su atención en el estudio del sistema propioceptivo (Decicco & Fisher, 2005;

Hides et al., 2012; Marek et al., 2005). Algunos de ellos han sido orientados hacia el estudio de los efectos de ejercicios en la práctica de un deporte (Parrington et al., 2015; Mehdi-zadeh et al., 2016). El sistema propioceptivo también es un frecuente tópico en investigaciones relacionadas con el fútbol (Ben Moussa et al., 2008; Molacek et al., 2010).

La evaluación de los cambios producidos por el entrenamiento propioceptivo ha sido llevada a cabo por algunos autores mediante registros posturales realizados con plataformas de estabilometría (Quatman-Yates et al., 2013; Romero et al., 2013). La plataforma permite registrar el movimiento del centro de presión (CdP) de un individuo situado sobre ella gracias a los sensores de presión que se encuentran en su interior. El registro del movimiento de CdP es conocido como estabilograma y puede ser descompuesto en dos señales unidireccionales cuyo análisis aporta información del SCP (Blázquez et al., 2009).

El acercamiento tradicional para examinar la información contenida en los estabilogramas es la cuantificación y estudio estadístico de parámetros lineales (o clásicos) como la longitud recorrida por el CdP o la velocidad media empleada en este recorrido (Hugon 1998; Romero et al., 2013).

Dirección para correspondencia [Correspondence address]: Francisco Javier Rojas Ruiz. Universidad de Granada. Facultad de Ciencias del Deporte. Departamento de Educación Física y Deportiva. Carretera de Alfacar s/n. 18071 Granada (España). E-mail: fjrojas@ugr.es

Sin embargo, este tipo de estudios no detecta la dinámica interna de la trayectoria del CdP: no consideran por ejemplo, el ordenamiento temporal de la serie de puntos registrados o la magnitud y la dirección de los desplazamientos entre pares de puntos. Por tanto la estabilometría clásica presenta características limitantes.

Los análisis basados en la geometría fractal y el estudio de las correlaciones de largo alcance son capaces de descubrir el comportamiento dinámico de las señales obtenidas a partir del establograma. Este tipo de análisis comienza a aplicarse a la trayectoria del CdP a partir de los años noventa, siguiendo estudios similares realizados a partir de otras de otras señales fisiológicas como el electrocardiograma (Bezerianos et al., 1994; Aguilu et al., 1995). Un método muy utilizado, perteneciente a este tipo de análisis, es el llamado *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA) y fue introducido por Peng et al. (1995) como parte de sus investigaciones sobre el electrocardiograma. El análisis DFA ha sido empleado en muy diversas áreas de investigación como por ejemplo el control oculomotor (Mergenthaler & Engbert 2007), el control motor (Hausdorff et al., 2001; Hu et al., 2004) y la marcha (Dingwell & Cusumano 2010; Rhea & Wittstein 2014). Numerosos investigadores han estudiado la trayectoria del CdP, oscilación postural, mediante el análisis DFA (Blázquez et al., 2010; Collins & De Luca 1995; Collins et al., 1995; Delignières et al., 2006; Duarte & Zatsiorsky 1999; Duarte & Zatsiorsky 2000; Schniepp et al., 2013).

Investigadores del campo del deporte también han encontrado interesante la aplicación del método DFA (Barbado et al., 2015; Bueno et al., 2015; Casties et al., 2006; Jordan et al., 2006; Mann et al., 2015; Weippert et al., 2015). Vázquez et al., (2016) aplicaron DFA para estudiar el efecto del ejercicio continuo en las estrategias de control motor. Caballero et al., (2016) estudiaron el efecto de perturbaciones externas en el equilibrio mediante el análisis DFA de la trayectoria del CdP de los participantes.

La aplicación del análisis DFA al fútbol también comienza a realizarse en el análisis de la relación entre las curvas de potencia y las cargas de entrenamiento (Bruno et al., 2011). Hasta el momento no se han constado investigaciones sobre la aplicación del método DFA al estudio del efecto de un entrenamiento propioceptivo en el fútbol. Principalmente se han realizado investigaciones buscando una relación entre el entrenamiento propioceptivo y la prevención de lesiones en jugadores de fútbol (Caraffa et al., 1996; Malliou et al., 2004). Un método como DFA podría aportar una objetivación directa sobre el efecto de dicho entrenamiento en la oscilación postural, es decir, en el control postural y el SCP.

El objetivo de este trabajo es estudiar el potencial del análisis DFA. En primer lugar, y como objetivo principal, se estudiará si el análisis DFA permite objetivar cambios relacionados con la práctica de ejercicios propioceptivos. Para ello,

se compararán los resultados obtenidos aplicando el análisis DFA a los registros de la oscilación postural de un grupo de jugadores de fútbol que ha realizado ejercicios propioceptivos frente a los de un grupo de control. Como objetivo secundario se estudiará si el análisis DFA detecta la influencia de una perturbación externa y de la ausencia de información visual.

La primera hipótesis de trabajo es que el análisis DFA permite objetivar el efecto de ejercicios propioceptivos; y la segunda hipótesis que DFA permite detectar la influencia de una perturbación externa y de la ausencia de información visual en la oscilación postural.

Material y Métodos

Muestra

En este estudio participaron 39 jugadores de fútbol de equipos pertenecientes a las categorías de cadetes y juveniles de las provincias de Cuenca y Granada. Todos varones, con una media de edad, peso y altura de 16,07 \pm 1,28 años, 64,95 \pm 11,14 kg y 1,73 \pm 0,09 m, respectivamente. Los participantes fueron informados previamente de las características del estudio y dieron su conformidad por escrito antes de comenzar las medidas. Las medidas fueron realizadas cumpliendo con los principios éticos enunciados en la Declaración de Helsinki.

Los participantes fueron repartidos aleatoriamente en dos grupos:

- Grupo de control (G1). Compuesto por 18 participantes.
- Grupo experimental (G2) que realizó un entrenamiento propioceptivo a lo largo de toda la temporada. Compuesto por 21 participantes.

Entrenamiento propioceptivo

Los jugadores de fútbol del G2 han realizado un entrenamiento propioceptivo después del calentamiento y antes de los ejercicios específicos de la sesión deportiva. Su duración ha sido de 6-7 minutos y se ha realizado durante 6 meses.

Los ejercicios propioceptivos realizados por los futbolistas están basado en el método de control postural (COP) postulado por Ceccaldi y Favre (1986). Estos ejercicios han sido realizados por deportista de élite de equipos franceses, como por ejemplo la selección nacional francesa de balonmano. El método COP aumenta la sensibilidad propioceptiva del sujeto, es decir, aumenta las informaciones que recibe de sus captores encargados de indicarle la posición de los diversos segmentos de su cuerpo.

La técnica COP empieza el sujeto de pie, pies en apoyo y juntos. Pasa de un apoyo bilateral en los talones a ponerse de puntillas y viceversa (6 veces). Posteriormente, realiza la mis-

ma técnica en apoyo unilateral a la derecha y después a la izquierda (6 veces en cada apoyo monopodal). A continuación, bascula los pies lateralmente y de forma activa y bilateral, en varo y en valgo de los talones (6 veces). Finalmente, realiza lo mismo en apoyo unilateral a la derecha y a la izquierda (6 veces en cada apoyo monopodal).

Para prevenir una posible lesión de los ligamentos cruzados de la rodilla el futbolista desde posición bípeda, con las manos sobre las rodillas en extensión, realiza una ligera flexión de rodillas (3 veces). Posteriormente, se realiza una flexión con una rotación externa de las 2 rodillas (3 veces) y con una rotación interna de las 2 rodillas (3 veces).

A continuación, se coloca una rodilla adelantada en posición de marcha y se realiza una flexión con una rotación externa de la rodilla (3 veces) y con rotación interna (3 veces). Cambia de rodilla y repite el mismo ejercicio.

Lanza el miembro inferior con la rodilla flexionada a 90° y con una aducción máxima posible de la rodilla hacia la otra pierna. Asocia a este movimiento una rotación opuesta de la cintura escapular, para conservar un buen equilibrio estático. Y estabiliza esta posición 3 segundos. Posteriormente, en apoyo monopodal, se realiza una extensión del miembro inferior motor y una elevación del brazo opuesto en máxima extensión, asociado a una elevación máxima, durante 1 segundo. Se repite los 2 movimientos 3 veces y se cambia de apoyo monopodal para realizar el mismo ejercicio con la otra pierna.

A continuación, con las manos sobre los hombros, sin mover la cabeza de su posición inicial, mirada al frente. Se realizan rotaciones máximas del tronco sobre el eje vertical hacia ambos lados. Estos ejercicios se reproducen 3 veces a cada lado en inspiración máxima.

Finalmente, se solicita al sujeto un balanceo armonioso y asimétrico de los dos miembros superiores, hasta superar la horizontalidad (3 veces de cada lado). Se asocia a esta maniobra una flexión de la cabeza y después una extensión. En la misma posición de partida se pide al futbolista de poner sus brazos en cruz, con un antebrazo en pronación con una rotación interna del brazo y el otro en supinación y una rotación externa (3 veces de cada lado). Se asocia esta maniobra con una rotación ligera de la cabeza de los 2 lados (3 veces de cada lado).

Plataforma de estabilometría

La plataforma de estabilometría (SATEL, modelo PF2002, Francia) está constituida por una plancha de metal indeformable de 480 mm x 480 mm, bajo la cual reposan tres sensores de presión, que se encuentran en los vértices de un triángulo equilátero de 200 mm de lado (Figura 1). La frecuencia de muestreo de cada sensor es, por defecto, de 40 Hz, y ha sido modificada para recoger medidas con una frecuencia de 80 Hz.

Figura 1. Plataforma de estabilometría (SATEL, modelo PF2002, Francia).

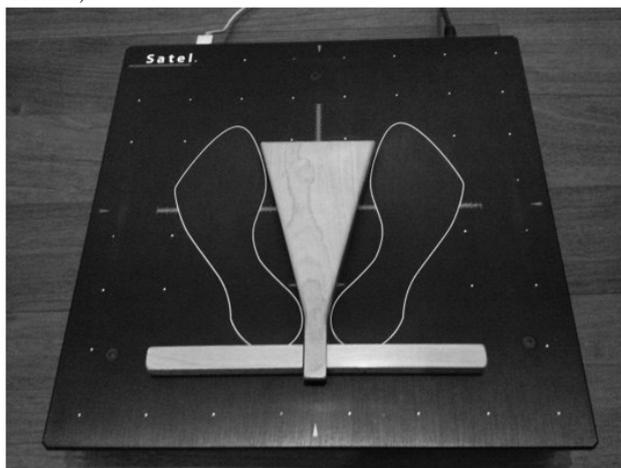
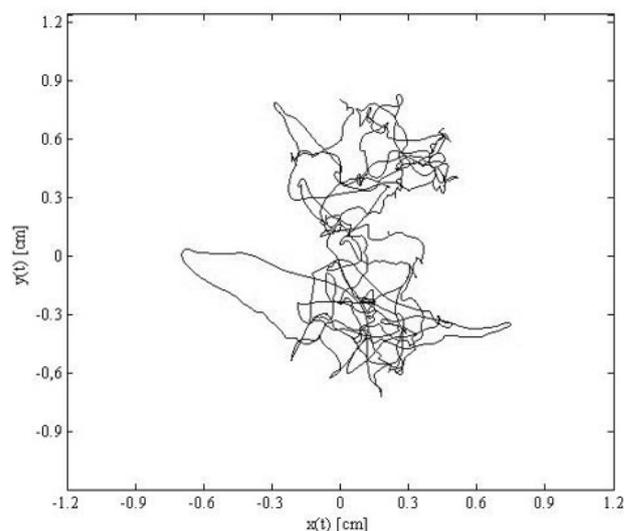


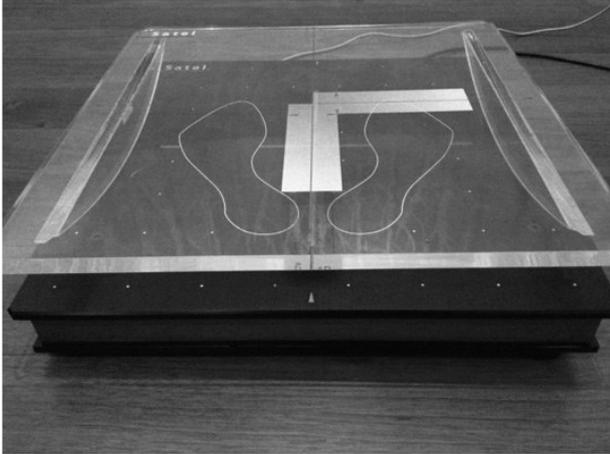
Figura 2. Ejemplo de estabilograma. El trazo muestra la trayectoria del CdP de un sujeto sobre el plano del suelo (x,y) durante el tiempo de la prueba.



La salida de estos sensores permite obtener la proyección del CdP del sujeto sobre el plano xy . La figura 2 muestra un ejemplo de trayectoria de esta proyección del CdP en su correspondiente estabilograma.

La plataforma permite analizar el movimiento del CdP del participante situado sobre ella en condiciones estáticas y dinámicas. Para provocar esta última, se dispone de un balancín de 480 mm x 480 mm x 60 mm que se coloca sobre la plataforma y sobre el cual el participante ha de mantener el equilibrio. La figura 3 muestra este balancín sobre la plataforma. En función de la colocación del balancín sobre la plataforma, éste crea una perturbación lateral (eje x) o anteroposterior (eje y).

Figura 3. Balancín sobre la plataforma.



Protocolo seguido para realizar las medidas

Se sitúa la plataforma a un metro de una pared sobre la cual pende, a modo de referencia para el sujeto, un cordón rojo; dicho cordón mantiene la verticalidad gracias a una plomada y está centrado respecto a la parte frontal de la plataforma. En las medidas en condiciones estáticas el participante se coloca sobre la plataforma colocando sus pies en las referencias marcadas. En medidas dinámicas el sujeto se sube sobre el balancín que ha sido situado sobre la plataforma, también en este caso el sujeto coloca sus pies según referencias marcadas. En las medidas con ojos abiertos se pide al participante mirar el cordón a la altura de sus ojos. En las medidas con ojos cerrados se coloca al participante un antifaz para asegurar la ausencia de información visual.

Se registraron dos series de medidas, en condiciones estáticas y dinámicas, una al principio y otra al final de una temporada de fútbol. Cada serie de medidas está compuesta por una primera medida en condiciones estáticas y ojos abiertos (código C10), una segunda medida en condiciones dinámicas y ojos abiertos con el balancín situado sobre la plataforma generando una perturbación lateral (código C20), una tercera medida en condiciones dinámicas y ojos abiertos con el balancín sobre la plataforma generando una perturbación anteroposterior (código C30), una cuarta y última medida similar a la tercera pero con ojos cerrados (código C31). El tiempo de registro de cada una de las medidas fue de 102.4 s y la frecuencia de 80 Hz.

Análisis DFA

DFA, del inglés *Detrended Fluctuation Analysis*, es un método de análisis escalar que aporta un parámetro cuantitativo, el exponente α que representa las propiedades de correlación

de la señal en una determinada escala. En función de estas propiedades de correlación una serie temporal, en este caso la oscilación postural o desplazamiento del CdP, puede presentar características de “persistencia” o “antipersistencia” en la escala estudiada. Cuando el valor del exponente α (exponente de correlación) es mayor de 0.5, $\alpha > 0.5$, indica que existe persistencia y cuando $\alpha < 0.5$ antipersistencia. El valor $\alpha = 0.5$ corresponde al movimiento aleatorio o browniano.

“Persistencia” significa que las desviaciones en las series de tiempo tienen estadísticamente una mayor probabilidad de seguir en la misma dirección. Por ejemplo, si hay una desviación del CdP del punto de equilibrio, en los siguientes intervalos de tiempo lo más probable es que el CdP siga alejándose de este punto, es decir, persiste en ir hacia el desequilibrio. “Antipersistencia” significa que las desviaciones en una dirección son seguidas de desviaciones en la dirección contraria. Es decir, si en un espacio de tiempo el CdP se aleja del punto de equilibrio, en el siguiente lo más probable es que se acerque.

La existencia de correlación en una señal, es decir si la aplicación de DFA sobre una señal aporta un valor de α , indica la existencia de un comportamiento fractal. Si una señal tiene diferentes valores del exponente α en diferentes escalas de tiempo se dice que la señal es multifractal. La palabra fractal fue inventada por el matemático francés B. Mandelbrot (1975) y hace referencia a una estructura iterativa que tiene la propiedad de que su aspecto y distribución estadística no cambian cualquiera que sea la escala con que se observe.

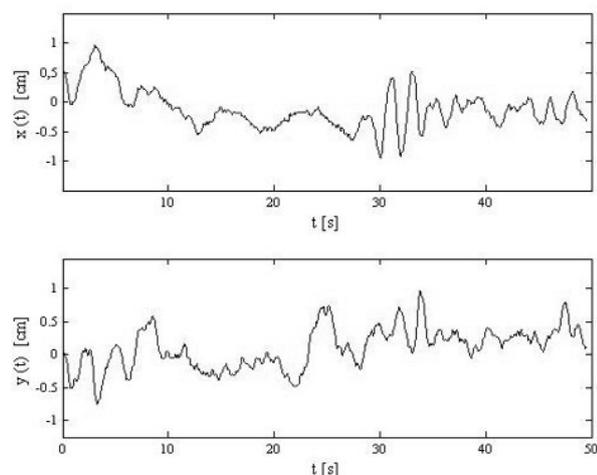
En nuestro caso la señal analizada está constituida por la serie temporal de las diferentes posiciones del CdP en el tiempo reflejadas en el establograma, descompuestas en sus componentes lateral $x(t)$ y anteroposterior $y(t)$. La figura 4 muestra un ejemplo de esta descomposición.

DFA estudia el comportamiento de la señal en diferentes intervalos de tiempo. Cuando la señal es fractal el valor del exponente α es el mismo en todos los tamaños de intervalo de tiempo, y por tanto DFA se aplica una única vez. Sin embargo cuando la señal es multifractal, como ocurre en el caso de la oscilación postural registrada en el establograma (Blázquez et al., 2010) es preciso aplicar DFA a diferentes tamaños de intervalos de tiempo. Este punto no ha sido respectado por gran parte de los investigadores que han aplicado DFA al estudio de la oscilación postural (Quatman-Yates et al., 2013; Schniepp et al., 2013; Caballero et al., 2016). En este trabajo se aplicará DFA a diferentes intervalos de tiempo para comprobar si el valor del exponente α cambia o es siempre el mismo.

La tabla 1 muestra los 8 tamaños de intervalos de tiempo T elegidos para calcular el exponente de correlación α . Se denominan intervalos de tiempo cortos a los de menor tamaño en segundos (T1, T2, T3 y T4) y largos al resto (T5, T6, T7 y T8).

Tabla 1. Definición de los intervalos elegidos siguiendo una proporción logarítmica, en los que se calcula el valor del exponente de correlación α .

T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8
0,21 s	0,35 s	0,56 s	0,91 s	1,46 s	2,36 s	3,80 s	6,12 s

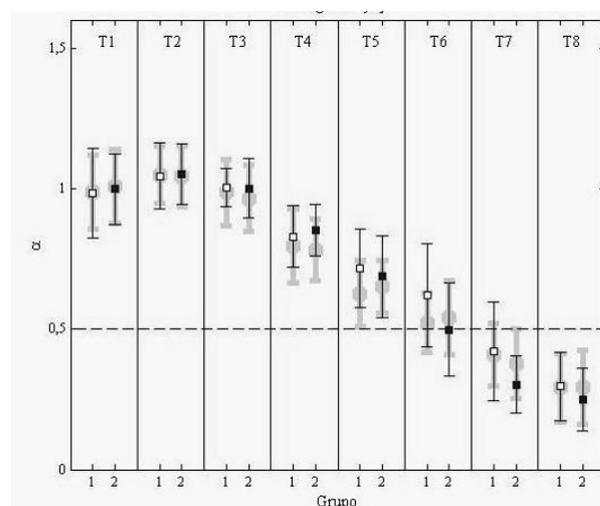
Figura 4. Ejemplo de la descomposición de la trayectoria del CdP de un sujeto en su componente lateral (eje x) y anteroposterior (eje y).

La programación se realizó mediante MATLAB (Mathworks, Natick MA) a partir del programa de DFA proporcionado directamente por el Dr. Peng, creador de este análisis (Peng et al. 1995) y utilizado en trabajos previos (Blázquez et al. 2010).

Resultados

Se ha aplicado el método DFA, para cada uno de los 8 intervalos de tiempo T descritos, a cada una de las medidas realizadas. Por tanto, se han obtenido 8 valores del exponente de correlación α para cada medida. Se presentan los valores medios y la desviación estándar del exponente de correlación α para el total de medidas del grupo de control (G1) y del grupo experimental (G2) para cada una de las condiciones de medida (C10, C20, C30 y C31) y componente del movimiento (x , y). En las figuras se presentan el valor medio del exponente de correlación α , acompañado de su barra de error, o incertidumbre, correspondiente a una vez la desviación estándar (1σ).

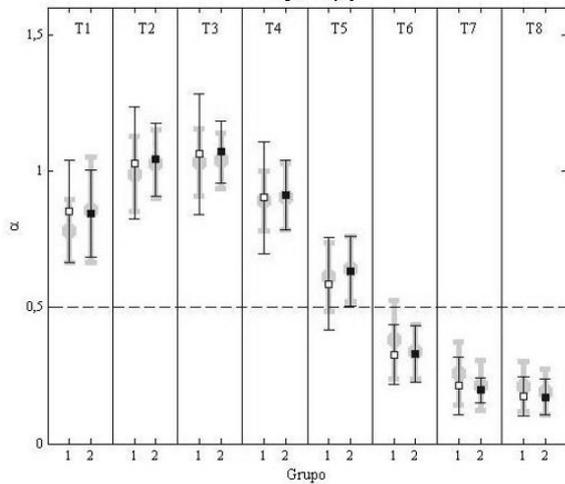
La comparación de estas barras de error permitirá estudiar si hay solape a nivel de 1σ entre los resultados de ambos grupos, para cada una de las condiciones de medida realizadas. La aplicación del método DFA en diferentes intervalos de tiempo, T , permitirá conocer si hay cambios en el comportamiento fractal, persistente o antipersistente, de la oscilación postural.

Figura 5. Resultados de la aplicación de DFA a las medidas realizadas en condiciones estáticas (C10). Se muestran los valores medios del exponente de correlación correspondientes al movimiento anteroposterior del CdP para los grupos G1 y G2. Las incertidumbres corresponden a 1σ . El trazo fino corresponde a los resultados de la fase A y el grueso a la fase B.

En primer lugar se presentan los resultados del exponente de correlación α en los diferentes códigos de medida, aplicando DFA a la componente anteroposterior (eje y) de la trayectoria del CdP. La figura 5 muestra estos resultados en las medidas realizadas en condiciones estáticas (C10). En esta figura se observa una evolución en las características de correlación del movimiento del CdP que va desde movimiento persistente en los intervalos de tiempo cortos, hasta antipersistente en los tiempos largos. Por tanto la serie temporal de la trayectoria del CdP es multifractal.

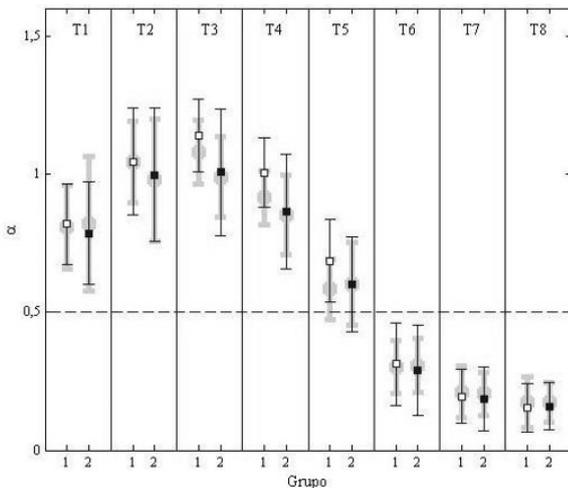
Los valores medios de los dos grupos estudiados, representados en la figura 5 mediante un cuadrado, tienen una gran similitud, y además el tamaño de la desviación estándar σ , señalada mediante barras, hace que exista un gran solapamiento entre los resultados obtenidos en cada grupo.

Figura 6. Resultados similares a la figura 3, esta vez correspondientes al código 20 (C20).



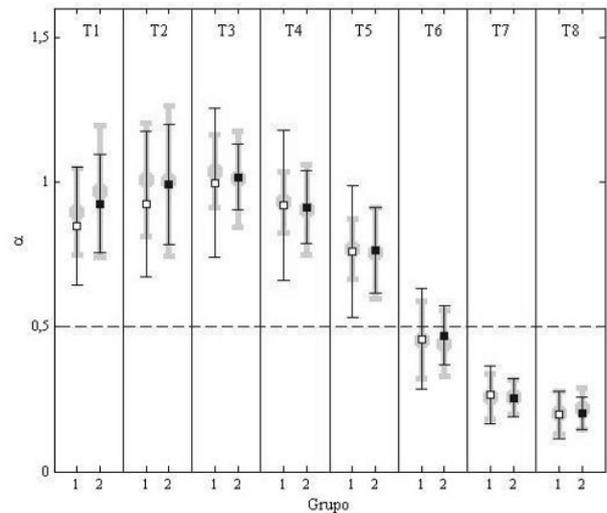
Las figuras 6, 7 y 8 muestran estos mismos resultados en las medidas realizadas en condiciones dinámicas (C20, C30 y C31). Se observa una tendencia a la aparición del comportamiento antipersistente en intervalos de tiempo más pequeños en condiciones dinámicas que en estáticas. Respecto a la comparación entre las medidas realizadas con ojos abiertos y cerrados, códigos C30 y C31 respectivamente, se observa un menor descenso en los valores del exponente de correlación en las medidas realizadas con ojos cerrados, en torno a los intervalos en los que se produce la transición entre movimiento persistente y antipersistente (T5 y T6). Se aprecia una tendencia hacia una mayor persistencia en ausencia de información visual, pero no de diferencia ya que existe un solapamiento entre los resultados obtenidos con y sin información visual.

Figura 7. Resultados similares a la figura 3, esta vez correspondientes al código 30 (C30).



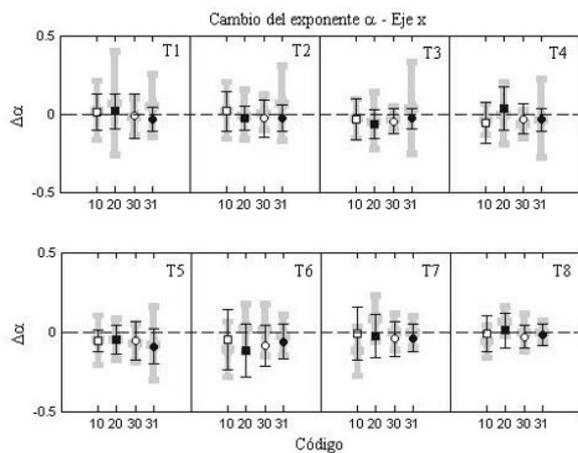
Respecto a las características del movimiento del CdP de los participantes al principio y al final de la temporada se observa un gran solape en los márgenes de variación de los valores del exponente α a nivel de 1σ . También se observa una mayor variación de los valores del exponente α en los intervalos cortos en las medidas realizadas en condiciones dinámicas.

Figura 8. Resultados similares a la figura 3, esta vez correspondientes al código 31 (C31).



Los resultados obtenidos para el movimiento lateral (eje x) del CdP se encuentran en la figura 9. En este caso se expresan los resultados obtenidos mediante el análisis DFA en función del cambio del exponente de correlación entre el principio y el final de la temporada de fútbol, fases A y B respectivamente. Se observan en todos los casos valores medios próximos a cero.

Figura 9. Resultados del cambio en el exponente de correlación entre las fases A y B del movimiento lateral (eje x) en los distintos códigos de medida.



Únicamente se pueden señalar la presencia de desviaciones estándar de mayor tamaño en el grupo de control (G1). Por tanto, en todos los casos estudiados no se observan diferencias en las características fractales del movimiento del CdP entre el principio y el final de la temporada.

Los resultados del cálculo del tiempo de corte (T_c) que marca la transición entre movimiento persistente y antipersistente se muestran en la tabla 2.

Para realizar este cálculo se obtuvo el exponente α para 40 intervalos de tiempo T , separados proporcionalmente entre 0,17 y 7,41 s. Estos resultados confirman la tendencia hacia la aparición más temprana del movimiento antipersistente cuando el cuerpo se encuentra sometido a una perturbación dinámica. El solape entre los resultados entre medidas estáti-

cas y dinámicas indica que la perturbación creada por el balancín no se traduce en diferencias significativas en las características fractales del movimiento del CdP. También vuelve a observarse un gran solape entre las características relativas al movimiento del CdP de los jugadores del fútbol al principio y al final de una temporada.

El efecto de la ausencia de información visual presenta tendencias opuestas en cada eje. En el eje x se ha observado que el T_c disminuye en ausencia de información visual, es decir, la ausencia de esta información produce la aparición de un comportamiento antipersistente en intervalos de tiempos más cortos. Sin embargo en el eje y ocurre al contrario. En ningún caso han existido diferencias estadísticamente significativas debido a que existe un solape a nivel de 1σ .

Tabla 2. Valores medios de los tiempos de corte entre persistencia y anti-persistencia (T_c) de los cuatro códigos de medida. Se muestran los resultados en los dos grupos correspondientes a las dos fases estudiadas (A y B) y a las dos coordenadas x e y . Las incertidumbres corresponden a 1σ .

	C10	C20	C30	C31
Tc (x) G1 Fase A	2,55 ± 0,9	1,92 ± 0,59	2,01 ± 0,66	1,91 ± 0,98
Tc (x) G1 Fase B	2,12 ± 0,85	2,36 ± 0,9	2,09 ± 0,66	1,7 ± 0,32
Tc (x) G2 Fase A	2,3 ± 0,6	2,11 ± 0,36	2,25 ± 0,53	1,81 ± 0,39
Tc (x) G2 Fase B	2,35 ± 0,83	1,95 ± 0,36	2,16 ± 0,51	1,81 ± 0,51
Tc (y) G1 Fase A	2,85 ± 1,29	1,43 ± 0,37	1,64 ± 0,31	2,17 ± 0,93
Tc (y) G1 Fase B	2,3 ± 1,17	1,74 ± 0,73	1,44 ± 0,24	2 ± 0,35
Tc (y) G2 Fase A	2,05 ± 0,62	1,54 ± 0,3	1,8 ± 0,96	1,89 ± 0,51
Tc (y) G2 Fase B	2,43 ± 1,19	1,57 ± 0,26	1,47 ± 0,29	1,8 ± 0,53

Discusión

Las comparaciones entre los resultados obtenidos en el grupo de control (G1) y en el grupo experimental (G2) han mostrado que el método DFA no objetiva diferencias relacionadas con la realización de entrenamiento propioceptivo, ni con la introducción de una perturbación, ni tampoco con la ausencia de información visual. Por otro lado, los resultados han puesto de manifiesto la complejidad de los mecanismos fisiológicos responsables del mantenimiento del equilibrio del cuerpo humano, capaces de crear respuestas de control postural que siguen patrones multifractales.

Los resultados de los exponentes de correlación han mostrado un comportamiento persistente en los intervalos de tiempo menores de 1 s y antipersistente en los mayores de 3. Con un valor medio de tiempo de corte (T_c) que ha oscilado entre los 1,44 s encontrado en el movimiento anteroposterior de los participantes del G1, fase A, código 30, y los 2,85 s encontrados en el movimiento de las mismas características con código 10. Collins y De Luca (1995) habían estimado este tiempo de corte en 1 s.

Los resultados obtenidos muestran que el carácter multi-

fractal de la trayectoria del CdP, definido por los exponentes de correlación, no se ve significativamente afectado por la presencia o ausencia de información visual. Caballero et al. (2016) también realizaron una comparación de los exponentes de correlación entre medidas realizadas con y sin información visual cuyo protocolo difiere del nuestro. En su investigación los participantes miraron la proyección en la pared de la pantalla del ordenador que muestra el trazo del movimiento en tiempo real de su CdP, mientras que en este trabajo durante las medidas con ojos abiertos los participantes han mirado una línea vertical fija. Estos investigadores realizaron una serie de filtros en el exponente de correlación que dan como resultado diferencias estadísticamente significativas entre ojos abiertos y cerrados en algunas de las condiciones estudiadas.

Cuando se estudia el efecto de la ausencia de información visual en los valores del tiempo en el que se produce la transición entre movimiento persistente y antipersistente, se han hallado tendencias opuestas en el movimiento lateral y en el anteroposterior. Los valores medios de T_c han sido menores sin información visual en el eje x , y mayores en el y . Resultado que ha estado influido por el hecho de que los valores me-

dios de Tc con información visual son mayores en el eje x que en el y . De acuerdo con los trabajos de Schniepp et al. (2013), ha aparecido una mayor antipersistencia ante la presencia de factores que ponen en riesgo el equilibrio. Según este razonamiento, la ausencia de información visual llevaría a menores valores del Tc que es lo que ocurre en el movimiento lateral. Simplemente se pueden interpretar como tendencias, pues ha existido solape entre todas las comparaciones mencionadas.

Respecto al efecto en la trayectoria del CdP de una perturbación externa, los resultados muestran que la introducción del balancín no afecta significativamente al comportamiento del SCP. Estos resultados coinciden con los encontrados por Caballero et al. (2016).

El carácter multifractal de la trayectoria del CdP tiene su base en los mecanismos de los sistemas fisiológicos encargados del control postural del cuerpo humano. Diversos autores han propuesto una interpretación fisiológica al tipo de resultados aquí presentados. Blázquez et al. (2009) han sugerido que el comportamiento persistente en los intervalos de menos de 1 s podría estar relacionado con la actuación exclusiva de lazos de control cerrados locales con base en la médula espinal, tales como el reflejo miotático, encargados de mantener dentro de unos límites el movimiento de los músculos que posicionan las diferentes articulaciones. Collins y De Luca (1995) han relacionado este comportamiento con lazos de control abiertos, según estos autores en estos cortos intervalos de tiempo el SCP recibiría información pero no actuaría. Desde un punto de vista fisiológico la existencia un lazo abierto significaría el desplome del cuerpo. El hecho de que el movimiento sea persistente implica una tendencia al desequilibrio pero no al desplome. Consideramos más acertada la hipótesis de lazos de control cerrado locales, carentes de la totalidad de la información que recibe el SCP, pero capaces de mantener la postura del cuerpo humano bajo ciertos límites que impiden el desplome inmediato.

El comportamiento antipersistente en los intervalos de tiempo mayores de tres segundos estaría creado, según Blázquez et al. (2009), por la actuación de lazos de control cerrado centrales con base en la parte superior del sistema nervioso central. Collins y De Luca (1995) han definido también el carácter cerrado de estos lazos pero no los han relacionado con un control central. Estos lazos de control cerrado centrales comenzarían a actuar en intervalos de tiempo para los cuales comienza a existir riesgo de pérdida total del equilibrio. Según esta hipótesis los lazos de control cerrado tendrían un carácter de control central ya que serían creados a partir de toda la información recibida por el SCP. Esta hipótesis es consistente con los resultados de Duarte y Zatsiorsky (1999), que han encontrado que el CdP se desplaza alrededor de puntos de equilibrio cuya posición va cambiando en el tiempo. Esta creación de puntos de equilibrio es debida a los lazos

de control cerrado centrales y los desplazamientos alrededor de estas posiciones de equilibrio son el reflejo de los lazos de control cerrado locales.

Tras presentar esta información sobre el SCP cabría pensar que la similitud de resultados encontrados al principio y al final de la temporada en el grupo de participantes que realizaron un entrenamiento propioceptivo, sea debida a la gran complejidad del SCP que es capaz de mantener patrones fractales similares incluso en presencia de perturbaciones externas.

Conclusiones

El estudio de la dinámica no lineal de la oscilación postural mediante el método DFA ha mostrado la complejidad del equilibrio postural, que muestra patrones de comportamiento multifractal, y la dificultad de dilucidar los efectos de intervenciones externas sobre él.

En el presente trabajo se ha estudiado el efecto de un protocolo de ejercicios propioceptivos, el efecto de una perturbación externa creada por la inclusión de un balancín como superficie de apoyo del sujeto y el efecto de la privación de información visual mediante la colocación de un antifaz frente a los ojos. La comparación entre los resultados del grupo de control y del grupo que siguió el protocolo de ejercicios propioceptivos, mostró en todos los casos la existencia de un solape a nivel de α en los valores del exponente de correlación obtenidos mediante el método DFA. La comparación entre las medidas realizadas con y sin la presencia del balancín, y las realizadas con y sin información visual también mostraron la existencia de un solape a nivel de α en los valores del exponente de correlación obtenidos mediante el método DFA. Por tanto, el método DFA no ha mostrado diferencias estadísticamente significativas entre los resultados de los diferentes grupos de medidas comparados.

Concluimos que el método DFA no tiene el potencial de objetivar el efecto de ejercicios propioceptivos cuando se analizan medidas de la oscilación postural registradas con frecuencia de 80 Hz o menores, durante 100 s o menos. La conclusión es similar con respecto a la objetivación del efecto de perturbaciones externas y de la privación de la información visual en el comportamiento no lineal de la oscilación postural.

Como perspectivas de futuro sería interesante aumentar la robustez estadística del método DFA aumentando el número de puntos registrados, es decir aumentando la frecuencia de registro de la oscilación postural a 1000 Hz o más. Así se dilucidaría si el potencial del método DFA para objetivar el efecto de una intervención es dependiente del número de puntos de la señal analizada, o si definitivamente no lo tiene.

Referencias

- Aguili, A., Rizwan-uddin, A., Griffin, M.P., Moorman, J.R. (1995). Scaling and ordering of neonatal heart rate variability. *Physical Review Letters* 74, 1254-1257.
- Barbado, D., Elvira, J.L., Moreno, F.J., Vera-García, F.J. (2015). Effect of Performance Speed on Trunk Movement Control During the Curl-Up Exercise. *Journal of Human Kinetics* 46(1):29-37.
- Ben Moussa, A., Zouita, S., Dziri, C., Ben Salah, F.Z., Zehi, K. (2008). Isokinetic, functional and proprioceptive assessment of soccer players two years after surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 51(4): 248-56.
- Bezerianos, A., Bountis, T., Papaloannou, G., Polydoropoulos, P. (1995). Nonlinear time series analysis of electrocardiograms. *Chaos* 5, 95-101.
- Blázquez, M.T., Anguiano, M., Arias de Saavedra, F., Lallena, A.M., Carpena, P. (2009). Study of the human postural control during quiet standing, using detrended fluctuation analysis. *Physica A* 388, 1857-1866.
- Blázquez, M.T., Anguiano, M., Arias de Saavedra, F., Lallena, A.M., Carpena, P. (2010). Characterizing the human postural control system using detrended fluctuation analysis. *Journal of Computational and Applied Mathematics* 33, 1478-1482.
- Bruno, P.M., Pereira, F.D., Fernandes, R., de Mendoça, G.V. (2011). Analysis of power output time series in response to supramaximal exercise: an approach through dynamic factor analysis. *Pediatric Exercise Science* 23(1): 3-16.
- Bueno, D.R., Lizano, J.M., Montano, L. (2015). Effect of muscular fatigue on fractal upper limb coordination dynamics and muscle synergies. *IEEE Engineering Medicine and Biologie Society Annual Conference* 6082-5.
- Caballero, C., Barbado, D., Davids, K., Moreno, F.J. (2016). Variations in task constraints shape emergent performance outcomes and complexity levels in balancing. *Experimental Brain Research* doi: 10.1007/s00221-016-4563-2. Epub 2016 Feb 2.
- Caraffa, A., Cerulli, G., Progetti, M., Aisa, G., Rizzo, A. (1996). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthroscopy* 4: 19-21.
- Casties, J.F., Mottet, D., Le Gallais, D. (2006). Non-linear analyses of heart rate variability during heavy exercise and recovery in cyclists. *International Journal of Sports Medicine* 27(10): 780-5.
- Ceccaldi A., Favre J. (1986). Les pivots osteopathiques. Paris: Masson.
- Collins, J.J., De Luca, C.J. (1995). The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research* 103, 151-163.
- Collins, J.J., De Luca, C.J., Pavlik, A.E., Roy, S.H., Emley, M.S. (1995). The effects of spaceflight on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research* 107, 145-150.
- Decicco, P.V., Fisher, M.M. (2005). The effects of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on shoulder range of motion in overhead athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 45(2): 183-7.
- Delignières, D., Ramdani, S., Lemoine, L., Torre, K., Fortes, M., Ninot, G. (2006). Fractal analysis for short times series: a re-assessment of classical methods. *Journal of Mathematical Psychology* 50, 525-544.
- Dingwell, J.B., Cusumano, J.P. (2010). Re-interpreting detrended fluctuation analyses of stride-to-stride variability in human walking. *Gait & Posture* 32(3): 348-53.
- Duarte, M., Zatsiorsky, V.M. (1999). Instant equilibrium point and its migration in standing task: rambling and trembling components of the stabilogram. *Motor Control* 3, 28-38.
- Duarte, M., Zatsiorsky, V.M. (2000). On the fractal properties of natural human standing. *Neuroscience Letters* 283, 173-176.
- Hausdorff, H.M., Ashkenazy, Y., Peng, C.K., Ivanov, P.C., Stanley, H.E., Goldberger, A.L. (2001). When human walking becomes random walking: fractal analysis and modeling of gait rhythm fluctuations. *Physica A* 302, 138-149.
- Hides, J.A., Stanton, W.R., Mendis, M.D., Gildea, J., Sexton, M.J. (2012). Effect of motor control training on muscle size and football games missed from injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 44(6): 1141-9.
- Hu, K., Ivanov, P.C., Chen, X., Hilton, M.F., Stanley, H.E., Shea, S.A. (2004). Non-random fluctuations and multi-scale dynamics regulation of human activity. *Physica A* 337, 307-318
- Hugon, M. (1998). Posture et équilibre. *Du centre de pression au centre de gravité en stabilographie statique* (pp. 89-106). Sauramps Médical (Eds). Montpellier, Francia.
- Jordan, K., Challis, J.H., Newell, K.M. (2006). Long range correlations in the stride interval of running. *Gait & Posture* 24(1): 120-5.
- Malliou, P., Gioftsidos, A., Pafis, G., Beneka, A. y Godolias, G., (2004) Proprioceptive training (balance exercises) reduces lower extremity injuries in young soccer players. *J Back Musculoskeletal Rehabil.* (17)101-104.
- Mandelbrot, B.B. (1975). On the geometry of homogeneous turbulence, with stress on the fractal dimension of the iso-surfaces of scalars. *Journal of Fluid Mechanics* 72, 401-416.
- Mann, R., Malisoux, L., Urhausen, A., Statham, A., Meijer, K., Theisen, D. (2015). The effect of shoe type and fatigue on strike index and spatio-temporal parameters of running. *Gait & Posture* 42(1): 91-5.
- Marek, S.M., Cramer, J.T., Fincher, A.L., Massey, L.L., Dangelmaier, S.M., Purkayastha, S., Fitz, K.A., Culbertson, J.Y. (2005). Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output. *Journal of Athletic Training* 40(2): 94-103.
- Mehdizadeh, S., Arshi, A.R., Davids, K. (2016). Constraints on dynamic stability during forward, backward and lateral locomotion in skilled football players. *European Journal of Sport Science* 16(2): 190-8.
- Mergenthaler, K., Engbert, R. (2007). Modeling the control of fixational eye movements with neurophysiological delays. *Physical Review Letters* 98, 138104.
- Molacek, Z.D., Conley, D.S., Evetovich, T.K., Hinnerichs, K.R. (2010). Effects of low- and high-volume stretching on bench press performance in collegiate football players. *Journal of Strength & Conditioning Research* 24(3): 711-6.
- Parrington, L., MacMahon, C., Ball, K. (2015). How task complexity and stimulus modality affect motor execution: target accuracy, response timing and hesitations. *Journal of Motor Behavior* 47(4): 343-51.
- Peng, C.K., Havlin, S., Stanley, H.E., Goldberger, A.L. (1995). Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos* 5, 82-87.
- Quatman-Yates, C.C., Lee, A., Hugentobler, J.A., Kurowski, B.G., Myer, G.D., Riley, M.A. (2013). Test-retest consistency of a postural sway assessment protocol for adolescent athletes measured with a force plate. *International Journal of Sports Physical Therapy* 8(6): 741-8.
- Rhea, C.K., Wittstein, M.W. (2014). Characteristics of stride behavior during treadmill walking and stationary stepping. *Journal of Applied Biomechanics* 30(4): 534-41.
- Riemann, B.L., Lephart, S.M. (2002). The Sensorimotor System, Part I: The Physiological Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training* 37(1): 71-79.
- Romero, N., Martínez, E.J., Lomas, R., Hita, F., Osuna, M.C., Mar-

- tínez, A. (2013). Short-term effects of a proprioceptive training session with unstable platforms on the monopodal stabilometry of athletes. *Journal of Physical Therapy Science* 27(8): 2189-97.
38. Schniepp, R., Wuehr, M., Pradhan, C., Novozhilov, S., Krafczyk, S., Brant, T., Jahn, K. (2013). Nonlinear variability of body sway in patients with phobic postural vertigo. *Frontiers in neurology, volumen 4*, artículo 115.
39. Weigelt, C., Williams, A.M., Wingrove, T., Scott, M.A. (2000). Transfer and motor skill learning in association football. *Ergonomics* 43(10): 1698-707.
40. Weippert, M., Behrens, K., Rieger, A., Kumar, M., Behrens, M. (2015). Effects of breathing patterns and light exercise on linear and nonlinear heart rate variability. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* 40(8): 762-8.
41. Vázquez, P., Hristovski, R., Balagué, N. (2016). The Path to Exhaustion: Time-Variability Properties of Coordinative Variables during Continuous Exercise. *Frontiers in physiology* <http://dx.doi.org/10.3389/fphys.2016.00037>.
42. Zhou, J., Manor, B., Liu, D., Hu, K., Zhang, J., Fang, J. (2013). The complexity of standing postural control in older adults: a modified detrended fluctuation analysis based upon the empirical mode decomposition algorithm. *PLoS One* 8(5):e62585.